



Kapitel 1

Physikalische und technische Grundlagen

12 Schritte der Bildoptimierung

Optimierung des s/w B-Bildes	8
Optimierung des Farbbildes	9
Optimierung des Dopplerspektrums	10
Fehlerquellen	11
Schallkopf, Preset und Geräteparameter	11

Physikalische und technische Grundlagen 12

Prinzip der Dopplersonographie	
Piezoelektrischer Effekt	
Winkelabhängige Frequenzverschiebung	

Funktion unterschiedlicher Dopplerverfahren 13

CW-/PW-Doppler	
Pulsrepetitionsfrequenz (PRF)	
Farbkodierung, beam steering	

Interpretation von Flussprofilen 14

Biphasisches Profil zentraler Arterien	
Triphasisches Profil peripherer Arterien	
Belastungstests	

Dopplerindizes 16

Pulsatilitätsindex (PI)	
Resistance-Index (RI)	
Aliasing-Artefakt	

Strömungslehre

Stenosekriterien im Flussprofil	17
---------------------------------	----

12 Schritte der Bildoptimierung

Nachfolgend werden für die drei Bestandteile „B-Bild“, „Farbbild“ und „Dopplerspektrum“ diejenigen Schritte beschrieben, die für eine fehlerfreie und optimierte Gefäß- bzw. Flussdarstellung notwendig sind (Tab. 8.1).

Diese Tabelle finden Sie auch auf der dem Buch beigelegten, herausnehmbaren Checkliste im Kitteltaschenformat sowie als anschauliche Videoclips der dynamischen Handlungsabläufe (siehe hinterer Klappumschlag).

Reihenfolge der Bildoptimierung	
B-Bild	
1. Schritt:	Schallkopf schräg zum Gefäßverlauf einstellen / angulieren
2. Schritt:	Eindringtiefe / Vergrößerung an die Tiefe des Zielgefäßes anpassen
3. Schritt:	Nur eine Fokuszonen auf die Mitte des Gefäßlumens setzen
4. Schritt:	B-Bild-Gain auf niedriges Niveau herunterregeln
Farbbild	
5. Schritt:	Beam Steering einsetzen (weg von 90°, vgl. S. 8)
6. Schritt:	PRF an aktuelle Geschwindigkeit anpassen
7. Schritt:	Farbgain bis zum Blooming-Artefakt übersteuern und dann soweit zurückregeln, dass gerade nur noch das Gefäßlumen (ohne extravasale Farbpixel) farbkodiert wird.
Dopplerspektrum	
8. Schritt:	Sample Volume (SV) in die Gefäßmitte positionieren und die SV-Größe auf $1/2$ bis $2/3$ der Lumenweite setzen
9. Schritt:	Niveau der Nulllinie an Spektrumanteile ober- / unterhalb der Nulllinie anpassen, damit die Kurve weder am oberen, noch am unteren Rand abgeschnitten wird.
10. Schritt:	Geschwindigkeitsbereich (PRF _{PW}) anpassen, falls trotzdem Aliasing auftritt: Dopplerkurve zu klein => PRF _{PW} ↓ => Dopplerkurve wird vertikal gespreizt Dopplerkurve zu groß => PRF _{PW} ↑ => Dopplerkurve wird vertikal gestaucht
11. Schritt:	PW-Gain auf ein gutes Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis einstellen: Möglichst schwarzen Hintergrund ohne Rauschpixel anstreben, aber auch nicht untersteuern (für die automatische Erkennung der Hüllkurve)
12. Schritt	Eingabe des Beschallungswinkels nicht vergessen !

Tab. 8.1

Optimierung des B-Bildes

Schritt 1-4: Besonders bei Gefäßverläufen parallel zur Haut, z.B. bei den Carotiden, empfiehlt es sich, den Schallkopf nach Möglichkeit etwas zu angulieren (↗), dass die Schallwellenfront nicht im 90°-Winkel, sondern abgeschrägt auf die Gefäßwand trifft (Abb. 8.2). Dabei sollte jedoch keine Abkopplung (⇒) vom Hautkontakt auftreten. Nach Anpassung des Vergrößerungsfaktors positionieren Sie nur eine Fokuszonen in der Tiefe der Gefäßmitte (Abb. 8.3), da

mehrere Fokuszonen oft zu sehr die Bildaufbaurrate verlangsamen. Zum Abschluss regeln Sie das B-Bild-Gain etwas herunter („etwas zu dunkel“), um eine bessere Qualität der späteren Farbgebung zu ermöglichen (Abb. 8.4): Bei Geräten mit Drehregler i. d. R. gegen (↻) den Uhrzeigersinn, bei Geräten mit Kippschaltern i. d. R. nach unten. Die Optimierung des B-Bildes an unterschiedlichen Gerätetypen zeigen die **Videoclips 1.4 a-c**.

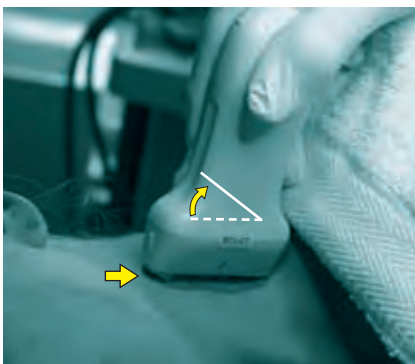


Abb. 8.2 Schallkopf angulieren

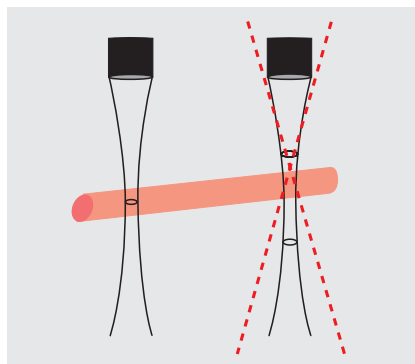


Abb. 8.3 1 Fokus in Gefäßmitte

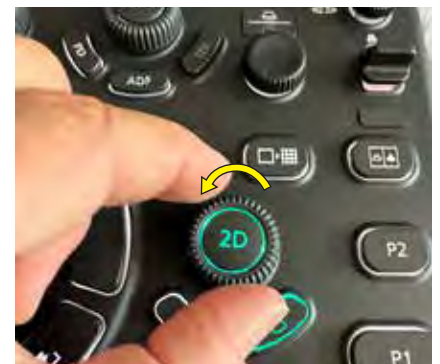


Abb. 8.4 Gain herunterregeln

Tiefenselektive Anpassung des B-Bild-Gains

Je nach Bedarf wird nun die dargestellte Eindringtiefe (Vergrößerungsfaktor) der jeweiligen Fragestellung angepasst. Da mit zunehmender Eindringtiefe prozentual immer mehr Echos durch Absorption, Reflexion und Streuung verloren gehen, hat es sich für eine homogene Parenchymdarstellung von z.B. Leber, Milz oder den Nieren bewährt, die Verstärkung („Gain“) der Echogenität der tieferen Bildabschnitte stufenweise etwas zu erhöhen. Hierfür sind bei allen Geräten entweder Schieberegler für die einzelnen Tiefenbereiche oder digitale Einstellmöglichkeiten verfügbar (Abb. 9.1).

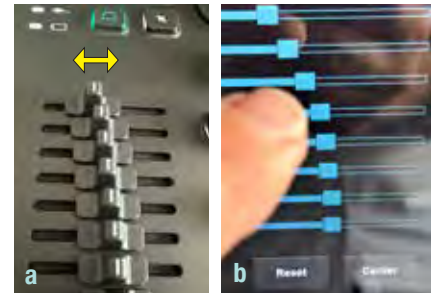


Abb. 9.1 tiefenselektive Gain-Anpassung

Optimierung des Farbbildes

Schritt 5: Um den Beschallungswinkel noch zu optimieren (vgl. Abb. 12.4), können Sie bei Linearschallköpfen nun noch den Winkel der Schallwellenfront abschrägen, indem Sie den Knopf „Beam Steering“ (Abb. 9.2) je nach Hersteller bzw. Gerät ein-

oder mehrfach betätigen oder am entsprechenden Einstellrad drehen. Als Effekt tritt eine deutlich verbesserte Farbgebung besonders an den Gefäßrändern auf (Abb. 9.3) im Vergleich zur Normaleinstellung (Abb. 9.4).



Abb. 9.2 Schallwellen abschrägen

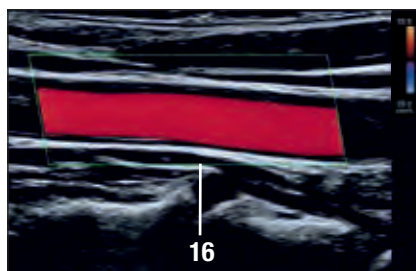


Abb. 9.3 mit Beamsteering

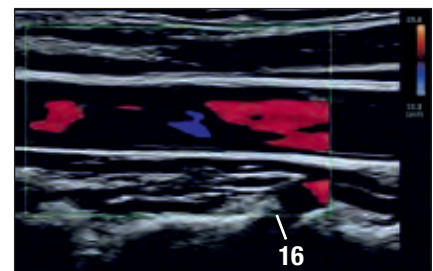


Abb. 9.4 ohne Beamsteering

Schritt 6: Eine optimale Farbausleuchtung des durchströmten Lumenanteils erreichen Sie durch Adjustierung der Pulsrepetitionsfrequenz (PRF) an das vorherrschende Geschwindigkeitsniveau: Tritt während der Systole ein Farbumschlag (6) über die hellen Anteile des Farbspektrums (Aliasing, vgl. S.16) auf (Abb. 9.5), stellen Sie die PRF am Schalter „PRF“ oder „Velocity“ stufenweise hoch (bei Arterien nur eine Stufe / Pulsschlag), bis gerade kein Aliasing mehr auftritt (Abb. 9.6).

Liegt jedoch initial kein Aliasing in der Systole vor – oder weisen die randständigen Lumenanteile Farbausparungen (17) auf (Abb. 9.7), verstellen Sie die PRF stufenweise nach unten, bis das Farbumschlagsphänomen erstmalig auftritt und setzen dann die PRF wieder nur eine Stufe höher. Verwechseln Sie dabei nicht eine echte Flussumkehr (Farbumschlag über die dunklen = langsamen Anteile des Farbspektrums) mit einem tatsächlichen Aliasing-Phänomen.

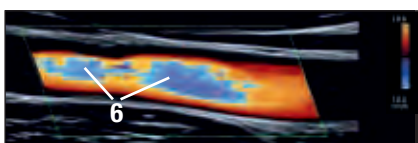


Abb. 9.5 PRF zu niedrig => Aliasing



Abb. 9.6 PRF optimiert



Abb. 9.7 PRF zu hoch

Schritt 7: Zum Abschluss wird die Verstärkung der Farbgebung optimiert: Dafür beobachten Sie, ob in Arterien zum Zeitpunkt der Systole das Intima-/Mediaecho bzw. in Venen der Gefäßrand farbüberlagert wird („Blooming-Artefakt“ →) oder sogar extravasale Farbpixel (→) auftreten (Abb. 9.8). Eine solche Farbübersteuerung würde die Erkennung wandadhärenter Thromben erschweren. Falls dies der Fall ist, drehen Sie den Farbgain-Regler so lange

gegen den Uhrzeigersinn zurück (bei Kippschaltern nach unten), bis das Blooming-Artefakt gerade verschwindet (Abb. 9.9).

Lag initial dagegen eine Untersteuerung mit inkompletter Farbgebung des Lumens vor (Abb. 9.10), drehen Sie das Farbgain so lange mit dem Uhrzeigersinn hoch (bei Kippschaltern entsprechend nach oben), bis in der Systole gerade ein Blooming-Artefakt auftritt und regeln es dann minimal zurück.



Abb. 9.8 Blooming-Artefakt

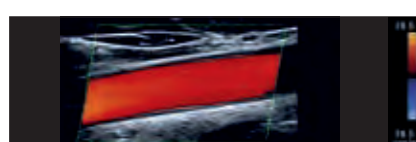


Abb. 9.9 Farbgain optimiert

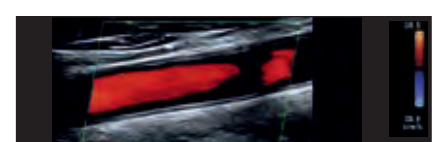


Abb. 9.10 Farbgain untersteuert

Die Optimierung des Farb-Bildes an unterschiedlichen Gerätetypen zeigen die **Videoclips 1.5 a-c**.

Optimierung des Dopplerspektrums

Schritt 8: Bei den meisten Geräteherstellern aktivieren Sie mit der Taste „PW“ oder „D“ den gepulsten Doppler. Dann erscheint automatisch ein Messfenster (SV = „sample volume“, **11**) in der Bildmitte. Dieses Messfenster soll dann **zentral im Lumen (1)** positioniert und in seiner Größe auf die **Hälfte bis maximal $\frac{2}{3}$ der Gefäßbreite** eingestellt werden (**Abb. 10.1**).

Wird das SV dagegen exzentrisch am Gefäßrand positioniert, werden auch langsame Geschwindigkeitskomponenten erfasst – dadurch schließt sich das zuvor noch freie spektrale

Fenster (**12a** in **Abb. 10.2**) im Vergleich zur Normaleinstellung (**Abb. 10.1**). Dieser Verlust des freien Fensters könnte als turbulenzbedingt und somit als falsch positives Stenosezeichen fehlinterpretiert werden.

Derselbe Effekt verstärkt sich noch, wenn das SV falsch zu groß gewählt wird und dadurch nicht nur randnahe, langsame Geschwindigkeiten, sondern auch pulsationsbedingte Wandbewegungen mit erfasst werden. Diese erscheinen dann im Spektrum als helle Artefakte (**26**) nahe der Nulllinie (**Abb. 10.3**).

