

#### Redaktion

S. Delorme, Heidelberg (Leitung)  
P. Reimer, Karlsruhe  
W. Reith, Homburg/Saar  
C. Schäfer-Prokop, Amersfoort  
C. Schüller-Weidekamm, Wien  
M. Uhl, Freiburg



3 Punkte sammeln auf...

[springermedizin.de/  
eAkademie](http://springermedizin.de/eAkademie)

#### Teilnahmemöglichkeiten

Diese Fortbildungseinheit steht Ihnen als e.CME und e.Tutorial in der Springer Medizin e.Akademie zur Verfügung.

- e.CME: kostenfreie Teilnahme im Rahmen des jeweiligen Zeitschriftenabonnements
- e.Tutorial: Teilnahme im Rahmen des e.Med-Abonnements

#### Zertifizierung

Diese Fortbildungseinheit ist mit 3 CME-Punkten zertifiziert von der Landesärztekammer Hessen und der Nordrheinischen Akademie für Ärztliche Fort- und Weiterbildung und damit auch für andere Ärztekammern anerkennungsfähig.

#### Hinweis für Leser aus Österreich

Gemäß dem Diplom-Fortbildungs-Programm (DFP) der Österreichischen Ärztekammer werden die in der e.Akademie erworbenen CME-Punkte hierfür 1:1 als fachspezifische Fortbildung anerkannt.

#### Kontakt und weitere Informationen

Springer-Verlag GmbH  
Springer Medizin Kundenservice  
Tel. 0800 77 80 777  
E-Mail: [kundenservice@springermedizin.de](mailto:kundenservice@springermedizin.de)

# CME Zertifizierte Fortbildung

K.-V. Jenderka<sup>1</sup> · S. Delorme<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Physik, Sensorik und Ultraschalltechnik, Hochschule Merseburg, FB INW, Merseburg

<sup>2</sup> Abteilung Radiologie (E010), Deutsches Krebsforschungszentrum, Heidelberg

## Verfahren der Dopplersonographie

### Zusammenfassung

Die medizinischen dopplersonographischen Verfahren lassen sich einteilen in die Spektral-dopplerverfahren [“Continuous-wave“ (CW)- und „Pulse-wave“ (PW)-Doppler] und die Verfahren zur farbkodierten Flussdarstellung (Farbdoppler- und Power-Doppler-Verfahren). Alle gemeinsam beruhen sie auf der Tatsache, dass sich das Echo von einem bewegten Reflektor um eine charakteristische Frequenz ändert, je nachdem, wie schnell sich der Reflektor von der Schallquelle und zugleich vom Schallempfänger weg- bzw. auf ihn zubewegt. Während der CW-Doppler nur in einem fest vorgegebenen Tiefenbereich Flüsse erfasst und dies nicht durch ein zugleich dargestelltes B-Bild gesteuert werden kann, erfolgt beim PW-Doppler unter B-Bild-Führung („Duplexdoppler“) die Platzierung eines Messvolumen unter Sicht. Die gewonnenen Kurven erlauben Aussagen über die zeitliche Verteilung der Flussgeschwindigkeit und -richtung sowie über hämodynamische Störungen. Indem intermittierend mit der Erstellung des B-Bilds die Dopplersignale in einem Ausschnitt hiervon rasterförmig erfasst werden, kann daraus eine „Farbkarte“ erzeugt werden, die dynamisch bestimmte Parameter des Blutflusses (z. B. mittlere Flussgeschwindigkeit und Flussrichtung) farbkodiert darstellt. Dieser Artikel beschreibt die technischen und physikalischen Grundlagen der Dopplerverfahren.

### Schlüsselwörter

Ultraschall · Dopplereffekt · CW/PW-Doppler · Dopplerspektrum · Farbdoppler

**Infobox**

Der CME-Beitrag „Ausbreitung von Ultraschall im Gewebe und Verfahren der Ultraschallbildgebung“ erschien in Ausgabe 12/2013 von *Der Radiologe*

**Dopplermodalitäten sind heute nahezu in allen Geräteklassen eine Selbstverständlichkeit**

**Man unterscheidet in der Dopplersonographie zwei Basiskonzepte, und zwar den Spektraldoppler und den Farbdoppler**

**Lernziele**

**Nachdem Sie diese Lerneinheit absolviert haben, kennen Sie...**

- den Zusammenhang zwischen Bewegungsgeschwindigkeit und Frequenzverschiebung.
- das Prinzip der Geschwindigkeitsmessung auf Grundlage des Dopplereffekts.
- die Funktionsprinzipien der spektralen und der farbkodierten Dopplerverfahren.
- die Unterschiede im Informationsgehalt der Dopplerverfahren.
- die Grundlagen zur Gewinnung quantitativer Flussparameter.
- die wichtigsten Artefakte und ihre Ursachen.

**Einleitung**

Die Dopplersonographie ist nunmehr fester Bestandteil des Ensembles sonographischer Verfahren. Mussten sie früher als spezielle Optionen eines Sonographiegeräts gesondert erworben werden, sind Dopplermodalitäten heute nahezu in allen Geräteklassen eine Selbstverständlichkeit, selbst in portablen Systemen.

Da Blut im nativen Ultraschallschnittbild nicht regelhaft darstellbar ist – Gefäße erscheinen, genauso wie flüssigkeitsgefüllte Hohlräume, im Bild schwarz – kommt der Dopplersonographie eine besondere Bedeutung zu. Nur durch die Betrachtung ausschließlich bewegter Strukturen kann die Empfindlichkeit der Geräte soweit gesteigert werden, dass auch die schwachen Rückstreuungssignale der Erythrozyten erkannt und ausgewertet werden können. Diese Selektion leistet die Dopplersignalverarbeitung durch Ausnutzung des Dopplereffekts und bietet damit die einzigartige Möglichkeit, neben der allein morphologischen Bildinformation auch funktionelle Parameter des Kreislaufsystems zu erfassen. Bei richtiger Anwendung können die Dopplerverfahren damit als quantitative, messende Verfahren betrachtet werden.

Zusätzliche Vorteile der Dopplersonographie:

- Möglichkeit zur Erfassung und Beurteilung des Blutflusses;
- quantitatives Verfahren;
- kombinierbar mit anderen sonographischen Verfahren.

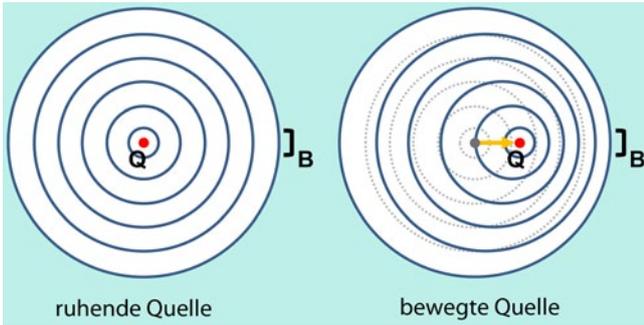
Man unterscheidet in der Dopplersonographie zwei Basiskonzepte, und zwar den Spektraldoppler und den Farbdoppler, die je nach diagnostischer Fragestellung eingesetzt und einzeln oder gemeinsam mit dem Schnittbild kombiniert werden können. Die Funktionsweise und die messbaren Parameter sollen in diesem Beitrag erläutert werden, ebenso mögliche Artefakte und Grenzen.

**Principles of Doppler sonography****Abstract**

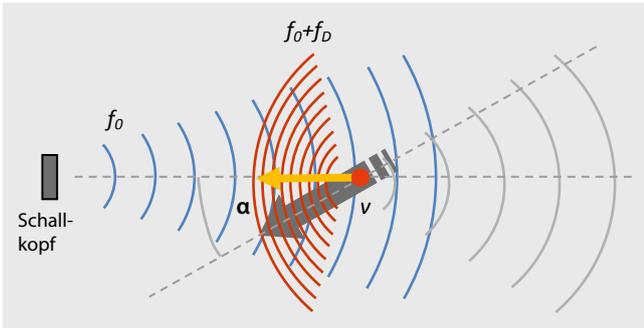
The techniques of medical Doppler are spectral Doppler (continuous-wave (CW) and pulse-wave (PW) Doppler) and color flow imaging (Color Doppler and Power Doppler). All are based on the fact that the frequency of an echo from a moving reflecting particle will be altered by a characteristic frequency shift determined by its velocity in relation to the source/detector. The CW Doppler will only detect flow within a pre-defined depth and will not be guided by an image, whereas the PW Doppler is carried out with B-mode guidance (Duplex doppler). The so derived curves permit to assess the temporal distribution of flow velocities and directions and flow disturbances as well. In the case of color flow imaging, a part of the interrogated tissue section is mapped for Doppler signals and then color-coded, resulting in a dynamic color map of flow, where the colors encode characteristic flow parameters (e. g. mean flow velocity plus direction). This article describes the technical and physical basics of medical Doppler techniques.

**Keywords**

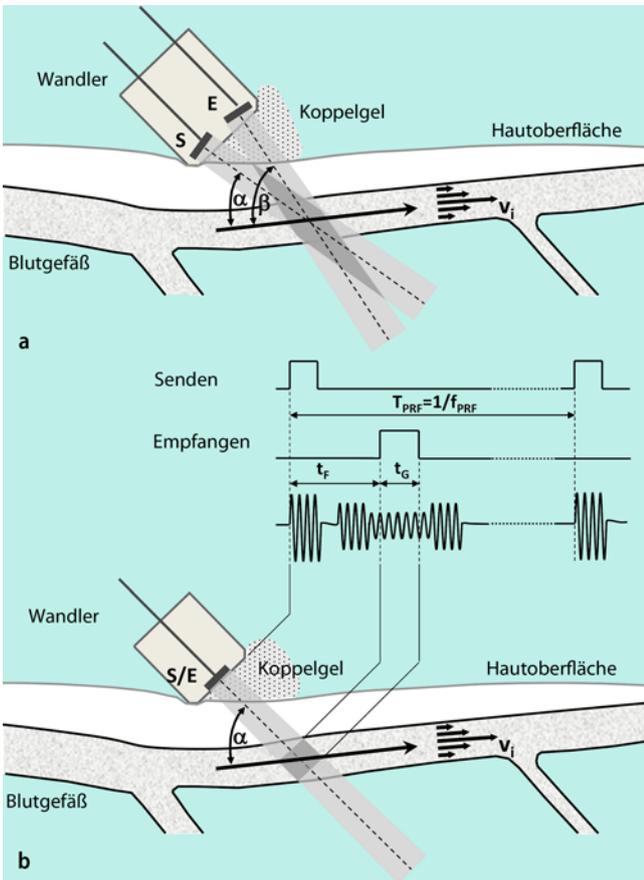
Ultrasonography · Doppler effect · CW/PW Doppler · Doppler spectrum · Color Doppler



**Abb. 1** ◀ Veränderung der Wellenlänge aufgrund einer relativen Geschwindigkeit zwischen Schallquelle (Q) und Schallempfänger (B)



**Abb. 2** ◀ Dopplereffekt an bewegten, schallstreuenden Partikeln (z. B. Erythrozyten;  $v$  Bewegungsgeschwindigkeit der Schallquelle,  $\alpha$  Einschallwinkel bzw. Dopplerwinkel,  $f_D$  Dopplerfrequenz,  $f_0$  Sendefrequenz). (Modifiziert aus [1])



**Abb. 3** ◀ Funktionsprinzip „Continuous-wave“ (CW)- (a) und „Pulse-wave“ (PW)-Doppler (b; S Schallquelle, E Empfänger, PRF „pulse repetition frequency“). (Mit freundlicher Genehmigung aus [7])