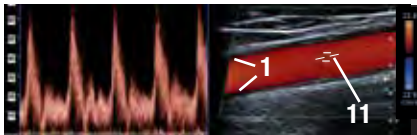


Abb. 10.1 SV korrekt positioniert

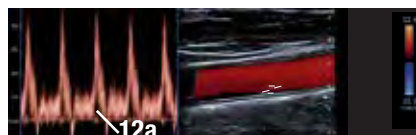


Abb. 10.2 SV zu randständig

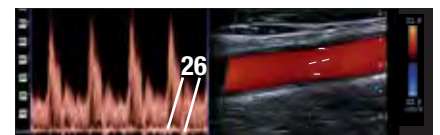


Abb. 10.3 SV zu groß gewählt

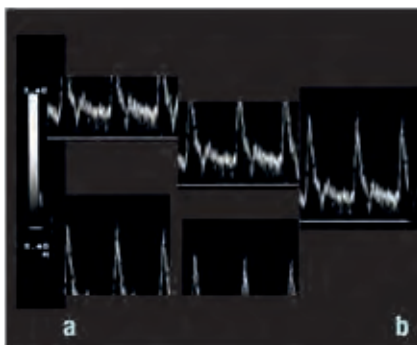


Abb. 10.4 Anpassung Nulllinie

Schritt 9: Wird das abgeleitete Spektrum abgeschnitten dargestellt, können Sie es durch eine **Verschiebung der Nulllinie** wieder korrekt darstellen: Bei biphasischen oder venösen Profilen liegt das Spektrum dann nur auf einer Seite der Nulllinie (**Abb. 10.4**). Bei triphasischen Spektren sollte das Niveau der Nulllinie dann so adjustiert werden, dass ca. $\frac{2}{3} - \frac{3}{4}$ der Bildhöhe auf der Seite der Systole liegen und nur $\frac{1}{4} - \frac{1}{3}$ der Bildhöhe auf der Seite der Rückflusskomponente.

Schritt 10: Überschreitet das abgeleitete Spektrum trotz Anpassung des Niveaus der Nulllinie immer noch die vertikale Bildhöhe (**Abb. 10.6**) im Vergleich zur Normaleinstellung (**Abb. 10.5**), muss der Geschwindigkeitsbereich (PRF_{PW}) erhöht werden, damit die Dopplerkurve in ihrer Höhe gestaucht wird. Wird die Dopplerkurve dagegen zu klein dargestellt (**Abb. 10.7**), erniedrigen Sie die PRF_{PW} , damit die Kurve vertikal gespreizt wird.

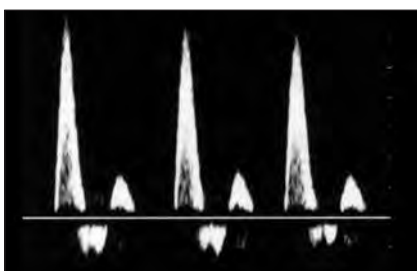


Abb. 10.5 PRF_{PW} korrekt

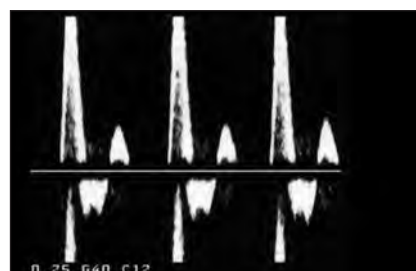


Abb. 10.6 PRF_{PW} zu klein

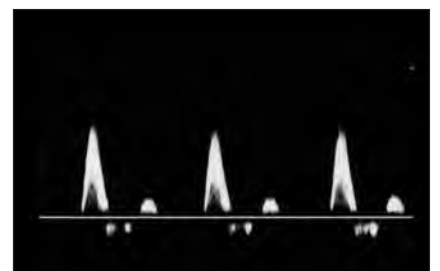


Abb. 10.7 PRF_{PW} zu groß

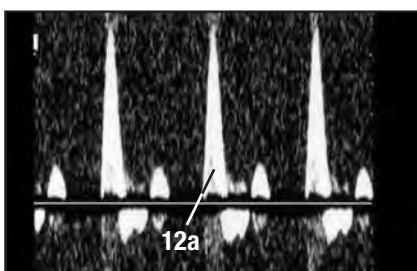


Abb. 10.8 PW-Gain zu hoch

Schritt 11: Jetzt adjustieren Sie die Verstärkung des Dopplersignals (**PW-Gain**) so, dass die Kurve zwar mit maximaler Intensität, jedoch gerade noch ohne störendes **Hintergrundrauschen** (Pixel außerhalb der „echten“ Kurve) dargestellt wird. Bei der späteren Nutzung einer automatischen **Hüllkurven-Erkennung** der Maximalgeschwindigkeiten werden ansonsten falsche Werte ermittelt, bzw. es entsteht Zeitverlust durch die dann notwendige Anpassung der Empfindlichkeit des Erkennungsprogramms. Außerdem kann ein übersteuertes Dopplergain ebenfalls zu einem fälschlich geschlossenen spektralen Fenster (**12a**) führen (**Abb. 10.8**).

Schritt 12: Vergessen Sie keinesfalls, zum Abschluss noch den **Beschallungswinkel** einzugeben, damit das Gerät Ihnen auch die korrekten Werte in cm/s angibt (vgl. S. 12). Die Optimierung des Doppler-Modus an unterschiedlichen Gerätetypen zeigen die **Videoclips 1.6 a-c**.

Häufige Fehlerquellen		
Problem	Ursache	Lösung
Geringe Amplitude bzw. schlechte Farbgebung	stumpfer Schallwinkel $> 60^\circ$	Schallkopf schräger angulieren
	B-Bild-Gain zu hoch	B-Bild-Gain reduzieren
	Farb-Gain zu niedrig	Gain des Farbsignals erhöhen
	PRF zu hoch (bei Venen)	PRF niedriger wählen
	Wandfilter zu hoch (bei Venen)	Farbwandfilter reduzieren
Aliasingphänomen trotz normalem B-Bild und PW	PRF zu niedrig	PRF erhöhen / Nulllinie verschieben
niedrige Geschwindigkeiten trotz normalem Farbbild	fehlerhafte Winkelkorrektur	Exakte Ausrichtung des Korrekturbalkens parallel zur Gefäßlängsachse
Spektrales Fenster im PW geschlossen bei normalem Audiosignal und Flussgeschwindigkeiten	PW-Gain zu hoch	PW-Gain reduzieren, bis der Hintergrund schwarz, also rauschfrei erscheint
Dopplerkurve peripherer Arterien mit normalen triphasischem Profil, aber oberhalb der Nulllinie	Hyperämie nach körperlicher Belastung => peripherer Widerstand nimmt ab	Mindestens 10 Minuten Ruhephase vor der Untersuchung einhalten

Tab. 11.1 Häufige Probleme, Fehlerquellen und Lösungsoptionen



Abb. 11.2 Frontansicht

Auswahl von Schallkopf und Preset

Nachdem Sie das Gerät eingeschaltet (A) und gebootet haben, wählen Sie das geeignete Preset (PS) und den geeigneten Schallkopf für die jeweilige Fragestellung aus und geben die aktuellen Patientendaten ein (PD). Für Untersuchungen der Schilddrüse und der Extremitäten wählen Sie i.d.R. den Linear-Schallkopf (L), für abdominelle Untersuchungen dagegen den Convex-Schallkopf (C). Der Sektorschallkopf (E) wird vor allem für die Echokardiographie verwendet.

Einstellung der Geräteparameter

B-Bild: Zunächst aktivieren Sie den B-Mode, hier durch Druck auf den „2D“-Knopf (B), wählen einen passenden Zoomfaktor für den gewünschten Bildausschnitt über den Kippschalter „Tiefe“ (T) aus und setzen die Fokuszone (F) der besten Bildauflösung auf die Bildmitte. Dann drehen Sie das B-Bildgain (B) auf ein leicht untersteuertes Niveau (vgl. Abb. 8.4), bevor Sie danach auch die Farbe durch Druck auf den Drehbutton (C) hinzuschalten (Abb. 11.3).

Farbbild: Dadurch erscheint das Farbbild auf dem Monitor (Abb. 11.4). Hier drehen Sie bei Linear-SK den Regler für das Beamsteering (BS) in die gewünschte Abschrägung der Schallwellenfront, passen die PRF an die Geschwindigkeit des Zielgefäßes an (V) und optimieren das Farbgain wie auf Seite 9 beschrieben (hier durch Drehung des Buttons C in Abb. 11.3).

PW-Doppler: Durch Druck auf den Button (PW) aktivieren Sie das Doppler-Display (Abb. 11.5). Jetzt rollen Sie mit Hilfe des Trackballs (TB) das Messfenster („sample volume = SV“) zügig in die Mitte des Zielgefäßes und passen mit dem Regler (SV) die Größe des SV an $\frac{1}{2}$ bis $\frac{2}{3}$ des Gefäßdurchmessers an (vgl. S. 14). Nun verschieben Sie die Nulllinie (N) nach Bedarf des aktuellen Flussprofils und spreizen bzw. stauchen die Dopplerkurve durch Erniedrigung bzw. Erhöhung des PRF-Reglers (V) in Abb. 11.5 (vgl. S. 10). Zum Abschluss adjustieren Sie den Dopplergain durch Drehung des (PW)-Knopfes (Abb. 11.3) auf ein adäquates Signal-zu-Rausch-Verhältnis. Vergessen Sie nicht, dem Gerät zum Abschluss den Beschallungswinkel (W) in Relation zur Gefäßlängsachse einzugeben (Abb. 11.3), damit die gemessenen Geschwindigkeiten korrekt sind (vgl. S. 12/14).

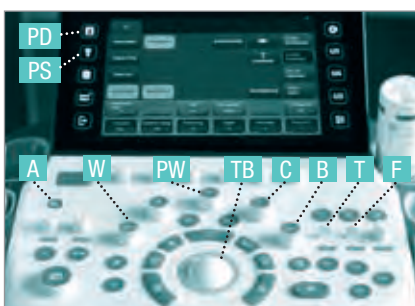


Abb. 11.3 B-Bildoptimierung



Abb. 11.4 Farbbildoptimierung



Abb. 11.5 Dopplerkurvenoptimierung

Piezelektrischer Effekt

Wird an Keramikelementen, die im klinischen Sprachgebrauch als „Kristalle“ bezeichnet werden, eine Wechsellspannung angelegt, ändern diese Kristalle proportional zum Phasenwechsel der Spannung ihre Form. Dabei entstehen Druckwellen, deren Frequenz im Bereich einiger Megahertz, also oberhalb des hörbaren Bereiches liegt.

Prinzip der Dopplersonographie

Die Grundlage für die Bestimmung von Blutflussgeschwindigkeiten und Flussrichtungen ist der Dopplereffekt, der bereits 1842 von dem Physiker Christian Johann Doppler beschrieben wurde: Bewegen sich eine Schallquelle und ein Reflektor aufeinander zu, werden die Schallwellen stärker gebündelt und erreichen den Empfänger (F_E) mit einer höheren Frequenz, als sie ursprünglich bei

Treffen umgekehrt Schallwellen aus dem Gewebe, die als Echos reflektiert worden sind, auf die Kristalle im Schallkopf, werden diese in Schwingungen versetzt und induzieren eine elektrische Spannung, aus der das Ultraschallbild letztlich berechnet werden kann.

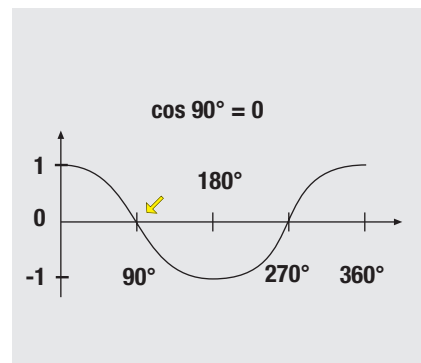
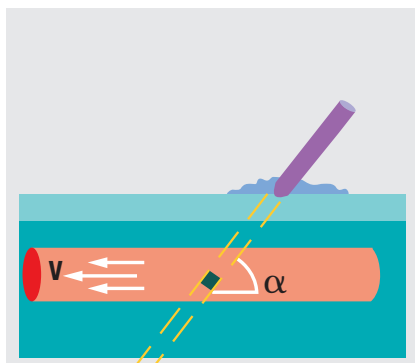
Winkelabhängigkeit der Frequenzverschiebung

Überträgt man dieses Phänomen auf bewegte Erythrozyten in Blutgefäßen, gehen noch weitere Faktoren ein: Die Höhe dieser Frequenzverschiebung (ΔF) ist nicht nur zur Blutflussgeschwindigkeit (V) und ursprünglichen Senderfrequenz (F_0) proportional, sondern auch zur Schallausbreitung im menschlichen Gewebe (C) und zum Beschallungswinkel (α) in Relation zur Gefäßlängsachse (Abb. 12.2). Diesen Winkel muss der Untersucher immer messen, wenn Geschwindigkeiten angegeben werden sollen. Da

Aussendung (F_0) hatten. Sie kennen diesen Effekt von einem sich nähernden Martinshorn z.B. eines Krankenwagens (Abb. 12.3a). Entfernen sich Sender und Empfänger dagegen voneinander, resultiert eine niedrigere Frequenz beim Empfänger (Abb. 12.3b): Die Sirene des Rettungswagens klingt immer dunkler, je weiter er sich entfernt.

die Ausbreitung der Schallwellen im menschlichen Gewebe mit ca. 1540 m/s relativ konstant ist und die anderen Faktoren der Dopplergleichung (Tab. 12.1) ebenfalls vorgegeben sind, ergibt sich eine starke Abhängigkeit vom Cosinus des Beschallungswinkels. Wird ein Gefäß im ungünstigsten Fall im 90°-Winkel (↙) zu seiner Längsachse beschallt (Abb. 12.5), resultiert eine Frequenzverschiebung von Null, d.h. es wird kein Signal detektiert, obwohl durchaus Fluss vorhanden ist (Fehldiagnose einer Okklusion).

Dopplergleichung	
$\Delta F = F_E - F_0 = 2 \cdot F_0 \cdot \frac{V}{C} \cdot \cos \alpha$	
F_E	= Frequenz des Echos
F_0	= Sendefrequenz
V	= Blutflussgeschwindigkeit
C	= Schallausbreitung im menschlichen Gewebe (ca. 1540 m/s)
α	= Beschallungswinkel



Tab. 12.1 Einflussparameter

Abb. 12.2 Beschallungswinkel

Abb. 12.5 Winkelabhängigkeit

Der günstigste Fall mit dem geringsten Messfehler wäre ein Beschallungswinkel von 0°, d.h. das Gefäß fließt unmittelbar auf den Schallkopf zu oder vom Schallkopf weg. Je weiter sich der Winkel den 90° nähert, desto größer wird auch der relative Messfehler (Abb. 12.4).

Deshalb wird immer angestrebt, ein Gefäß höchstens mit 60°, noch besser mit 45° oder weniger anzuloten. Dadurch kann die Fehlerbreite der Flussgeschwindigkeit, die in cm/s aus ΔF und α berechnet wird, minimiert werden.

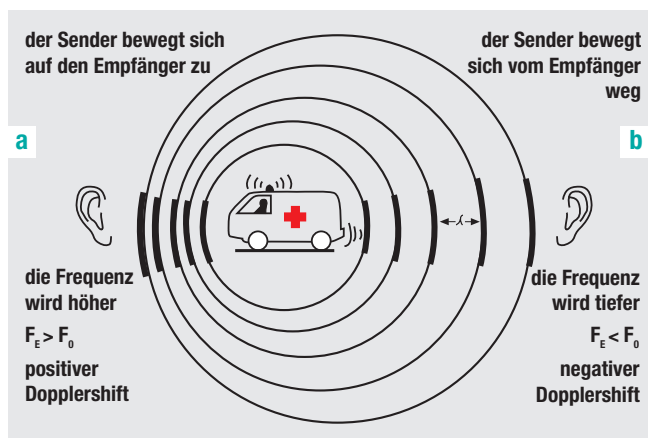


Abb. 12.3 Frequenzverschiebung durch relative Bewegung

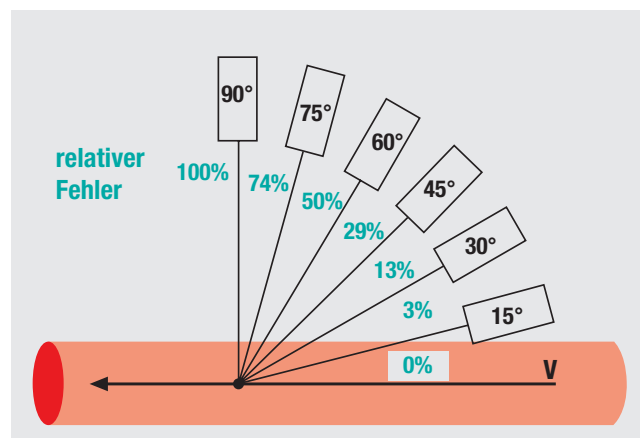


Abb. 12.4 Winkelabhängigkeit des Messfehlers

Funktion unterschiedlicher Dopplerverfahren

Der CW (continuous wave)-Doppler (Abb. 13.1) sendet und empfängt kontinuierlich mit zwei Quarzkristallen, von denen einer als Sender, der andere als Empfänger dient. Der CW-Vorteil liegt in der Möglichkeit, auch sehr hohe Frequenzverschiebungen noch sicher ableiten zu können. Der Nachteil ist die fehlende Tiefenselektivität.

Der PW (pulsed wave)-Doppler (Abb. 13.2) sendet und empfängt seine Impulse abwechselnd (gepulst) mit nur einem Quarzkristall und kann daher aus der Latenzzeit (T_E) bis zum Eintreffen des Echos die Tiefe bestimmen, aus der ein Echo stammt. Dies ist die Voraussetzung für das Entstehen eines zweidimensionalen Bildes in der Farbduplexsonographie (Abb. 13.3), die aus der Kombination eines s/w-Bildes mit vielen PW-Messvolumina (Sample Volume, 11) ein zweidimensi-

onales Bild generiert. Je kleiner dabei der farbkodierte Bildausschnitt gewählt wird, desto schneller kann ein neues Bild generiert werden, d.h. die zeitliche Auflösung steigt.

Die Rate, mit der diese Impulse ausgesendet werden, wird als Pulsrepetitionsfrequenz (PRF) oder als Puls wiederholungsfrequenz bezeichnet. Diese ist jedoch nur bis zum Wert $1/T_E$ steigerbar und wird mit zunehmender Eindringtiefe geringer, da länger bis zur Rückkehr der Echos (T_{sv}) aus einem Sample Volume in größerer Tiefe gewartet werden muss. Daraus ergibt sich eine Obergrenze schneller Geschwindigkeiten, die noch korrekt mit dem PW-Doppler darzustellen sind. Gefäße mit schnelleren Flussgeschwindigkeiten müssen also mit höher eingestellter PRF untersucht werden, langsamer Venenfluss dagegen mit niedriger PRF.

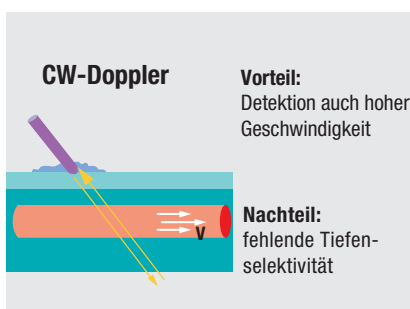


Abb. 13.1 Kontinuierlicher CW-Doppler

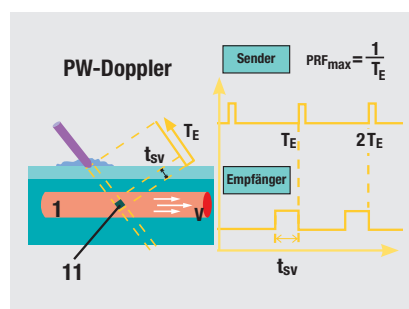


Abb. 13.2 Gepulster PW-Doppler

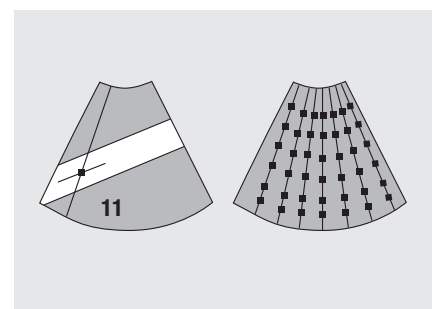


Abb. 13.3 Entstehung des 2D-Bildes

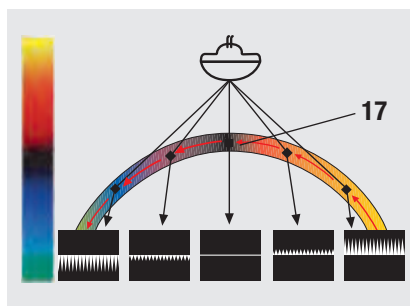


Abb. 13.4 Richtungsabhängigkeit d. Farbe

Blut fließt, desto heller wird die Farbe abgebildet. Dieser Zusammenhang gewinnt noch an Bedeutung bei der Beurteilung intrastenotischer Flussbeschleunigungen (s. S. 90) und bei schlechten Schallbedingungen. Daher kann ein Gefäß mit gebogenem Verlauf in Relation zum Schallkopf in einem Segment durchaus rot, in dem anderen Segment dagegen blau kodiert sein (Abb. 13.4). Wegen der Änderung des Beschallungswinkels (α) ändert sich dementsprechend auch die Helligkeit der Farbkodierung (s. S. 12). Am Übergang beider Zonen besteht

Farbkodierung

Strömungen, die auf den Schallkopf zu fließen, werden i.d.R. rot, Strömungen vom Schallkopf weg hingegen blau kodiert. Die Flussgeschwindigkeit geht in die Helligkeit der Farbe ein: Je schneller das

ein 90° -Winkel, so dass hier Signalausfälle (17) der Farbkodierung entstehen können, die nicht als partielle Thrombose fehlgedeutet werden dürfen. Der Untersucher muss sich jedoch bewusst sein, dass die Farbuordnung bei allen handelsüblichen Geräten auf Knopfdruck leicht invertiert werden kann. Die aktuelle Farbeinstellung kann meistens im Farbbalken am Bildrand erkannt werden: Die Farbanteile der oberen Balkenhälfte kodieren Fluss auf den Schallkopf zu, die unteren dagegen Fluss, der sich vom Schallkopf entfernt (Abb. 13.4). Bei Linearschallköpfen kann außerdem die Kippung der Dopplerwellen (beam steering) im Bild variiert werden, so dass im gleichen Gefäßabschnitt wahlweise eine rote oder eine blaue Farbgebung entsteht (Abb. 13.5a). Außerdem wird die Kippung des Farbfensters (16) dazu eingesetzt, sich von dem ungünstigen 90° -Winkel zu entfernen: Gefäßareale, die vorher eine nur unzureichende Farbkodierung zeigten (Abb. 13.5b), werden dann deutlich besser beurteilbar (Abb. 13.5c). Alternativ kann der Untersucher auch den Schallkopf auf der Haut kippen (vgl. S. 8), um einen schrägen Verlauf des Gefäßes im Schallfeld zu erzielen.

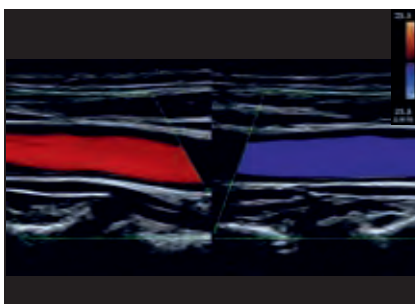


Abb. 13.5a Farbänderung

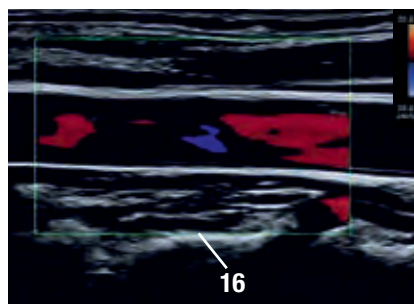


Abb. 13.5b Ungünstiger 90° -Winkel

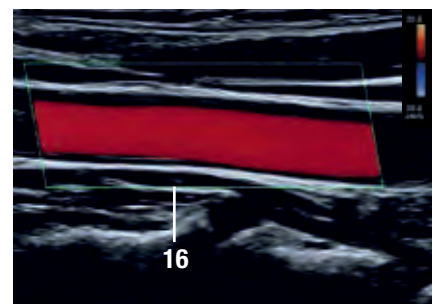


Abb. 13.5c Abgeschrägter Winkel

Interpretation von Flussprofilen

Für die Ableitung der Strömungsprofile wird gepulste Doppler („PW = pulsed wave“) aktiviert (Abb. 14.1) und mit Hilfe des Trackballs (Abb. 14.2) ein Messfenster („sample volume“, 11) in der Mitte des Gefäßlumens (1) positioniert (Abb. 14.3). Das Gerät trägt dann über die Zeit (= x-Achse) die Höhe der Frequenzverschiebungen (ΔF = y-Achse) in Kilohertz (KHz) auf, die zwischen dem ausgesandten

Schallimpuls und dem zurückgekehrten Echo gemessen werden. Dieses ΔF ist proportional zur Flussgeschwindigkeit im geschallten Abschnitt des jeweiligen Blutgefäßes. Eine Umrechnung in „echte Flussgeschwindigkeit“ [cm/s] erfordert jedoch zunächst die Eingabe des Beschallungswinkels (vgl. S. 12, 10).



Abb. 14.1 PW-Doppler aktivieren



Abb. 14.2 Mit dem Trackball ...

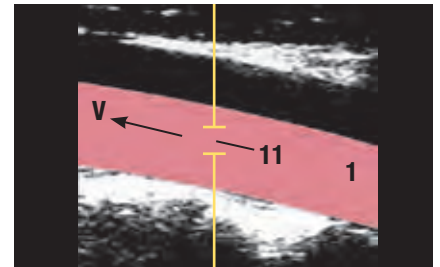


Abb. 14.3 ... das Messfenster positionieren

Zu jedem Messzeitpunkt resultiert eine Geschwindigkeitsverteilung mit eher langsameren und schnelleren Flusskomponenten (Abb. 14.4). Die Abb. 14.5 zeigt ein Beispiel für ein typisches Flussprofil einer zentralen Arterie: Beim Eintreffen der systolischen Pulswelle am Messort steigt die Strömungsgeschwindigkeit (V) vom enddiastolischen Langsam- oder Nullfluss plötzlich bis zur Maximalgeschwindigkeit V_{\max} oder PSV = peak systolic velocity (\downarrow) steil an. Wichtig ist hierbei der nahezu senkrechte Anstieg (\searrow in Abb. 14.5), so dass vom Beginn der Systole an nur eine geringe Zeit vergeht (TTP = time to peak), bis die Spitzengeschwindigkeit (12) erreicht ist. Eine Verzögerung (\leftrightarrow) dieses Anstiegs, also ein schrägerer Kurvenverlauf mit verlängerter TTP (Abb. 14.6), würde für eine proximal vom Messort gelegene, also vorgelagerte Stenose in dieser oder einer zuführenden Arterie sprechen (vgl. S. 18).