### Infobox 1 Frequenzänderung bei bewegter Quelle

Der Beobachter nimmt die Wellenlänge der Quelle  $\lambda_Q$  um die Strecke  $s=vT$  verkürzt war, um die sich die Quelle in einer Periodendauer  $T$  auf den Beobachter zubewegt hat. Mit  $T=\frac{1}{f_Q}$  folgt für die vom Beobachter

empfangene Wellenlänge:

$$\lambda_E = \lambda_Q - \frac{v}{f_Q}$$

Werden die Wellenlängen  $\lambda_E = \frac{c}{f_E}$  und  $\lambda_Q = \frac{c}{f_Q}$  durch die Frequenzen ersetzt, ergibt sich

$$\frac{c}{f_E} = \frac{c}{f_Q} - \frac{v}{f_Q} = \frac{1}{f_Q}(c-v)$$

Umstellen nach  $f_E$  liefert weiter

$$f_E = f_Q \frac{c}{c-v} = f_Q \frac{1}{1-\frac{v}{c}}$$

Durch Anwendung der geometrischen Reihe

$$\frac{1}{1-\frac{v}{c}} = 1 + \frac{v}{c} + \left(\frac{v}{c}\right)^2 + \left(\frac{v}{c}\right)^3 + \dots$$

und Nutzung der Bedingung  $v \ll c$  können die Glieder höherer Ordnung vernachlässigt werden, und für die empfangene Frequenz folgt:

$$f_E = f_Q \left(1 + \frac{v}{c}\right)$$

Schallwelle ist, kann die vom Beobachter wahrgenommene bzw. empfangene Frequenz  $f_E$  durch folgende Formel beschrieben werden:

$$f_E = f_Q \left(1 + \frac{v}{c}\right)$$

Die oben genannte Bedingung ist erfüllt, da die maximal auftretenden Blutflussgeschwindigkeiten rund 1000-mal kleiner sind als die Schallgeschwindigkeit im Blut. Auch für den Fall, dass sich der Beobachter auf die Schallquelle zubewegt, berechnet sich die empfangene Frequenz  $f_E$  nach dieser Formel. Für die Frequenzänderung  $\Delta f = f_E - f_Q$  (sog. Dopplerfrequenzverschiebung, kurz: **Dopplerfrequenz**  $f_D$ ) ergibt sich damit eine lineare Abhängigkeit von der Bewegungsgeschwindigkeit:

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

Der Faktor  $\cos \alpha$  berücksichtigt hier, dass sich Quelle und Beobachter in den meisten Fällen nicht direkt aufeinander zubewegen (siehe **Abb. 2**). Dann wirkt sich auf die Dopplerfrequenz nur die Komponente des Geschwindigkeitsvektors aus, die sich durch Projektion des Vektors auf eine Gerade ergibt, die den Sender mit dem Empfänger verbindet. Wenn  $\alpha$  der Winkel zwischen dieser Geraden und dem Geschwindigkeitsvektor ist, ist der Betrag des auf die Gerade projizierten Vektors (der Ankathete) um  $\cos \alpha$  kleiner als der des wahren Geschwindigkeitsvektors (der Hypotenuse). Wenn

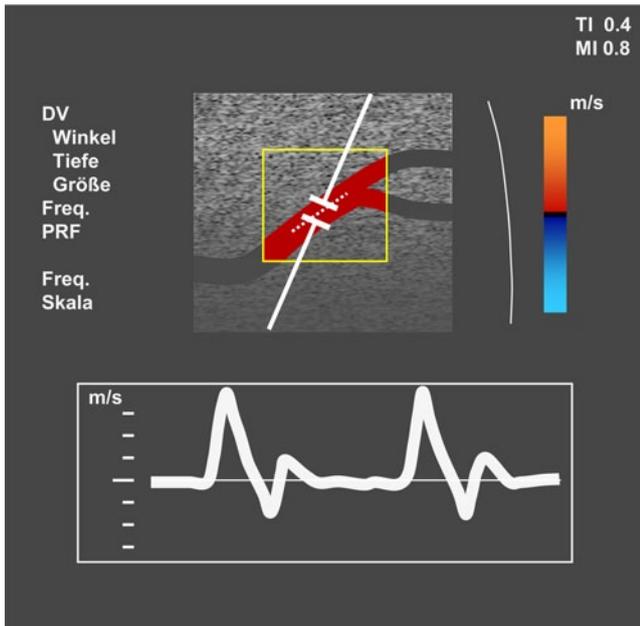
## Dopplereffekt

Jeder kennt das Phänomen, dass die wahrgenommene Tonhöhe einer bewegten Schallquelle – klassischerweise ein vorüberfahrender Rettungswagen – davon abhängt, ob sie sich auf den Hörer zu- oder fortbewegt. Der Betrag, um den sich die Tonhöhe ändert, wird dabei von der Geschwindigkeit der Schallquelle bestimmt. Dieses physikalische Phänomen trifft auf alle Wellen zu – auch elektromagnetische Wellen wie Licht- oder Radarwellen. So ist eine weit verbreitete und nur je nach Standpunkt „erfreuliche“ Anwendung des Dopplereffekts die Geschwindigkeitsmessung mit Radar.

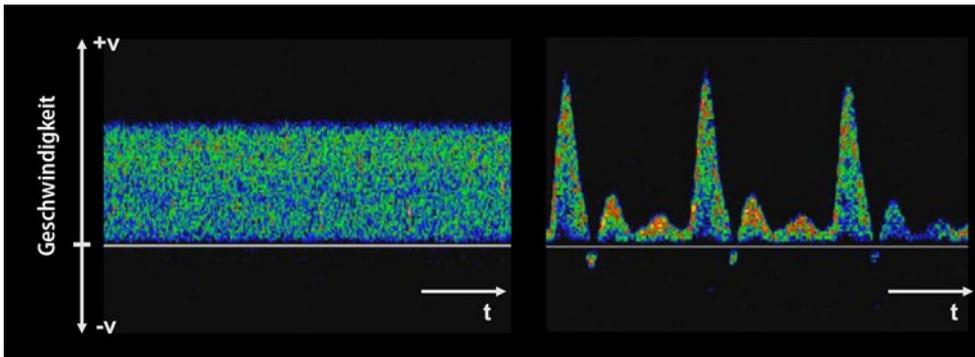
### Prinzip der Geschwindigkeitsmessung mit (Ultra-)Schallwellen

Die Schallquelle Q gibt Schallwellen ab (**Abb. 1**), die sich im Raum konzentrisch ausbreiten. Wenn Schallquelle und Beobachter B ihre Lage zueinander nicht verändern, wird B die Schallwellen mit der von Q ausgesandten Frequenz empfangen. Der Beobachter wird gewissermaßen mit derselben Frequenz von den Wellenfronten getroffen. Wenn sich aber die Schallquelle auf den Beobachter zu bewegt, wird jede neue Wellenfront genau um die Wegstrecke näher auf die vorangehende zugerückt sein, um die sich die Schallquelle in der Periodendauer der Schallwelle auf den Beobachter zu bewegt hat. Damit wird der Abstand der Wellenfronten – also die Wellenlänge – für den Beobachter kleiner. Die Frequenz steigt, und damit auch die Tonhöhe. Entsprechend sinkt die Tonhöhe, wenn sich die Schallquelle vom Beobachter entfernt (**Infobox 1**).