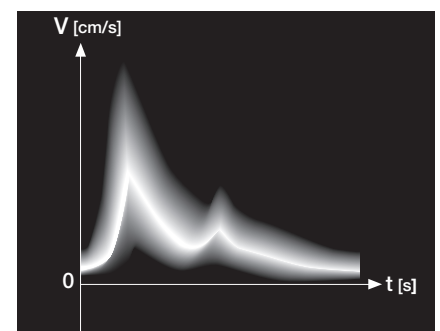


Abb. 14.4 Geschwindigkeitsprofil

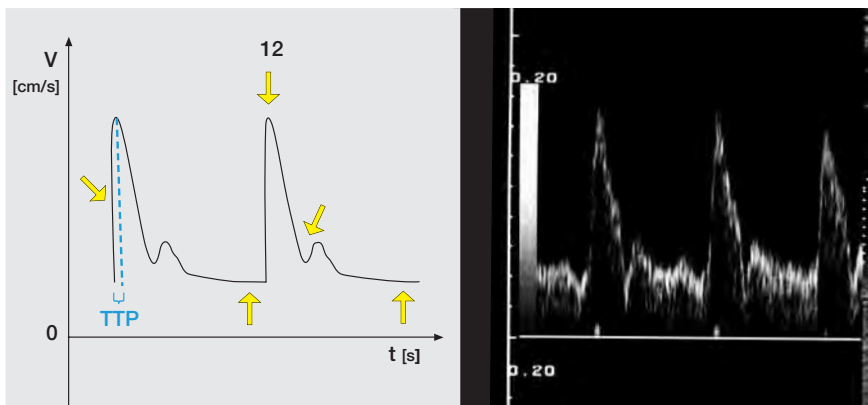


Abb. 14.5 Normales Profil zentraler Arterien

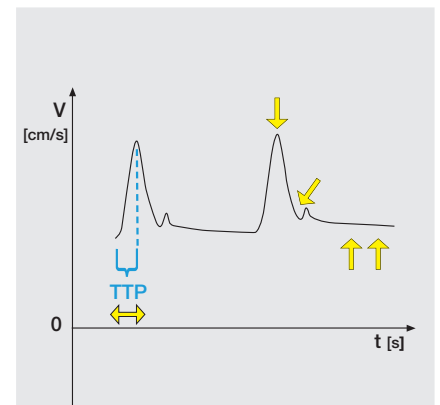


Abb. 14.6 Profil hinter einer Stenose

Biphasisches Flussprofil zentraler Arterien

In herznahen Arterien herrscht physiologischer Weise ein eher niedriger peripherer Widerstand, der sich durch ein biphasisches Profil (vgl. Videoclip 1.1) zeigt: Während des ganzen Herzzyklus strömt das Blut vom Herzen her in die Peripherie (kardiofugal) und es lassen sich lediglich ein schneller Vorwärtsfluss in der Systole und ein langsamerer Vorwärtsfluss in der Diastole erkennen. Während des endsystolischen Abfalls der Geschwindigkeit wird dabei i.d.R. am Ende eine kleine Kerbe (\searrow) sichtbar, die durch den Schluss der

Aortenklappe verursacht wird („notching“). Je niedriger der aktuelle Widerstand der nachfolgenden Gefäße ist, desto höher ist das (end-) diastolische Flussniveau (\uparrow). Daher kann ein erhöhtes diastolisches Flussniveau ($\uparrow\uparrow$) entweder ein Zeichen des erhöhten Perforationsbedarfs der von dieser Arterie versorgten Peripherie unter Belastung - oder auch ein Zeichen einer pathologischen Minderdurchblutung (Ischämie) sein (Abb. 14.6).

Triphasisches Flussprofil peripherer Arterien

Wenn die Windkesselfunktion der Gefäße mit zunehmendem Abstand zum Herzen ab- und der periphere Widerstand am Messort gleichzeitig zunimmt, tritt in peripheren Arterien ein sogenanntes „tri-phasisches“ Flussprofil (vgl. **Videoclip 1.1**) mit drei verschiedenen Phasen auf: Während der Systole besteht wieder ein schneller, kardiofugaler Fluss in die Peripherie, der in der Regel auch schnell wieder langsamer wird und an seinem Ende oft eine kleine Kerbe (↘) („notching“) durch den Aortenklappenschluss aufweist.

Durch den höheren Widerstand in peripheren Arterien entsteht frühdiastolisch normaler Weise ein kurzfristiger Rückstrom (13, ↗) in Richtung des Herzens (kardiopetal, 2. Phase), der unterhalb der Nulllinie dargestellt wird. Der untere Umschlagspunkt (↔) geht dann als negativer Wert in die Berechnung der Indizes ein (vgl. S. 16). Dann folgt diastolisch wieder ein kardiofugaler Fluss in

die Peripherie (3. Phase, **Abb. 15.1**). Enddiastolisch kann entweder bei hohem peripheren Widerstand (z.B. in Ruhe oder bei kältebedingter Vasokonstriktion) ein Nullfluss vorliegen (↓) oder eine langsame kardiofugale Strömung nachweisbar sein. Letzteres ist eher der Fall bei höheren Umgebungstemperaturen oder im Fall einer leichten bis mäßigen Anstrengung der von der Arterie versorgten Muskulatur.

Wird unter Belastung die Muskulatur dagegen stärker angestrengt, werden vasodilatative Botenstoffe freigesetzt, die den peripheren Widerstand so stark absenken, dass die Rückflusskomponente („dip“) unter der Nulllinie verschwindet und somit aus dem zuvor triphasischen Flussprofil physiologischer Weise ein biphasisches Profil mit erhöhter PSV (↘) und mit höherem diastolischem Flussniveau (↑↑) wird (**Abb. 15.2**).

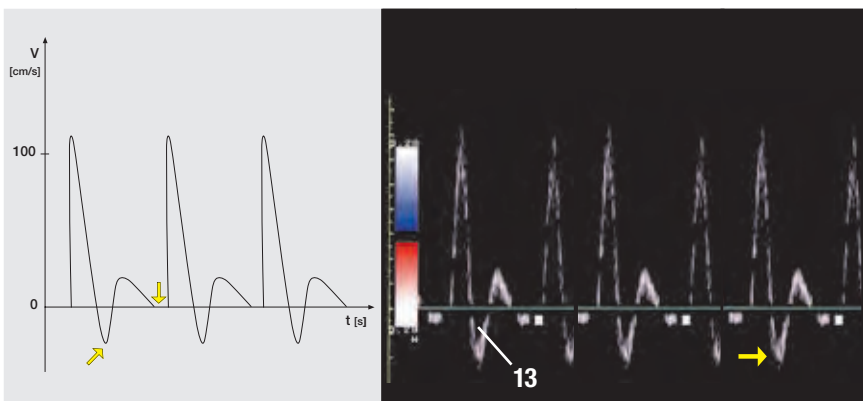


Abb. 15.1 Normales Profil peripherer Arterien

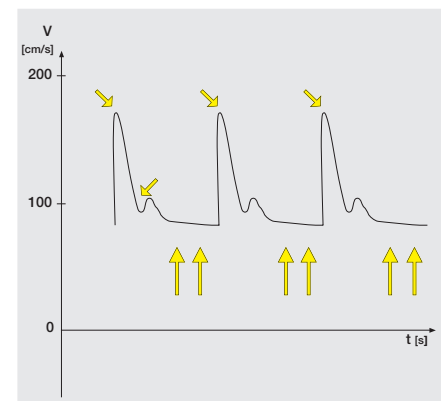


Abb. 15.2 Profiländerung unter Belastung

In Ruhe liegt die physiologische Grenze zwischen beiden Profilarten in der Aorta in der Regel in Höhe der Nierenarterienabgänge: Hier zweigen die beiden Nierenarterien ab, die beide jeweils ein Organ mit niedrigem Flusswiderstand versorgen. Danach überwiegt häufig der höhere Flusswiderstand der Becken- und Beinmuskulatur, so dass in der unteren Bauch- und Beinarterie oft schon ein triphasisches Flussprofil vorherrscht.

Belastungstests

Belastungstests können zeigen, wie schnell sich das Gefäßsystem einem erhöhten Bedarf unter Belastung anpassen kann: Für die **Becken-/Beinarterien** kann der Patient z.B. dafür in Rückenlage für ca. 30-45 Sekunden schnell repetitiv eine alternierende Dorsalextension und Plantarflexion im OSG oder kreisende Fußbewegungen im OSG/USG durchführen.

Für die **Armarterien** bietet sich eine ähnliche Übung mit ebenfalls schnell repetitiv durchgeführtem Faustschluss und Öffnen der Hand an. Normalerweise sollte das Flussprofil schnell vom triphasischen

Flussprofil in Ruhe zum biphasischen Flussprofil unter Belastung übergehen und sich auch zügig wieder zurückbilden, ohne Zeichen einer vorgeschalteten Stenose oder einer Stenose am Messort zu zeigen (vgl. S.17-18).

Dopplerindizes

Aus der **PSV**, der mittleren Geschwindigkeit V_{mean} und der diastolischen Geschwindigkeit (V_{diast}) werden Indizes berechnet, um **winkelunabhängige Aussagen** über den arteriellen Fluss treffen zu können (**Tab. 16.1**). Diese Indizes werden durch ungenaue oder falsche Winkelangaben nicht verfälscht. Besonders bei der Untersuchung kleinerer und kurzer Arterien, wie z.B. innerhalb des Nierenparenchyms bei der Früherkennung einer Transplantatabstoßung, haben sich diese Indizes bewährt (vgl. S. 120).

Pulsatilitätsindex (PI) nach Gosling:

$$PI = \frac{V_{\text{peak}} - V_{\text{diast}}}{V_{\text{mean}}}$$

Resistance Index (RI) nach Pourcelot:

$$RI = \frac{V_{\text{peak}} - V_{\text{diast}}}{V_{\text{peak}}}$$

Tab. 16.1 Doppler-Indizes

Aliasing - Artefakt

Überschreitet die gemessene Frequenzverschiebung bei sehr schnellen Flussgeschwindigkeiten die sogenannte **Nyquist-Grenze** von $PRF/2$, stellt sich der entsprechende Kurvenanteil abgeschnitten auf der anderen Seite des Spektrums dar (**Abb. 16.2a**). Sie kennen dieses Phänomen von startenden Pferdekutschen alter Wildwestfilme: Nach einer gewissen Anlaufgeschwindigkeit scheinen sich die Radspeichen plötzlich in die entgegengesetzte Richtung zu drehen. Durch eine Erhöhung der PRF oder eine Verschiebung der Nulllinie kann dieses Phänomen kompensiert werden (**Abb. 16.2b**).

In der Farbkodierung äußert sich das Aliasing-Phänomen durch einen **Farbumschlag** im Zentrum des Gefäßes über die hellen Farben des Spektrums, z.B. bei intra- oder poststenotischen Flussbeschleunigungen oder zu niedrig gewählter PRF (**Abb. 16.3a**). Die **Abb. 16.3b** zeigt dasselbe Bild nach Erhöhung der PRF.

Eine echte Rückstromkomponente verlief dagegen über die dunklen Anteile des Farbspektrums. Weitere Kompensationsmöglichkeiten sind in **Tab. 16.4** aufgeführt.

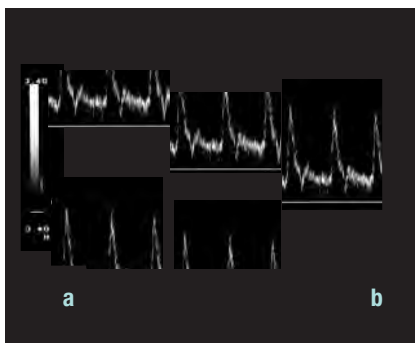


Abb. 16.2 Aliasing im Spektrum

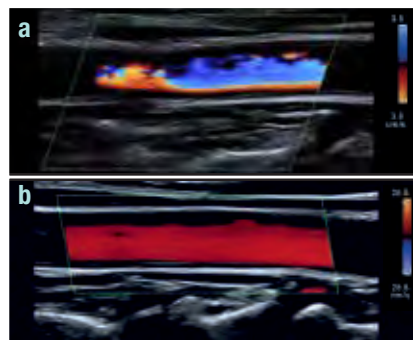


Abb. 16.3 Aliasing im Farbbild

Kompensationsmöglichkeiten bei Aliasing:

- Erhöhung der PRF, falls bereits maximale PRF gewählt:
- Verminderung der Eindringtiefe
- Nulllinienverschiebung (kann den Messbereich verdoppeln)
- Schallkopf mit niedrigerer Frequenz benutzen
- Anschallwinkel α vergrößern (nur bedingt möglich, da Fehlerbreite erhöht wird).

Tab. 16.4 Aliasing-Kompensation

Allgemeine Strömungslehre

An den Aufzweigungsstellen großer Gefäße ändert sich das zuvor laminare Strömungsprofil (\downarrow) zunehmend in ein parabolisches Profil (\searrow) mit stärkeren Unterschieden zwischen den höheren Flussgeschwindigkeiten im Zentrum des Lumens und den langsameren am Gefäßrand (**Abb. 16.5**).

Wird durch die Einlagerung von Fettpolstern oder Verkalkungen die normaler Weise glatte Gefäßwand nun unregelmäßig, führt dies zu Störungen des laminaren Flusses mit dem Auftreten von Turbulenzen (vgl. **Abb. 17.3**).

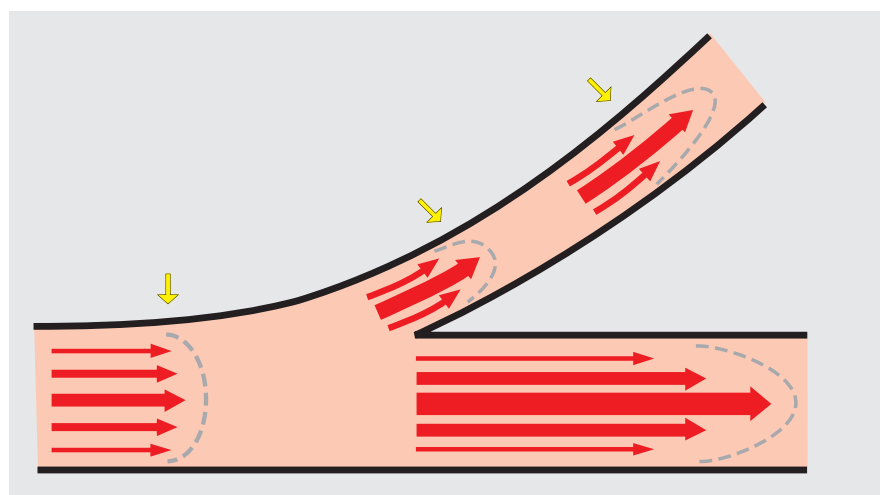


Abb. 16.5 Parabolisches Geschwindigkeitsprofil nimmt in der Peripherie zu

Stenosezeichen im Flussprofil

Diese Zeichen sind nicht nur vom Stenosegrad, sondern auch vom Ort der Messung in Relation zur Lokalisation der Stenose abhängig: Wird der Schallkopf proximal einer arteriellen Stenose aufgesetzt, ergibt sich ein völlig anderes Strömungsprofil als innerhalb, kurz oder weit distal der Stenose. Daher werden die Stenosezeichen hier in der Reihenfolge ihres Auftretens vorgestellt:

Wird proximal einer Stenose gemessen, fallen je nach Abflussmöglichkeit über Kollateralen oft noch keine oder nur geringgradige Veränderungen des Flussprofils auf (Abb. 17.1). Lediglich in geringem Abstand vor der Stenose und ohne zwischenzeitlichen Abgang anderer Arterien mit Kollateralfunktion erkennt man ein sogenanntes Anstoßprofil besonders vor höchstgradigen („subtotalen“) Stenosen oder vor vollständigen Gefäßverschlüssen (Okklusionen) (vgl. Videoclip 1.2). Wenn die Pulschwelle nahezu kom-

plett am Gefäßverschluss blockiert und reflektiert wird, ergibt sich zwar kaum eine Verzögerung der TTP oder Absenkung der PSV, aber man erkennt den pathologisch verstärkten Rückstrom (Abb. 17.2):

Die Rückstromkomponente (hier unterhalb der Nulllinie) dauert länger (↔) als der systolische Einstrom (hier oberhalb der Nulllinie) und erreicht jedoch nur ca. ein Drittel (↑) oder ein Viertel der PSV-Geschwindigkeit (je nach Wandelastizität des betroffenen Gefäßabschnittes). Die hier schraffierten Flächen unter beiden Kurvenanteilen oberhalb versus unterhalb der Nulllinie sind daher annähernd gleich groß. Wenn z.B. bei einem Carotisverschluss an der Schädelbasis oder im Carotissiphon, der in der Regel nicht direkt nachweisbar ist, ein solches Anstoßprofil in der ipsilateralen ACI vorliegt, kann dieses Phänomen für die Planung der weiteren Diagnostik oder Therapie sehr hilfreich sein.

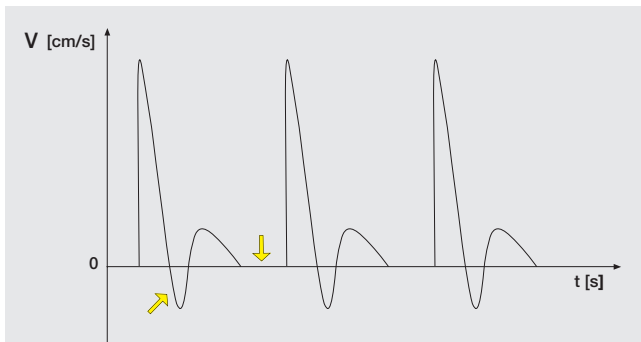


Abb. 17.1 Prästenotisch je nach Stenosegrad oft keine Änderung

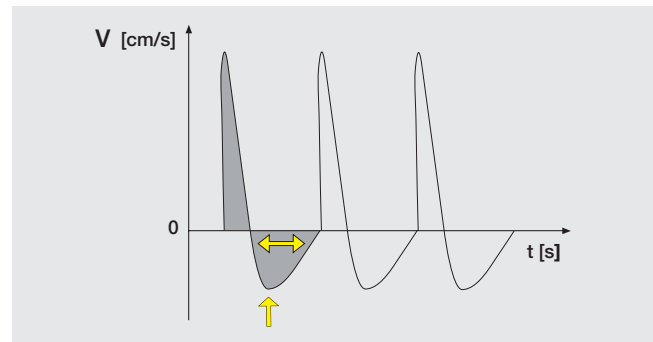


Abb. 17.2 Anstoßprofil vor Okklusionen

Wird dagegen intrastenotisch gemessen (vgl. Videoclip 1.2), fällt besonders die zunehmende Flussgeschwindigkeit auf: Je enger das Restlumen der Arterie ist, desto schneller muss das Blut diese Engstelle passieren – die V_{max} bzw. PSV steigt an. Diese intrastenotischen Flussbeschleunigungen (15a) erreichen bei höhergradigen Stenosen (> 75 % Lumenreduktion) auch Werte von mehreren Metern pro Sekunde. Sie sind auch noch unmittelbar poststenotisch

als „poststenotischer Jet“ (15b) über einige cm weit nachweisbar, jedoch mit zunehmendem Abstand zur Stenose schnell abfallend (Abb. 17.3). Im Vergleich zu einem „normalen“ Profil fällt bei subtotalen Stenosen das intrastenotische Profil überhaupt nicht mehr auf langsame Geschwindigkeiten zurück, sondern bleibt kontinuierlich hoch – nur die systolischen Spitzen (↙) ragen noch heraus (Abb. 17.4).

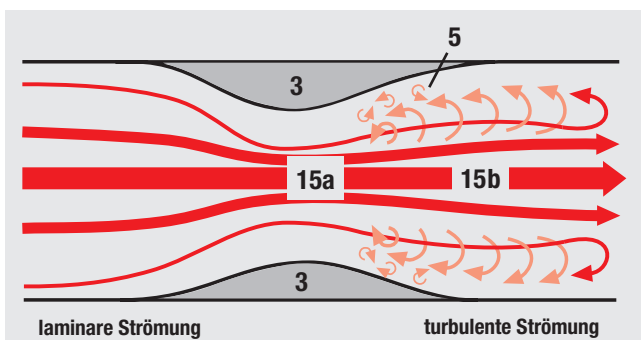


Abb. 17.3 Stenosebedingte Flussbeschleunigung mit randständigen Turbulenzen (5)

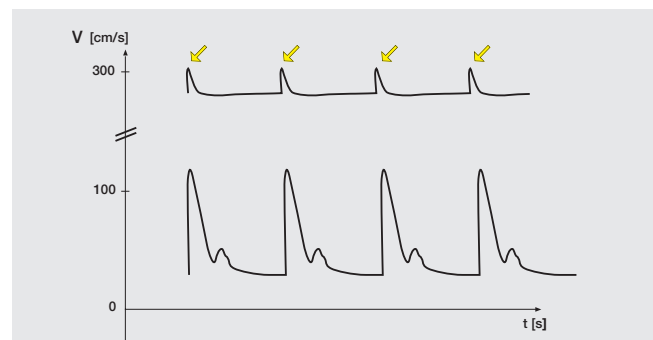


Abb. 17.4 Profil in hochgradigen Stenosen > 90% (oben) versus Normalprofil (unten)

Da diese intrastenotischen Flussbeschleunigungen i.d.R. proportional zum Stenosegrad ansteigen, kann die intrastenotisch ermittelte PSV als Maß für den Stenosegrad dienen (vgl. **Tab. 18.5/47.3**). Für die Quantifizierung mehrerer, hintereinander geschalteter Stenosen hat sich als Maß die Bestimmung der „PSV-Ratio“ bewährt: Dieser Quotient setzt die intrastenotische PSV in Relation zur prä- oder poststenotischen PSV desselben arteriellen Segments [1.7]. Dadurch wird die Abschätzung des Stenosegrads nicht durch benachbarte Zweitstenosen verfälscht (**Tab. 18.1**).

Stenosegradquantifizierung mit der PSV-Ratio	
PSV-Ratio	Reduktion der Querschnittsfläche
< 2.5	0 - 49 %
> 2.5	50 - 74 %
> 5.5	75 - 99 %

Ein weiteres Stenosekriterium für intra- oder unmittelbar poststenotische Messungen ist der Nachweis eines „geschlossenen spektralen Fensters“ (**12a**) in der Systole: Zum Zeitpunkt der PSV sind dann turbulenzbedingt auch ungewöhnlich langsame Geschwindigkeitskomponenten nachweisbar (**Abb. 18.2a**), wie sie normaler Weise in laminären Blutströmen (zumindest systolisch in Gefäßmitte) nicht vorkommen sollten (**Abb. 18.2b**).

Tab. 18.1

Wird weit hinter der Stenose gemessen (vgl. **Videoclip 1.3**), z.B. in einer A. tibialis bei einer vorgeschalteten Stenose der ipsilateralen A. femoralis, dominieren ein verzögerter Anstieg zur erniedrigten PSV (↓) mit verlängerter TTP (↔) (vgl. S. 14) und – je nach Stenosegrad – die relative Erhöhung des diastolischen Flussniveaus (↑) als Ausdruck der peripheren Ischämie (**Abb. 18.3**).

Zeichen vorgeschalteter Stenosen	
1)	poststenotisch erniedrigte PSV (je nach Kollateralisationsgrad)
2)	poststenotisch verlängerte TTP
3)	poststenotisch erhöhtes diastolisches Flussprofil (abhängig vom Ischämiegrad)

Tab. 18.4

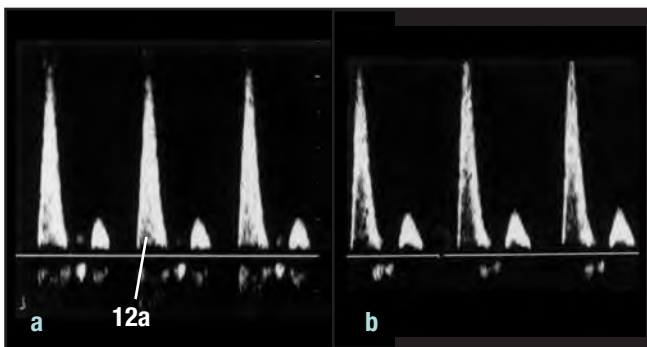


Abb. 18.2 Geschlossenes (a) versus freies Fenster (b)

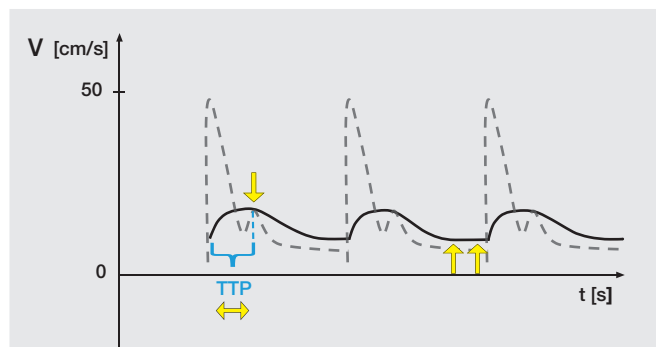
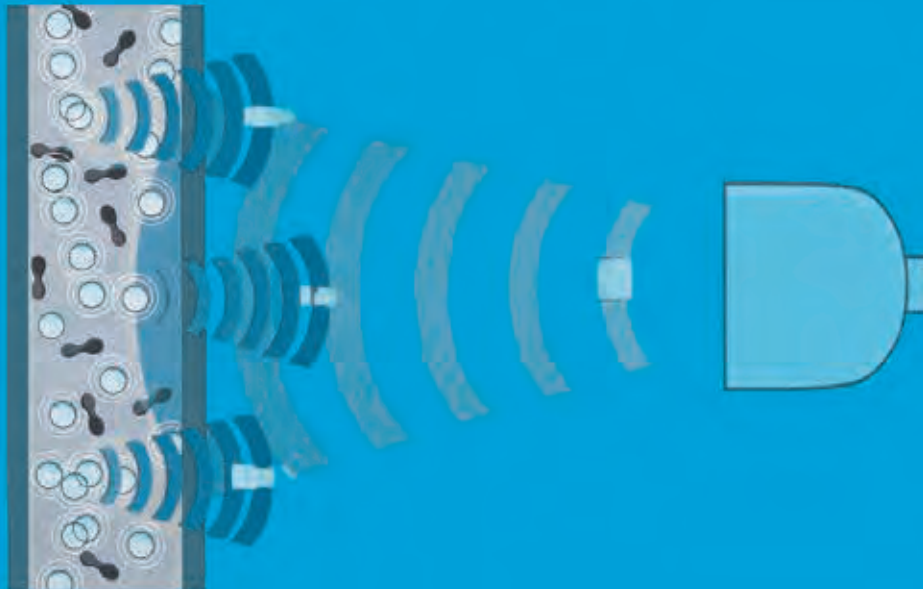


Abb. 18.3 Poststenotisches Profil weit hinter einer höhergradigen Stenose

Zusammengefasst sind bei stenotischen Gefäßprozessen in den arteriellen Flussprofilen qualitativ die folgenden Kriterien zu beobachten:

Stenosekriterium	Messort			
	prästenotisch	intrastenot.	poststenot. Jet	weit poststenot.
PSV	normal	↑ - ↑↑	(↑)	↓
TTP	normal	normal	(↑)	↑
diastol. Flussniveau	normal oder evtl. erhöhter Rückfluss	normal - ↑↑ (je nach Stenosegrad)	↑	↑ - ↑↑ (je nach Grad der Ischämie)
spektrales Fenster	frei	(evtl. geschl.)	geschlossen	normal

Tab. 18.5 Stenosekriterien qualitativ (quantitativ s. **Tab. 47.3**)



Kapitel 12

Technische Entwicklungen

Tissue Harmonic Imaging (THI)	134
Power Doppler (Angio Mode)	
Panoramabildverfahren	
Kontrastverstärker (CEUS) (contrast enhanced ultrasound)	135
Hochauflösende Dopplerverfahren eFlow, ADF, SMI	136
Gefäßwandsteifigkeit (Arterial Stiffness) Gefäßdistensionsanalyse	137
Elastographie	138
Bildfusion (Sono, CT und FKDS)	139
Diagnostische Ultraschallkatheter	140
Kritische Wertung und Quiz	141

Matthias Hofer

Bildbsp. & Videoclip von
A. Müller-Marbach und M. Hofer

Tissue Harmonic Imaging (THI)

Diese Technik nutzt zur Bildverarbeitung nicht diejenigen Echos, die im Frequenzband der ursprünglichen Sendefrequenz zum Schallkopf zurückkehren, sondern verwendet die harmonischen Schwingungen (Obertöne mit einer vielfachen Frequenz der Grundfrequenz z.B. um 7.0 MHz bei 3.5 MHz Sendefrequenz). Diese harmonischen Schwingungen entstehen erst ab einer gewissen Eindringtiefe (Abb. 134.1). Dadurch unterliegen sie kaum den Hauptquellen für Bildrauschen und Streuungsphänomene, die in der ventralen Bauchdecke lokalisiert sind [1.1]. Die Amplitude der harmonischen Schwingungen liegt im Vergleich zum Grundfrequenzband deutlich niedriger. Daher dürfen sich Grund- und harmonische Frequenzbänder nicht überlappen [1.2], (Abb. 134.2a). Die "second harmonic" Methode separiert die Frequenzbänder, indem sie schmalere Bandimpulse mit verringerter Ortsauflösung einsetzt, um ein Überlappen der beiden Frequenzbereiche zu vermeiden (Abb. 134.2b). Die Phaseninversions- bzw. Pulsinversions-Methode erlaubt dagegen Breitbandimpulse mit konsekutiv besserer Ortsauflösung. Obwohl sich hier der fundamentale und der harmonische Frequenzbereich überlappen, können sie getrennt werden, indem die Echos von zwei oder mehr Impulsen kombiniert werden, die sich nur in Bezug auf ihren Phasenwinkel unterscheiden (180° Inversion).