Unter der Voraussetzung, dass die Bewegungsgeschwindigkeit  $v$  der Schallquelle mit der Frequenz  $f_Q$  klein gegen die Ausbreitungsgeschwindigkeit  $c$  der



**Abb. 4** ◀ Kombination von PW-Doppler mit Farbdoppler (DV Ductus venosus, PRF „pulse repetition frequency“, MI mechanischer Index, TI thermischer Index). (Mit freundlicher Genehmigung aus [7])



**Abb. 5** ▲ Dopplerspektrum für laminare kontinuierliche (links) und pulsatile Strömung (rechts). (Modifiziert mit freundlicher Genehmigung aus [7])

Quelle und Beobachter sich tatsächlich direkt aufeinander zu- oder voneinander weg bewegen, ist  $\alpha=0$  und  $\cos\alpha=1$ . In der Sonographie ist  $\alpha$  der Winkel zwischen der Richtung des Schallbündels und der Richtung des Blutflusses (Einschallwinkel bzw. Dopplerwinkel), d. h. nur die Geschwindigkeitskomponente in Richtung zur Schallquelle trägt zur Dopplerfrequenzverschiebung bei. Fluss rechtwinklig zur Einschallrichtung ergibt kein Signal.

Eine Dopplerfrequenzverschiebung kann nur gemessen werden, wenn der Einschallwinkel kleiner als  $90^\circ$ , unter klinischen Bedingungen kleiner als  $60^\circ$ , ist.

Zur Messung der Blutflussgeschwindigkeit in Gefäßen (▣ **Abb. 2**) werden vom Schallkopf, der stationären Schallquelle, Ultraschallwellen einer Frequenz  $f_0$  in Richtung der Gefäße abgegeben, welche dort auf das strömende Blut treffen. Die Erythrozyten übernehmen dabei die Rolle des bewegten Beobachters. Die einfallenden Wellen werden wiederum von den Erythrozyten zum Schallkopf zurückgestreut – sie fungieren jetzt als bewegte Schallquelle und der Schallkopf entsprechend als stationärer Beobachter. Die Wellenlänge – und damit die Frequenz – wird somit zweimal verändert (je 1-mal auf dem Hin- und dem Rückweg), sodass die Frequenzverschiebung in erster Näherung (gilt für  $v \ll c$ ) das Zweifache beträgt. Für die Dopplerfrequenz ergibt sich damit:

$$f_D = 2f_0 \frac{v}{c} \cos \alpha.$$

Die Geschwindigkeit der Erythrozyten kann somit unter Berücksichtigung eines Faktors direkt aus der Dopplerfrequenz bestimmt werden. Bei den üblichen diagnostischen Ultraschallfrequenzen und den charakteristischen Blutflussgeschwindigkeiten liegt die Dopplerfrequenz im hörbaren Bereich. Dies wurde von Peter Burns, einem bekannten Ultraschallphysiker, einmal als „happy coinci-

**Eine Dopplerfrequenzverschiebung kann nur gemessen werden, wenn der Einschallwinkel kleiner als  $90^\circ$ , unter klinischen Bedingungen kleiner als  $60^\circ$ , ist**

**Die Geschwindigkeit der Erythrozyten kann direkt aus der Dopplerfrequenz bestimmt werden**

### Infobox 2 Richtungsdetektion mit IQ-Demodulation

Um zusätzlich die Richtung des Blutflusses zu bestimmen, muss nicht nur die Amplitude, sondern auch die Phasenlage des Dopplersignals erfasst werden. Dazu wird das Empfangssignal vor der Demodulation auf zwei Kanäle aufgeteilt. Vor der Demodulation ist ein Kanal dabei in Phase mit dem Sendesignal (I-Kanal, „I“ steht für „in phase“), und ein Kanal wird um  $90^\circ$  zum Sendesignal phasenverschoben (Q-Kanal, „Q“ steht für „quadrature“). Nach der Demodulation haben beide Kanäle den gleichen Frequenzinhalt, aber unterschiedliche Phasenlagen [3]. Ist das Signal des I-Kanals in der Phase um  $90^\circ$  vor dem Q-Kanal, dann ist der Fluss zum Wandler hin, im umgekehrten Fall vom Wandler weg gerichtet.

„dence“ bezeichnet. Dank dieses glücklichen Umstands können wir das Dopplersignal nicht nur anhand einer Kurve, sondern auch mit Hilfe unseres Gehörs analysieren. Bei der Untersuchung mit einer Stiftsonde und ohne Display sind wir gänzlich hierauf angewiesen. Dies ist nicht zwangsläufig ein Manko: Geübte Untersucher können hiermit sehr treffsichere Diagnosen stellen, denn das menschliche Gehör ist ein ausgesprochen sensibles Messinstrument.