Wenn diese Voraussetzung gegeben ist, resultiert jedoch ein deutlich rauschärmeres Bild mit sichtbarer Erhöhung von Kontrast und Auflösung (Abb. 134.3b) im Vergleich zur herkömmlichen Technik (Abb. 134.3a), hier mit besserer Erkennbarkeit der steinbedingten Nierenschallschatten ($\uparrow\uparrow$) und der echofreien Zyste (\sphericalangle).

Ein intravaskulärer Thrombus (\downarrow) an der Carotisbifurkation wird nach Einsatz des THI klar erkennbar (Abb. 134.4b), wäre jedoch in der



Abb. 134.1

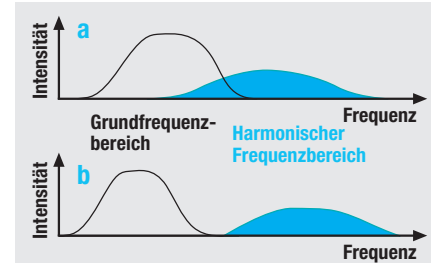


Abb. 134.2

herkömmlichen Bildgebung (Abb. 134.4a) eher übersehen worden. Diese Technik kann auch mit dem Einsatz von Kontrastverstärkern (s. Abb. 135.3a) sehr effektiv kombiniert werden: Dieses kontrastverstärkte THI-Bildbeispiel deckt multiple, kleinere Lebermetastasen auf, die im herkömmlichen Sonographiebild (Abb. 135.3b) verborgen geblieben wären.

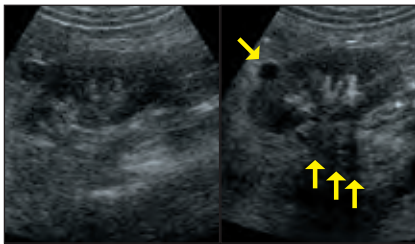


Abb. 134.3 Carotisplaque

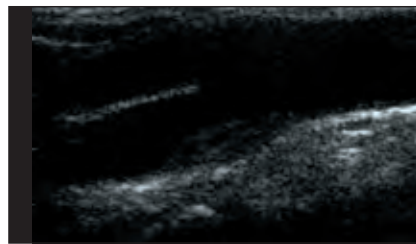


Abb. 134.4a Carotisplaque konventionell

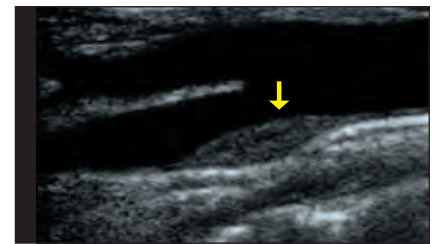


Abb. 134.4b Carotisplaque mit THI

Power Doppler (Angio Mode)

Diese Technik stellt die Energiehöhe des reflektierten Frequenzspektrums dar, ohne die Frequenzverschiebung zu berücksichtigen. Informationen über die Geschwindigkeit oder Flussrichtung sind daher nicht enthalten. Dafür eignet sich die Methode jedoch sehr gut für die Darstellung langsamer Strömungen, kleiner Gefäßlumina und parenchymatöser Perfusion (Abb. 134.5). Sie ist weniger winkelabhängig, dem konventionellen Farbdoppler mit PW-Frequenzanalyse in Bezug auf die Möglichkeit der Stenosegradquantifizierung jedoch unterlegen.

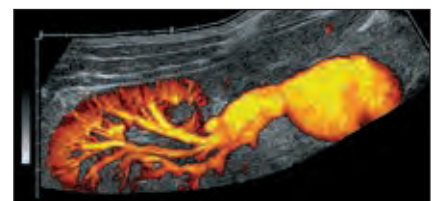


Abb. 134.5 Organperfusion im Angio-Mode

Panoramabildverfahren

Neue Hochleistungs-Bildprozessoren ermöglichen die kontinuierliche Erfassung von derzeit bis zu 60 cm langen Ultraschallbildern [1.3] durch eine langsame, kontinuierliche Schwenkbewegung des Schallkopfes über die interessierende Körperzone (Abb. 134.6). Auch bei gebogenen Hautoberflächen kann der Untersucher nach einiger Übung verzerrungs-

freie Bilder erzeugen (Abb. 134.7), die auch Distanzmessungen mit nur 1-3% Messungenauigkeit erlauben [1.4]. Die Abb. 134.8 zeigt eine septierte Hydozèle in ihrer größten Ausdehnung. Die Panoramadarstellung ist hier u.a. nützlich, um die betroffene Seite mit dem Hoden der gesunden Gegenseite zu vergleichen.



Abb. 134.6 Schallkopfführung bei...

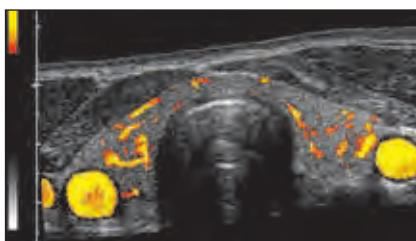


Abb. 134.7 ...Panoramabild der Schilddrüse

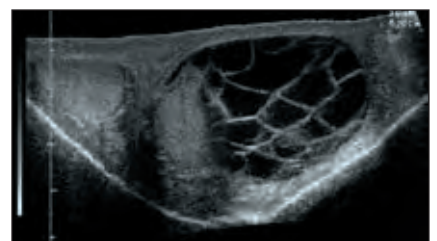


Abb. 134.8 Panoramabild des Hodens

Contrast Enhanced UltraSound (CEUS)

Das Prinzip für eine Signalanhebung in der FKDS beruht auf der Einbringung feinsten Mikrobläschen mit ca. 3 bis 10 µm Durchmesser in die Blutbahn, die durch ihre Impedanzsprünge die Signalintensität der Dopplersignale aus dem Blut massiv erhöhen (Abb. 135.1). Besonders im Fall ungünstiger Schallbedingungen (z.B. in großer Tiefe oder bei adipösen Patienten) kann die Kontrastverstärkung oft die Bildqualität entscheidend verbessern.

Das Präparat „Sonovue“ besteht aus einer wässrigen Lösung von Schwefelhexafluorid (SF₆)-Bläschen, die durch eine äußere Phospholipidschicht stabilisiert werden [1.5, 1.6]. Die Größe der Mikrobläschen liegt hier im Mittel bei 2,5 µm (90% < 8 µm) [1.5] bei einer Osmolalität von 290 mOsmol/kg (Abb. 135.2). Ein Anwendervorteil liegt hier in der Stabilität der Suspension über 6 Stunden. Die Kombination des THI mit dem Einsatz von Kontrastverstärkern verbessert oft die Detektion fokaler Leberläsionen (Abb. 135.3). Man unterscheidet hierbei drei Leberperfusionsphasen (Tab. 135.4).



Abb. 135.1 Verstärkte Schallreflexion durch Microbubbles

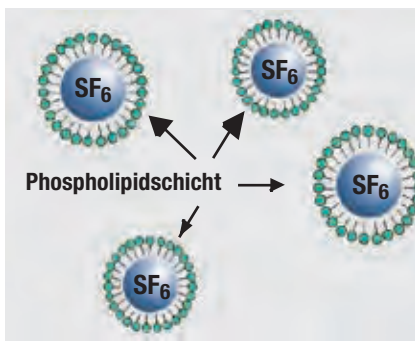


Abb. 135.2 Microbubbles

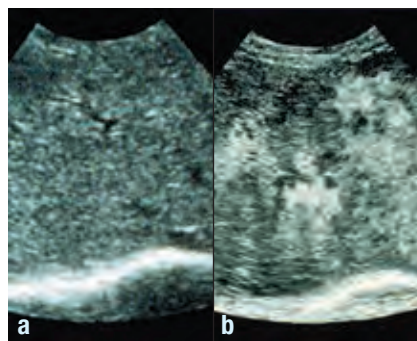


Abb. 135.3 Vergleich nativ versus CEUS

1. **Früharterielle Phase:**
10-30 Sek. post injectionem
2. **Portalvenöse Phase:**
30-120 Sek. post injectionem
3. **Spätvenöse Phase:**
(in den Lebersinusoiden)
> 120 Sek. post injectionem

Tab. 135.4 Perfusionsphasen

Auch in schwierigen Fällen kann die CEUS oft weiterhelfen: Bei einem Patienten unter Hochdosischemotherapie, Leukozytenabfall, Fieber mit CRP-Anstieg und abdominalen Schmerzen zeigte sich nativ ein kaum abgrenzbarer, echoarmer Herd (↓ in Abb. 135.5a).

Unter Kontrastverstärkung war früharteriell zunächst eine nur unmittelbar perifokale Anreicherung (↗↗ in Abb. 135.5b), kurz danach aber auch segmentale (↖↖ in Abb. 135.5c) Hyperperfusion sichtbar. In der portalvenösen Phase war die gesamte Leber homogen kontrastiert, mit Ausnahme des Herdes, der in allen Phasen ausspart (Abb. 135.5d). Somit konnte die Diagnose eines frühen Leberabszesses bei Leukopenie (daher noch ohne Einschmelzung) gestellt und später postoperativ auch bestätigt werden.



Abb. 135.5a Leberläsion nativ



Abb. 135.5b Früharterielle KV-Phase

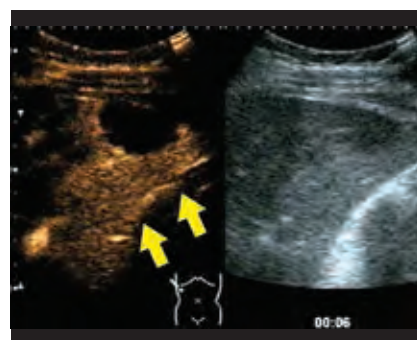


Abb. 135.5c Arterielle KV-Phase

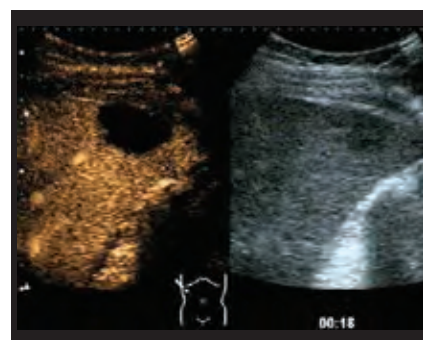


Abb. 135.5d Portalvenöse Phase

Hochauflösende Farbdopplerverfahren

Das Power-Doppler Verfahren (vgl. S. 134) ist von verschiedenen Herstellern mit dem Ziel weiterentwickelt worden, insbesondere bei langsamen Geschwindigkeiten oder kleinen Gefäßen die tatsächlich durchflossenen Gefäßlumina noch präziser (Abb. 136.1) und flächiger (Abb. 136.2) darzustellen. Bei einigen modernen Gerätetypen ist das Verfahren bereits mit sehr hohen räumlichen Auflösungswerten ($< 0,3 \text{ mm}$) implementiert. Diese Techniken firmieren unter verschiedenen Namen,

z.B. „eFLOW“, „Dynamic Flow“ und eignen sich auch sehr gut zur Darstellung einer komplexen Organvaskularisation (Abb. 136.3). Dieses Verfahren wird durch moderne Pulsgeneratoren (Beamformer) ermöglicht, die Ein- und Ausschwingvorgänge bei Sendepulsen verkürzen und somit optimieren. Dadurch werden extrem kurze Pulse verfügbar, die eine höhere räumliche Auflösung erlauben – dies ist insbesondere bei der Beurteilung von Stenosen und der Organperfusion von Vorteil.

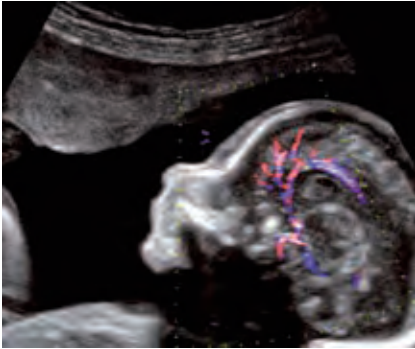


Abb. 136.1 kleine Gefäßlumina

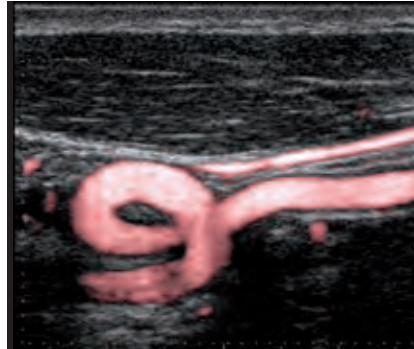


Abb. 136.2 ACC im eFlow

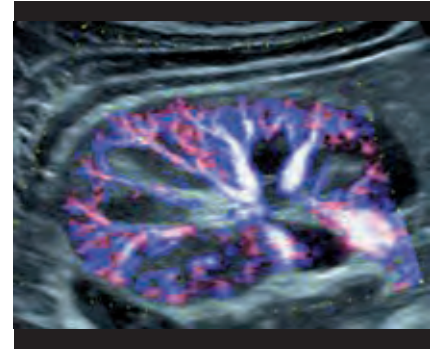


Abb. 136.3 Nierenperfusion

Zusätzlich wurden in den letzten Jahren noch weitere, hochempfindliche Dopplerverfahren verfügbar: Neben der „Advanced Dynamic Flow“ (ADF[®])-Technik (Abb. 136.5) ermöglicht auch das „Superb Microvascular Imaging“ (SMI[®], Abb. 136.6) eine deutlich verbesserte Darstellung der durchflossenen Blutvolumina im Vergleich zum konventionellen,

bidirektionalen Doppler (Abb. 136.4), der insbesondere bei langsamen Flüssen oder bei ungünstigen Beschallungswinkeln nahe an 90° (↘) häufig das Problem hat, diese Strömungen nicht korrekt farb kodiert wiedergeben zu können:



Abb. 136.4 Bidirektionaler Doppler



Abb. 136.5 ADF-Darstellung



Abb. 136.6 SMI-Bildgebung

Von besonderer klinischer Relevanz wird dies bei der Fragestellung nach z.B. fokalen Perfusionsausfällen in Infarktarealen: Die Darstellung kleinerer Blutgefäße in Organen gelingt mit ADF (Abb. 136.8) häufig besser als im konventionellen Doppler (Abb. 136.7). Wenn

man jedoch in Niere oder Leber auch noch die kleinsten, subkortikalen Endäste mit langsamem Fluss sichtbar machen möchte (vgl. Videoclip 12.1), bietet sich das hochempfindliche SMI-Dopplerverfahren an (Abb. 136.9).



Abb. 136.7 Konventioneller Doppler



Abb. 136.8 ADF-Darstellung



Abb. 136.9 SMI-Bildgebung der Niere (a) und der Leber (b)



Gefäßwandsteifigkeit (Arterial Stiffness)

Mit zunehmender Fetteinlagerung und Verkalkung der arteriellen Gefäßwände verhalten sich diese rigider bzw. steifer gegenüber den schwankenden Druckwerten, die durch die arterielle Pulswelle hervorgerufen werden [1.8]: Vergleicht man die Elastizität gesunder Gefäße (Abb. 137.1a) mit derjenigen versteifter Gefäße (Abb. 137.1b),

so findet man bei gleichen Stärken einer Pulswelle eine geringere, relative Distanzzunahme der Gefäßwand zum Zeitpunkt der Systole (Abb. 137.3). Im Beispiel der Abb. 137.3 ist die relative Zunahme von ursprünglich 8 % der Gefäßdurchmessers auf weniger als 4 % reduziert.

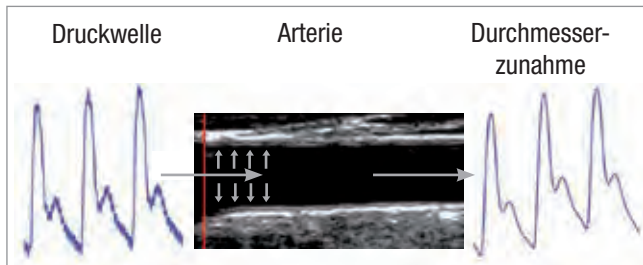


Abb. 137.1a Normales Gefäß

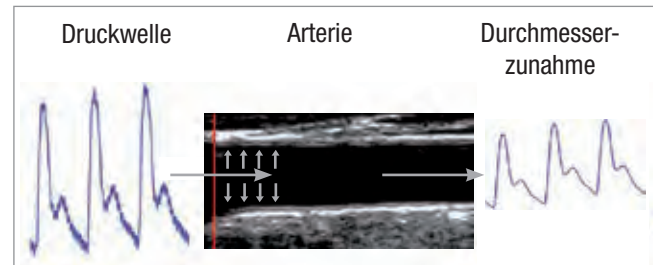


Abb. 137.1b Versteifte Gefäßwand

Mehrere Hersteller bieten inzwischen automatisierte Messprogramme an, die es den Untersuchern erlauben, mit hoher Messgenauigkeit die Position der schallkopfnahen und -entfernten Gefäßwand über die Zeit zu registrieren und daraus die Wandelastizität und die Geschwindigkeit der Pulswelle (PWV = pulse wave velocity) zu

bestimmen. Besonders hilfreich sind diese Programme dann, wenn sie auch Qualitätsindikatoren während der Messung einblenden, so dass der Untersucher bereits während der Messung die Schallkopfhaltung optimieren kann, um einen möglichst exakten Gefäßanschnitt in der Mitte des Lumens einzustellen (Abb. 137.3).

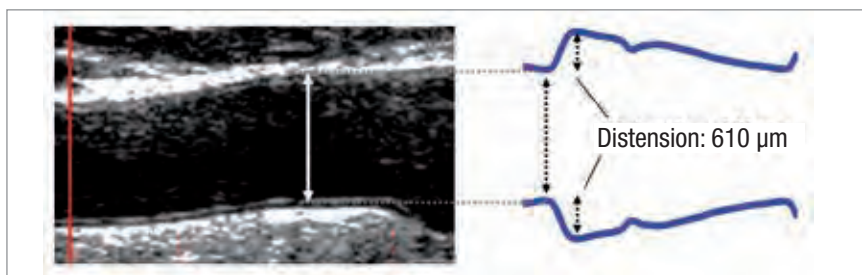


Abb. 137.2 Zunahme des Durchmessers in der Systole in Mikrometern

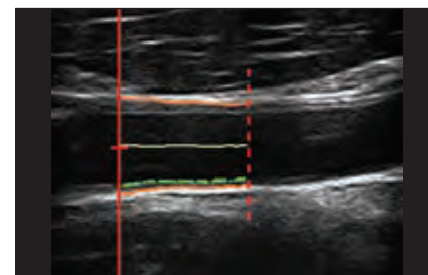


Abb. 137.3 Automatische Messung der Elastizität / Steifigkeit

Gefäßdistensionsanalyse (Echo Tracking, eTracking)

In der Erforschung möglicher Ursachen kardiovaskulärer Erkrankungen rücken als Verlaufs- oder Prognoseparameter immer mehr auch Gefäßfunktion und Gefäßmechanik in den Mittelpunkt: Mittels Ultraschall können aus der Gefäßdistension mehrere relevante Parameter wie z.B. die Pulswellengeschwindigkeit (PWV), Gefäßelastizität (β-Index), Augmentationsindex (AI), **Elastischer Modulus (EP)** und die endotheliale Funktion (FMD = flow mediated dilatation) berechnet werden (Abb. 137.4). Mittels einer speziellen Software werden sich bewegende Organstrukturen durch benutzerdefinierte Punkte in ihrer

Bewegung entlang einer Bildzeile verfolgt (eTracking, Abb. 137.5). Dies gelingt inzwischen sowohl mit hoher zeitlicher (1 KHz) als auch hoher räumlicher Auflösung ($1/16$ der Wellenlänge λ).

Eine Erweiterung dieser Analyseverfahren basiert auf zeitgleicher und ortsgleicher Erfassung der Blutflussgeschwindigkeit mittels Doppler. Daraus lassen sich u.a. auch die Pulswellenausbreitung oder Wave Intensity ($dP \cdot dU$) berechnen, die die Kopplung zwischen Herz und nachgeschaltetem Gefäßsystem beschreiben.

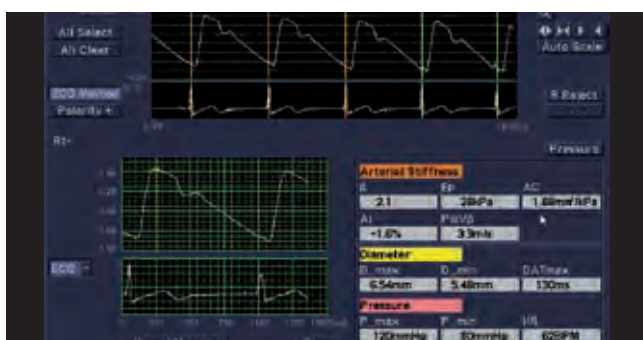


Abb. 137.4 Mittelung mehrerer (hier drei) Distensionszyklen über die Zeit

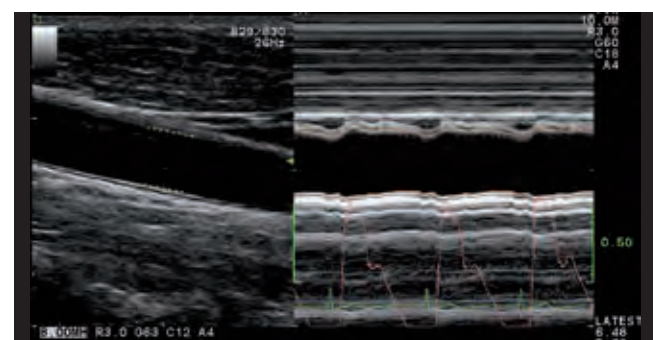



Abb. 137.5 e-tracking einer ACC-Distension im Sonobild (li) und M-Mode (re)

Elastographie

In den letzten Jahren sind technische Optionen entstanden, die Elastizität eines beschallten Gewebes so genau zu quantifizieren, dass die Differenzierung zwischen normalem und z.B. maligne infiltriertem Gewebe (Tumor oder Metastase) möglich geworden ist:

Dafür wird zunächst ein konventionelles B-Bild der Zielregion (ROI = region of interest) erzeugt, um die fragliche Läsion im z.B. Leber- oder Mammagewebe genauer zu lokalisieren und eine Basisinformation zu erhalten. Dann wird im 2. Schritt ein kurzer Druckwellenimpuls () in das Zentrum der ROI abgegeben. Unmittelbar danach wird ein zweites, konventionelles Bild der ROI erzeugt und das Ausmaß einer Gewebsverlagerung im Vergleich zur Basisinformation bestimmt.

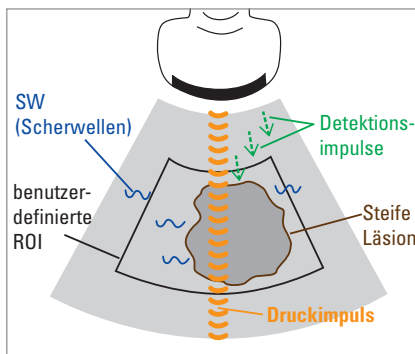


Abb. 138.1 Detektion von Scherwellen

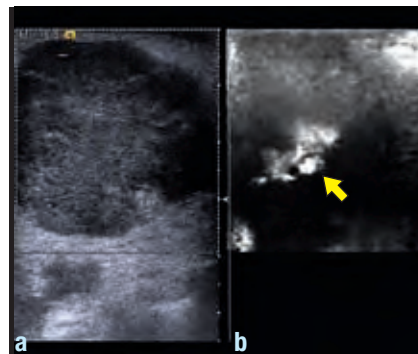


Abb. 138.2 Zentrale Nekrose

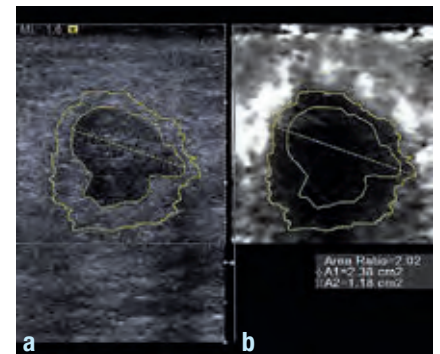



Abb. 138.3 E/B-Mode-Quotient

Auf diese Weise können auch zentrale Tumornekrosen () entdeckt werden (Abb. 138.2b), die einen starken Unterschied ihrer Elastizität zeigen, die im konventionellen B-Bild innerhalb der Läsion u.U. nicht sichtbar waren (Abb. 138.2a). Zusätzlich können auch Größenunterschiede (E/B-Mode Quotient) z.B. eines suspekten Mammaherdes auf Malignität hinweisen, wenn die Läsion sich im konventionellen B-Bild (Abb. 138.3a) kleiner darstellt als in der Elastographie (Abb. 138.3b).

Auch bei der differenzialdiagnostischen Abklärung suspekter oder vergrößerter Lymphknoten kann die Elastographie nicht-invasiv auch ohne Probepunktion eine Dignitätsbeurteilung ermöglichen: In der Elastographie zeigen maligne LK i.d.R. steifere (höhere, hier rot kodierte) Werte > 2 (Abb. 138.4) im Vergleich zu reaktiv entzündlichen LK, auch wenn die Treffsicherheit dieser Methode noch eingeschränkt ist (Sensitivität je nach Untersuchererfahrung nur ~62% und Spezifität um 84% [1.9]). Die Abb. 138.5 zeigt einen metastatisch infiltrierten

Lymphknoten, dessen Steifigkeitswerte im Vergleich zur Abb. 138.4 nicht inhomogen, sondern komplett und homogen pathologisch verändert sind. In Zweifelsfällen hilft auch der Vergleich zum jeweiligen Perfusionsmuster, das ebenfalls DD-Kriterien beisteuern kann, wenn z.B. ein baumartiges Perfusionsmuster vorliegt wie in Abb. 138.6, das eher für Lymphom-infiltrierte Lymphknoten typisch ist (vgl. S. 40/41).

Bei hepatischen Veränderungen erlaubt die Elastographie mit vertretbarer Trennschärfe eher eine Unterscheidung zwischen insgesamt normalen Leberanteilen, einer Leberfibrose und einer manifesten Leberzirrhose. Dagegen ist ihre Aussagekraft in der differenzialdiagnostischen Abklärung fokaler Leberläsionen eher eingeschränkt, weil sich die Rigidität bzw. Elastizität fokaler Leberherde durchaus überlappen, so dass eine artdiagnostische Zuordnung fokaler Läsionen bei Stand der Drucklegung noch nicht hinreichend realisiert werden konnte.