### „Continuous-wave“ (CW)- und „Pulse-wave“ (PW)-Doppler

#### CW-Doppler

Die Schallköpfe von CW-Doppler-Geräten sind mit 2 piezoelektrischen Wandlerelementen [2] ausgestattet. Ein Element sendet kontinuierlich Ultraschallwellen

aus (d. h. Dauerschall mit der Sendefrequenz  $f_0$ ). Das zweite Element empfängt gleichzeitig die rückkehrenden Echos, Reflektionen und Streusignale von Gewebe, Gefäßwänden und Blut. In dieser Konfiguration werden alle Bewegungen im Überlappungsbereich von Sende- und Empfangsschallfeld detektiert (Abb. 3 links). Durch Mischen (mathematisch: Multiplikation) von Sende- und Empfangssignal wird die Dopplerfrequenz extrahiert und im einfachsten Fall über einen Lautsprecher oder Kopfhörer ausgegeben. Dieser Signalverarbeitungsschritt wird als Demodulation bezeichnet. Konkret erhält man nach dem Mischen 2 Signalkomponenten: die gesuchte Differenzfrequenz  $\Delta f = f_E - f_Q$  und die Summenfrequenz  $f_E + f_Q \approx 2f_Q$ . Letztere wird nicht benötigt und elektronisch unterdrückt. Das Frequenzspektrum des Dopplergeräusches, d. h. dessen Klang, beinhaltet die Geschwindigkeiten aller sich im Überlappungsbereich der Schallfelder bewegenden Strukturen. Eine genaue Beurteilung der zeitlichen Veränderung der Geschwindigkeitsverteilung erfolgt durch Auswertung der Dopplerspektren (siehe unten).

Der CW-Doppler liefert ein kontinuierliches Dopplersignal ohne Tiefenzuordnung.

Dieses relativ einfache Konzept zur Untersuchung des Blutflusses wird vorzugsweise in portablen, mit einer Stiftsonde ausgestatteten, Systemen ohne Schnittbild eingesetzt. Da keine Tiefenzuordnung des Dopplersignals erfolgen kann, ist das Verfahren nur für oberflächennahe, leicht auffindbare Gefäße geeignet.

#### PW-Doppler

Das PW-Doppler-Verfahren beruht auf dem aus der Ultraschallbildgebung bekannten **Impuls-Echo-Prinzip** [2]. Ein Einzelelementwandler (oder eine Elementgruppe bei Multielementwandlern) sendet ein kurzes Wellenpaket der Frequenz  $f_0$  („burst“) mit einer bestimmten Wiederholffrequenz  $f_{PRF}$  (PRF = „pulse repetition frequency“) aus, schaltet in den Sendepausen auf Empfang und registriert die eintreffenden Echos.

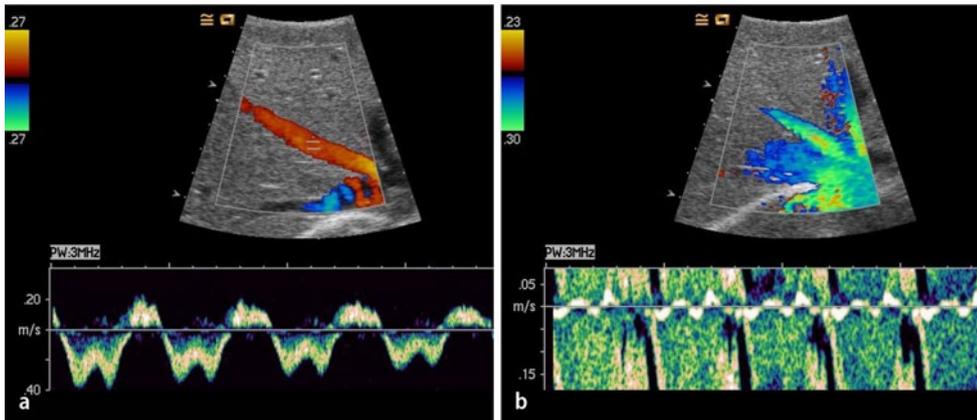
Über die Signallaufzeit können die Echos, genauso wie beim A- oder B-Bild, einer bestimmten Tiefe zugeordnet werden. So lassen sich mit Hilfe eines elektronischen Tores („gate“) die frequenzverschobenen Echos der Wellenpakete aus einem wählbaren Tiefenbereich selektieren. Der Tiefenbereich wird dabei über die am Gerät einstellbaren Parameter Torposition (Tiefe bzw. Abstand zum Schallkopf) und Torbreite (bzw. -länge) definiert. Beim PW-Doppler wird das Dopplersignal aus Abtastwerten rekonstruiert. Mit Hilfe des Doppler-Gate ist eine Tiefenzuordnung möglich.

Durch den gepulsten Betrieb wird das Dopplersignal mit den geschwindigkeitsabhängigen Dopplerfrequenzen nur mit der Pulsfolgefrequenz  $f_{PRF}$  abgetastet. Bedingung für eine eindeutige Rekonstruktion des Dopplersignals aus den Abtastwerten ist die Abtastung mit mindestens der zweifachen maximalen Dopplerfrequenz. Die jeweils eingestellte Abtastfrequenz limitiert somit die maximal messbare Geschwindigkeit. Zu hohe Geschwindigkeiten werden falsch bewertet und als Rückwärtsflüsse interpretiert. Um dieses als „Aliasing“ bekannte Artefakt zu vermeiden, muss die Pulswiederholffrequenz entsprechend angepasst werden (Einstellung des Messbereichs bzw. „range“). Zur Rich-

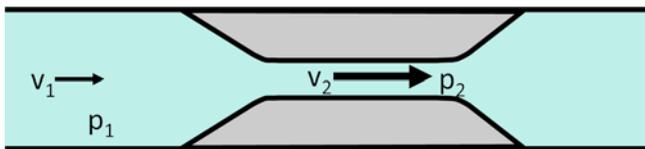
Der CW-Doppler liefert ein kontinuierliches Dopplersignal ohne Tiefenzuordnung

Beim PW-Doppler wird das Dopplersignal aus Abtastwerten rekonstruiert

Mit Hilfe des Doppler-Gate ist eine Tiefenzuordnung möglich



**Abb. 6** ▲ Duplexsonographie der mittleren Lebervene mit einem typischen triphasischen Verlauf, mit korrekter (a) und zu niedriger Pulsrepetitionsfrequenz (b). Im oberen Bild ist das korrespondierende Farbdopplerbild in der Phase des physiologischen retrograden Flusses „eingefroren“, der durch die Vorhofkontraktion entsteht. Bei zu niedriger PRF („pulse repetition frequency“) sind die hohen Flussgeschwindigkeiten „eingefaltet“. Zudem erkennt man nahe der Nulllinie ein undulierendes Signal, das durch die Pulsation des Lebergewebes und der Gefäßwand entsteht, die direkt vom Herzen herrührt, das mit der Leber direkten mechanischen Kontakt hat



**Abb. 7** ◀ Abfall des statischen Drucks ( $p$ ) über Stenosen ( $v$  Geschwindigkeit)

tungsdetektion wird das Empfangssignal ebenfalls in zwei Kanäle aufgeteilt (IQ-Demodulation, siehe [Infobox 2](#)).