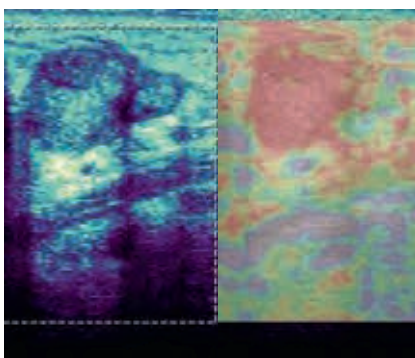


Abb. 138.4 Elastographie bei Met.: oft höhere Werte > 2

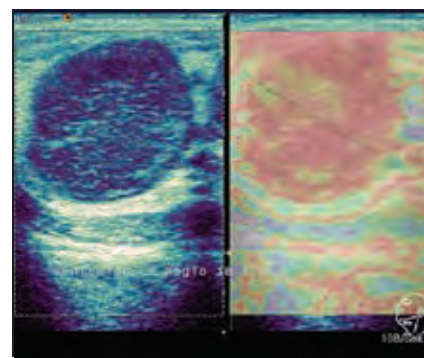


Abb. 138.5 LK-Metastase

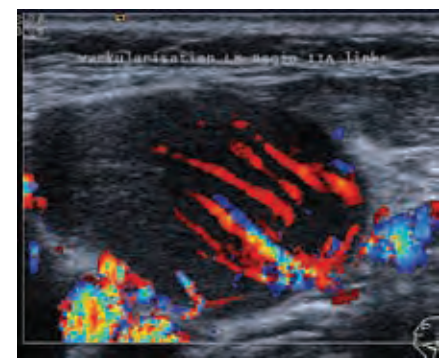


Abb. 138.6 Lymphom-typische Vaskularisation

Durch die hohe Abschwächung kann jedoch die Amplitude der Scherwellen (speziell im Zentrum sehr harter Tumoren) so gering sein, dass keine zuverlässige Bestimmung der Scherwellen-Ausbreitungsgeschwindigkeit gelingt. In Zweifelsfällen kann z.B. die Software „Virtual Touch IQ“ neben dem normalen B-Mode einer Läsion (Abb. 139.1)

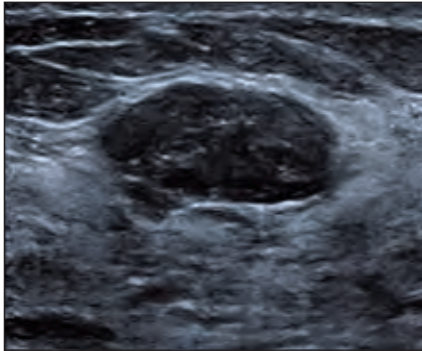


Abb. 139.1 konventionelles B-Bild

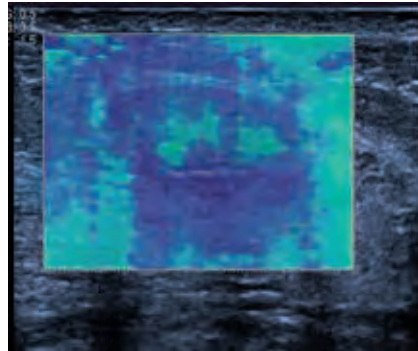


Abb. 139.2 inhomogener Mamma-Tumor

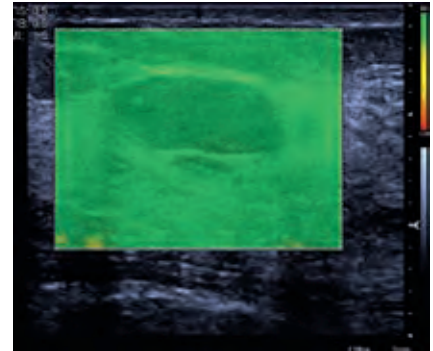


Abb. 139.3 Scherwellen-Qualität

auch die Unterschiede in der Gewebsverlagerung durch den Kompressionsimpuls (Abb. 139.2) und die Qualität der gemessenen Scherwellen (Abb. 139.3) darstellen, die in diesem Beispiel ausreichend homogen war, um diese Läsion als maligne einzustufen.

Im nachfolgenden Fallbeispiel verursachte jedoch der mammographisch bereits malignitätsverdächtige Herd (Abb. 139.4a) im normalen B-Bild (Abb. 139.4b) bereits starke Schallauslöschungen (↑↑), zeigte in der Geschwindigkeitsanalyse der Scherwellen schallkopfnahe pathologisch veränderte Werte (↘↘), jedoch eine fraglich „norma-

le“ perizentrale Zone mit fehlenden Signal im Zentrum (Abb. 139.4c). Die Analyse der Scherwellenqualität (Abb. 139.4d) ergab jedoch eine unzureichende Qualität der Elastographie in diesen Zonen, so dass dieses vermeintlich widersprüchliche Ergebnis dadurch relativiert und der Tumor insgesamt als maligne einzustufen war.

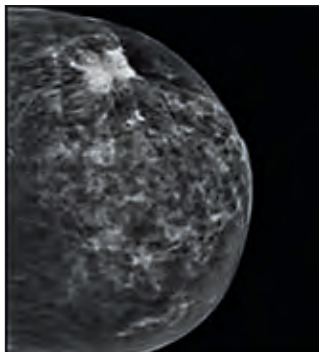


Abb. 139.4a Mammographie

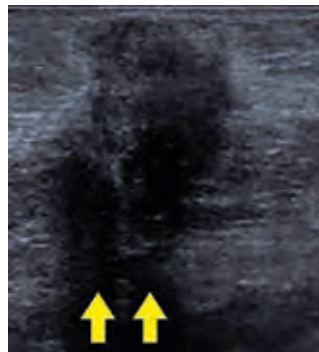


Abb. 139.4b B-Bild

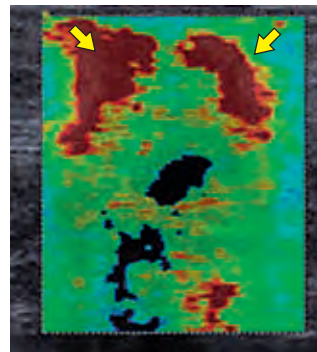


Abb. 139.4c Geschwindigkeit

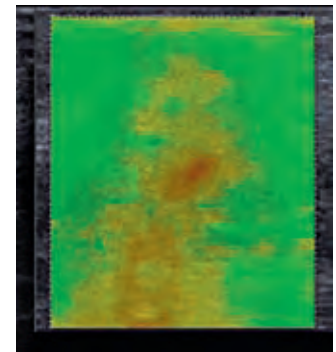


Abb. 139.4d Qualität der SW

Bildfusion

Weitere relevante Erleichterungen für z.B. Gewebeentnahmen im Vergleich verschiedener bildgebender Verfahren werden zukünftig digitale Bildfusionsalgorithmen bieten, die es erlauben, CT- und Sonographieaufnahmen (Abb. 139.5), bzw. CT und FKDS-Ebenen

(Abb. 139.6) so übereinander zu legen, dass z.B. die exakte Zuordnung und Punktion fokaler Leberläsionen (Abb. 139.7) deutlich vereinfacht werden können (vgl. Videoclip 12.2).

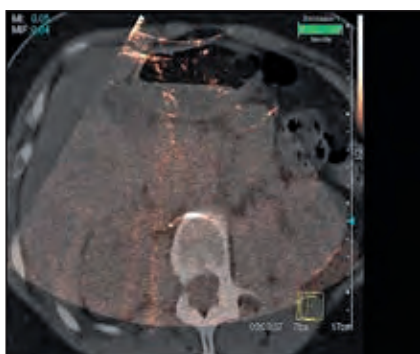


Abb. 139.5 Bildfusion CT ↔ Sono

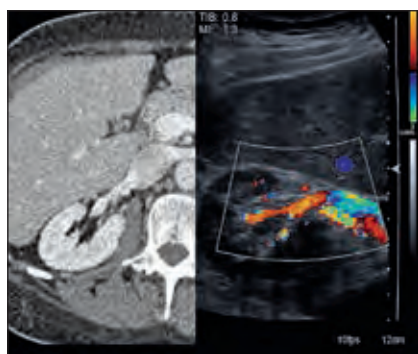


Abb. 139.6 Bildfusion CT ↔ FKDS



Abb. 139.7 z.B. zur Punktionsvorbereitung

Diagnostische Ultraschallkatheter

Eine weitere neue Entwicklung stellen miniaturisierte Schallköpfe dar, die inzwischen in nur 3 mm dünnen Kathetern verfügbar sind und in allen Raumrichtungen um jeweils 160° gedreht werden können (Abb. 140.1). Die Abb. 140.2 zeigt den eindrucksvollen Größenvergleich



Abb. 140.1 Drehbarkeit der AcuNav-Sonde

einer solchen „AcuNav“-Sonde (= Accurate Navigation) im Vergleich zu einer TEE-Sonde, wie sie im Lumen des Ösophagus eingesetzt wird. Diese kleine Ausdehnung des Einmalkathetersystems erlaubt u.a. eine Positionierung im Herzen über das venöse System.

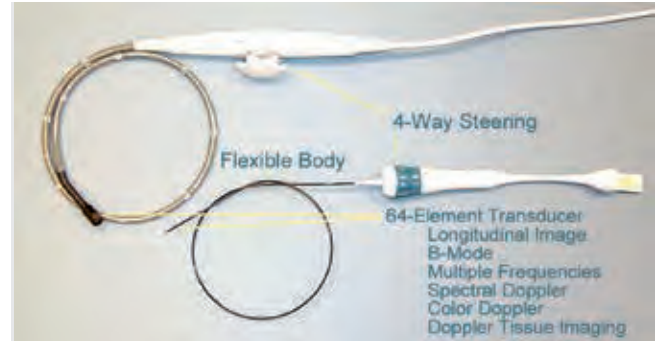


Abb. 140.2 Größenvergleich TEE versus AcuNav-Sonde

So kann ein bisher nur schwer zugänglicher atrialer Septumdefekt (↓) im B-Bild (Abb. 110.3a) mit höheren Frequenzen um 7,5 MHz, sowie der konsekutive Shunteinstrom durch den Septumdefekt im farb-kodierten Bild (Abb. 110.3b) deutlich präziser dargestellt werden als bisher üblich. Auch der instrumentelle Verschluss des ASD (✓ in Abb.

110.3c) kann so leichter überwacht und erfolgskontrolliert werden. Die Vorteile gegenüber der TEE-Technik liegen neben der besseren Bildqualität vor allem im Wegfall der Sedierung bzw. Narkose, so dass der Patient während der Untersuchung kooperieren kann (Atem anhalten, Valsalva etc.) und insgesamt weniger belastet wird.

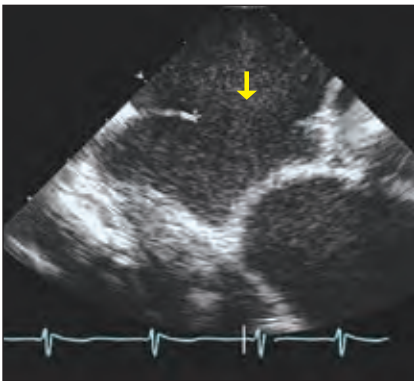


Abb. 140.3a Atrialer Septumdefekt

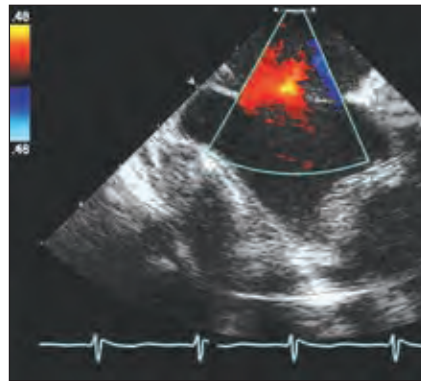


Abb. 140.3b Shunt-Einstrom

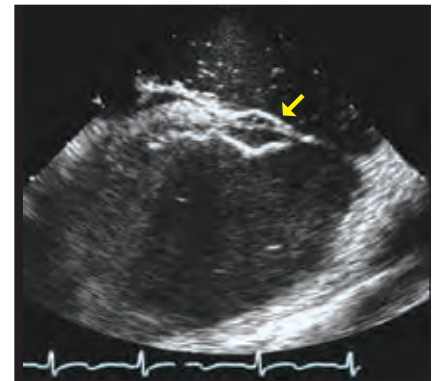


Abb. 140.3c Interventioneller Verschluss

Das Kathetersystem kann jedoch auch durch das rechte Herz in die V. cava inferior (VCI) vorgeschoben werden und dort zur Steuerung einer direkten intrahepatischen portosystemischen Shuntanlage (TIPPS) eingesetzt werden. Aus der VCI sind auch benachbarte Ösophagusvarizen (↘ in Abb. 140.4) oder retroperitoneale Lymphknoten (50) mit sehr hoher Ortsauflösung darstellbar (Abb. 140.5), hier teilweise nekrotisierend (109). Beachten Sie auch die präzise Erkennbarkeit der Wandschichtung (→) des hier benachbarten Duodenums (80b).

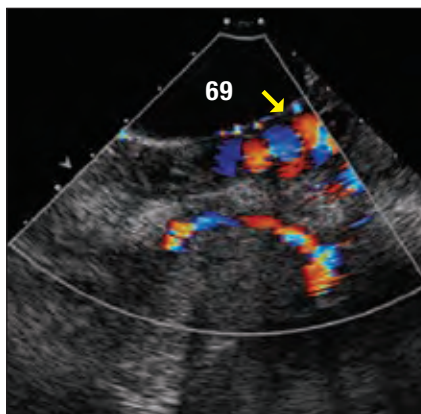


Abb. 140.4 Ösophagusvarizen

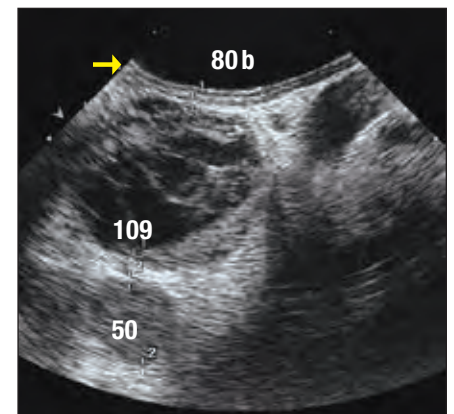


Abb. 140.5 LK-Nekrose

Kritische Wertung

Im ersten Kapitel wurden bereits einige Fallstricke angesprochen, die die Untersucherabhängigkeit der Methode verdeutlichen. Nur bei sorgfältiger Einstellung aller Geräteparameter und optimierter Anlotung der jeweiligen Gefäße können valide Untersuchungsergebnisse erzielt werden. Diese Abhängigkeit von der Sorgfalt und Erfahrung des Untersuchers stellt die wahrscheinlich wichtigste Limitation der FKDS

dar. Für Ihren eigenen Lernvorteil ist es daher sinnvoll, die Inhalte nicht nur dieses Grundlagenkapitels noch einmal zu rekapitulieren, sondern auch bei den anderen Kapiteln so vorzugehen. Die Lösungen finden Sie auf den Seiten 8-17 und 135. Die hellblau unterlegten Flächen sind als Platz für Ihre Notizen gedacht.

Quiz – Testen Sie sich selbst:

1. Definieren Sie bitte stichwortartig hier noch einmal die Begriffe PRF und Aliasing-Phänomen:

2. Notieren Sie eine sinnvolle Reihenfolge für die Geräteeinstellung des B-Bildes, des Farbbildes und des PW-Dopplers. Erklären Sie danach, warum es wenig Sinn ergibt, z.B. die PRF vor dem Beamsteering auf die aktuellen Flussverhältnisse einzustellen?

3. Erinnern Sie sich, welche drei Fehler am häufigsten für eine unzureichende Farbkodierung einer Arterie mit normalem Fluss verantwortlich sind?

4. Welche drei Fehler verursachen Ihrer Ansicht nach am häufigsten eine unzureichende Farbkodierung von Venen, in denen tatsächlich ein normaler Fluss vorliegt?

5. Wissen Sie noch, auf welchem Prinzip Kontrastverstärker in der FKDS beruhen?
Mit welchem Verfahren sollte ihr Einsatz möglichst kombiniert werden?