Für das Aliasing gibt es ein im Wortsinn anschauliches Beispiel: Den Planwagen mit Speichenrädern im Western. Wenn der Wagen anrollt, sieht man die Räder sich vorwärts drehen – bis eine Geschwindigkeit erreicht ist, bei dem in jedem aufeinanderfolgenden Bild die nachfolgende Speiche genau die Hälfte des Winkels zwischen zwei Speichen zurückgelegt hat. In diesem Moment sieht man im Film nur ein Flirren, aber keine Speichen. Wenn der Wagen nun noch schneller wird, scheint sich das Rad auf einmal rückwärts zu drehen, und zwar immer langsamer, bis es scheinbar still steht. Dies ist der Moment, in dem das Rad sich von einem Bild aufs nächste um genau den Winkel zwischen zwei Speichen weitergedreht hat. Wollte man auch schnellere Drehungen korrekt erfassen, müsste man die Bildfrequenz (im Film 24/s) erhöhen oder die Zahl der Speichen vermindern.

Bei Kombination des PW-Dopplers mit dem B-Bild- oder Farbdoppler (Duplexverfahren) wird die Schallrichtung durch eine Linie und das Doppler-Gate durch ein Strichpaar im Bild markiert ([Abb. 4](#)). Damit ist es möglich, Flussinformationen gezielt von einzelnen Gefäßen abzuleiten. Zusätzlich kann im Bild mit einem Cursor die Gefäßachse festgelegt werden. Damit ist der Winkel  $\alpha$  zwischen Schallstrahl und Flussrichtung bekannt und ermöglicht eine automatische Winkelkorrektur durch Anpassung der entsprechenden Skalenwerte. Bei richtiger Einstellung bietet das PW-Doppler-Verfahren die Möglichkeit der absoluten Geschwindigkeitsmessung.

## Duplexsonographie

Zur leichteren Identifizierung von Gefäßen kann der PW-Doppler zusätzlich noch mit dem Farb-/Power-Doppler oder B-Bild kombiniert werden.

## Dopplerspektrum

Der erfahrende Untersucher kann bereits im Dopplergeräusch Hinweise auf krankhafte Veränderungen im Flussverhalten erkennen. Die Bestimmung quantitativer Parameter erfolgt aber auf Grundlage des Dopplerspektrums. Geräte und Betriebsarten, die ein Dopplerspektrum anzeigen und analysieren, werden deshalb, in Abgrenzung zum Farbdoppler, auch als Spektraldoppler bezeichnet.

Bei richtiger Einstellung bietet das PW-Doppler-Verfahren die Möglichkeit der absoluten Geschwindigkeitsmessung

Der erfahrende Untersucher kann bereits im Dopplergeräusch Hinweise auf krankhafte Veränderungen im Flussverhalten erkennen

**Tab. 1** Parameter zur Geräteeinstellung (Spektraldoppler)

Parameter	Funktion
Verstärkung („gain“) und Sendeleistung („power“)	Die Verstärkung des Dopplersignals sollte so hoch gewählt werden, dass auch die Dopplersignale der relativ wenigen Blutpartikel mit der höchsten Geschwindigkeit dargestellt werden (korrekte Messung der maximalen Geschwindigkeit) und noch kein Hintergrundrauschen auftritt. Ist das Dopplersignal zu schwach gegenüber dem Rauschen (schlechtes Signal-Rausch-Verhältnis), muss die Sendeleistung erhöht und/oder eine geringere Sendefrequenz gewählt werden. Vor Erhöhung der Sendeleistung sollte aus Gründen der Ultraschallsicherheit stets zuerst die Verstärkung optimiert werden
Sendefrequenz („transmit frequency“)	Da die Dämpfung der Ultraschallwellen mit der Frequenz zunimmt, muss je nach gewünschter Eindringtiefe die Frequenz angepasst werden. Die Frequenz hängt von der Auswahl des Schallkopfs und/oder den Einstellungen am Gerät ab. In der Duplexsonographie mit breitbandigen Schallköpfen können unterschiedliche Frequenzen für B-Bild und Spektraldoppler gewählt werden
Pulswiederholrate („pulse repetition frequency“; PFR) bzw. Messbereich („scale“; nur PW-Doppler)	Die Pulswiederholrate (typische Werte im Bereich von 1–20 kHz) muss mindestens doppelt so hoch sein wie die maximal auftretende Dopplerfrequenz, da sonst Aliasing auftritt. Sie bestimmt damit den nutzbaren Messbereich für die Flussgeschwindigkeiten. Die PRF kann nicht beliebig erhöht werden, da ab einer gewissen Grenze der Ort der Ableitung nicht mehr eindeutig ist. Je höher die Sendefrequenz, desto niedriger ist bei vorgegebener Tiefe die maximale PRF (siehe <a href="#">Tab. 3</a> , Tiefenzuordnung). Für den vaskulären Ultraschall werden deshalb Sonden mit niedrigerer Sendefrequenz verwendet als für die sonstige Nahfeldsonographie
Torgroße und -position („gate size and position“; nur PW-Doppler)	Über die Auswahl des Messvolumens, das sich über die Torgroße und den Durchmesser des Schallbündels definiert, kann die Strömung entweder im gesamten Gefäßquerschnitt oder nur im Zentrum erfasst werden. Die Torgroße ist typisch im Bereich von 0,5–20 mm einstellbar
Nulllinie („baseline“)	Die Nulllinie (Fließgeschwindigkeit = 0) trennt im Dopplerspektrum die Bereiche für Vorwärts- und Rückwärtsfluss. In der Grundeinstellung sind die Messbereiche für beide Richtungen gleich. Durch Verschieben der Nulllinie kann der Messbereich für eine Richtung erweitert (und entsprechend für die andere Richtung eingeschränkt) werden. Dies ist in vielen Fällen sinnvoll möglich, weil in den meisten Gefäßen das Blut nur oder überwiegend in eine Richtung fließt
Wandfilter („wall filter“)	Das Dopplersignal enthält auch Anteile der Bewegung des umgebenden Gewebes (z. B. Gefäßwände). Diese Gewebesignale haben, im Vergleich zum Blut, kleinere Dopplerfrequenzen (geringere Geschwindigkeiten) mit hoher Amplitude. Mittels eines Hochpassfilters mit einstellbarer Grenzfrequenz können die Gewebesignale ausgeblendet werden. Im Dopplerspektrum ist der ausgeblendete Geschwindigkeitsbereich am schwarzen Saum um die Nulllinie erkennbar
Schallrichtung („beam steering“)	Durch Änderung der Schallrichtung kann der Einschallwinkel optimiert werden (der Winkel zwischen Flussrichtung und Schallachse sollte kleiner 60° sein). Das kann durch manuelle Änderung der Wandlerausrichtung und zusätzlich bei (linearen) Array-Wandlern durch Einstellung der Richtung des Dopplerstrahls („beam steering“) erfolgen
Dopplerwinkel-Cursor („Doppler angle cursor“; nur Duplexverfahren)	Der Cursor wird nach dem Gefäßverlauf ausgerichtet und so der Einschallwinkel ermittelt, aus dem die absolute Geschwindigkeit berechnet wird (die Geschwindigkeitskala wird automatisch angepasst). Für eine bestmögliche Abschätzung des Einschallwinkels sollte das Gefäß möglichst in der Bildebene verlaufen. Der Winkel kann auch am eingefrorenen Bild angepasst werden

PW-Doppler „Pulse-wave“-Doppler.

Durch **schnelle Fouriertransformation** („fast fourier transformation“, FFT) werden abschnittsweise die spektralen Komponenten des Dopplersignals berechnet und in ihrer zeitlichen Änderung im sog. Dopplerspektrum dargestellt ([Abb. 5](#)).

Die Frequenzverteilung entspricht aufgrund des linearen Zusammenhangs zwischen Fließgeschwindigkeit und Dopplerfrequenz der Geschwindigkeitsverteilung der erfassten Erythrozyten. Die Verteilung wird auf der Abszisse helligkeitsmoduliert dargestellt, d. h. je mehr Erythrozyten derselben Geschwindigkeit registriert werden, desto heller wird der Bildpunkt gezeichnet (statt der Helligkeitsmodulation ist auch eine Farbkodierung möglich). Aus der Breite der Verteilung kann auf das Strömungsprofil geschlossen werden: Ein breites Spektrum spricht für ein parabolisches Profil (laminaire Strömung) und ein schmales Spektrum für einen „Kolbenfluss“, bei dem im Zentrum und in der

### Infobox 3 Auswahl Dopplerindizes

Widerstandsindex (auch peripherer Widerstandsindex, Resistance-Index, Pourcelot-Index; [4])

$$RI = \frac{v_S - v_D}{v_S}$$

Pulsatilitätsindex [5]

$$PI = \frac{v_S - v_D}{v_{mean}}$$

mit den über die äußere Hüllkurve im Dopplerspektrum zu messenden Geschwindigkeiten:

$v_S$  (maximale systolische Geschwindigkeit),

$v_D$  (maximale enddiastolische (bzw. minimale) Geschwindigkeit)

$v_{mean}$  (zeitlich gemittelte Geschwindigkeit, über einen Herzzyklus)

Peripherie sehr ähnliche Flussgeschwindigkeiten vorliegen. Ein nach oben unscharf begrenztes („ausgefransetes“) Profil zeigt überschießende Flusskomponenten an, wie sie z. B. bei Turbulenzen vorkommen.

Die zeitliche Änderung der Geschwindigkeitsverteilung wird nach rechts (Ordinate) auf dem Bildschirm geschrieben. Die so erhaltenen charakteristischen Kurven können physikalisch als Geschwindigkeits-Zeit-Diagramm interpretiert werden. Damit sind z. B. Beschleunigungen durch Bewertung der Anstiege direkt messbar. Spektrale Dopplerverfahren (CW- und PW-Doppler) stellen die Verteilung der Strömungsgeschwindigkeiten in einem definierten Volumen in Abhängigkeit von der Zeit dar. **Abb. 6** zeigt ein Leberschnittbild mit Lebervene, in die das Tor für die Spektraldoppleraufnahme gelegt ist. Unten in der Abbildung ist die Spektraldopplerkurve aufgezeichnet. Da das Blut der Vene vom Schallkopf weg fließt, wird die Kurve nach unten geschrieben. Man sieht auch deutlich das triphasische Verhalten des venösen Flusses, indem während der Vorhofkontraktion ein retrograder Fluss auftritt.

Eine Auswahl der wichtigsten Einstellparameter und ihrer Funktion für den Spektraldoppler ist in **Tab. 1** aufgeführt. Moderne Geräte bieten eine Auswahl von Voreinstellungen für bestimmte Untersuchungen („presets“) an, die dann nur noch weiter optimiert und den individuellen Gegebenheiten angepasst werden müssen.

### Pulskurvenindizes

Da sich, auch mit Bildunterstützung in der Duplexsonographie, der Einschallwinkel  $\alpha$  nicht immer genau bestimmen lässt, sind winkelumabhängige Parameter zur Beschreibung der Spektraldopplerkurven von großem Interesse, insbesondere wenn ein Seitenvergleich oder eine Verlaufskontrolle des pulsilen Flusses erfolgen soll. Durch Bildung von Verhältnissen charakteristischer Geschwindigkeiten, den sog. Pulskurvenindizes oder kurz Dopplerindizes (**Infobox 3**), kann der Einschallwinkel herausgekürzt werden, da alle Geschwindigkeiten im Dopplerspektrum mit dem Faktor  $\cos \alpha$  in gleichem Maße beaufschlagt sind. Ein weiterer praktischer Vorteil ist, dass die Dopplerindizes dimensionslose Kennzahlen zum Vergleich mit Normwerten liefern.

### Messung des Druckabfalls

Mit Hilfe einer Geschwindigkeitsmessung kann der Druckabfall über Klappen- oder Arterienstenosen gemessen werden (**Infobox 4**). Dazu muss die Strömungsgeschwindigkeit in der Engstelle absolut, also unter Berücksichtigung des Einfallwinkels, gemessen werden.

Da das Durchflussvolumen konstant ist, treten im Bereich des verminderten Querschnitts überhöhte Geschwindigkeiten auf. Aus dem **Bernoulli-Gesetz** lässt sich dann eine vereinfachte Formel zur Berechnung der Änderung des statischen Drucks (in mmHg) aus der maximalen Geschwindigkeit  $v_{max}$  (in m/s) in der Stenose ableiten:

$$\Delta p \approx 4v_{max}^2 \left[ \frac{\text{mmHg} \cdot \text{s}^2}{\text{m}^2} \right]$$

Für absolute Geschwindigkeitsmessungen sollte der Einschallwinkel stets kleiner als  $60^\circ$  sein, da sich mit zunehmendem Winkel Fehler bei der Abschätzung des Einschallwinkels verstärkt auf den Fehler der gemessenen Geschwindigkeit, den sog. **Kosinusfehler**, auswirken. Bei einem angenommenen Einschallwinkel von  $60^\circ$  der mit einer Messunsicherheit von  $5^\circ$  bestimmt wurde, ergibt sich bereits ein prozentualer Fehler von 15% für die Geschwindigkeit  $v_{max}$  und von 30% für den Druckabfall  $\Delta p$ . Ungenau ist die Messung des Einschallwinkels insbesondere dann, wenn das Tor in der Biegung eines Gefäßes platziert wird.

**Spektrale Dopplerverfahren stellen die Verteilung der Strömungsgeschwindigkeiten in einem definierten Volumen in Abhängigkeit von der Zeit dar**

#### Infobox 4 Abfall des statischen Drucks über Stenosen

Nach Bernoulli bleibt der Gesamtdruck im System konstant, es gilt (Abb. 7):

$$p_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 = p_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2.$$

Für die Änderung des statischen Drucks folgt damit:

$$\Delta p = p_1 - p_2 = \frac{1}{2} \rho (v_2^2 - v_1^2).$$

Unter der Voraussetzung, dass die Strömungsgeschwindigkeit in der Stenose erheblich über der prästenotischen Geschwindigkeit liegt, kann mit  $V_{\max} = V_2 \gg V_1$  die Näherung

$$\Delta p \approx \frac{1}{2} \rho V_{\max}^2$$

vorgenommen werden. Bei Rechnung mit SI-Einheiten

( $[\rho] = \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ ,  $[v_{\max}] = \frac{\text{m}}{\text{s}}$ ) ergibt sich der Druck in Pascal

( $[\Delta p] = \frac{\text{N}}{\text{m}^2} = \text{Pa}$ ) Mit der Dichte von Blut (1,06 g/cm<sup>3</sup> bzw.

1060 kg/m<sup>3</sup>) und dem Umrechnungsfaktor 1 mmHg = 133,32 Pa folgt für den Druckabfall  $\Delta p$  in mmHg:

$$\begin{aligned} \Delta p &\approx \frac{1}{2} \cdot \frac{1060 \text{ kg mmHg}}{133,32 \text{ Pa m}^3} \cdot v_{\max}^2 \\ &= 3,975 \frac{\text{mmHg s}^2}{\text{m}^2} \cdot v_{\max}^2 \\ &\approx 4 v_{\max}^2 \cdot \left[ \frac{\text{mmHg s}^2}{\text{m}^2} \right]. \end{aligned}$$

D. h. durch Einsetzen der maximalen Geschwindigkeit in m/s erhält man den Druckabfall in mmHg.

#### Messung des Volumenflusses

Das Blutvolumen, das pro Zeiteinheit durch ein Gefäß fließt, kann über die Bestimmung des zeitlichen Mittelwerts der Fließgeschwindigkeit  $v_{\text{mean}}$  und des Gefäßquerschnitts  $A$  im Duplexverfahren erfolgen. Der Volumenfluss berechnet sich dann über

$$\dot{V} = v_{\text{mean}} A = v_{\text{mean}} \frac{\pi}{4} d^2,$$

mit  $d$  als Gefäßdurchmesser, der im B-Bild bestimmt werden kann. Da der Durchmesser quadratisch in das Ergebnis eingeht, sollte er sehr sorgfältig (mehrfach bei guter Auflösung messen) bestimmt werden. Bei der Ermittlung der mittleren Geschwindigkeit aus dem Dopplerspektrum sollte bei der Signalableitung auf ein ausreichend großes Doppler-Gate und die Erfassung der langsamen Flüsse in Wandnähe geachtet werden. Aliasing ist grundsätzlich auszuschließen.

#### Farbkodierte Flussdarstellung

Die Verfahren zur farbkodierten Flussdarstellung („color flow imaging“, CFI) dienen zur Visualisierung des fließenden Blutes in einem Bildausschnitt. In der sog. Color-Box, in der Größe und Lage vom Anwender passend eingestellt werden können, wird das B-Bild mit der farbkodierten Flussinformation überlagert. Die Verfahren leiten sich aus dem PW-Doppler ab, nutzen aber andere

Verfahren zur Bestimmung des darzustellenden Flussparameters.

Bei den Verfahren unterscheidet man zwei Modalitäten: den Farbdoppler [auch: farbkodierte Dopplersonographie (FKDS), „Color“-Doppler, „color flow mapping“ (CFM)] und den Power-Doppler [auch: amplitudenkodierte Dopplersonographie (AKDS), „angio mode“, „color Doppler energy“ (CDE), „color power energy“ (CPA)].

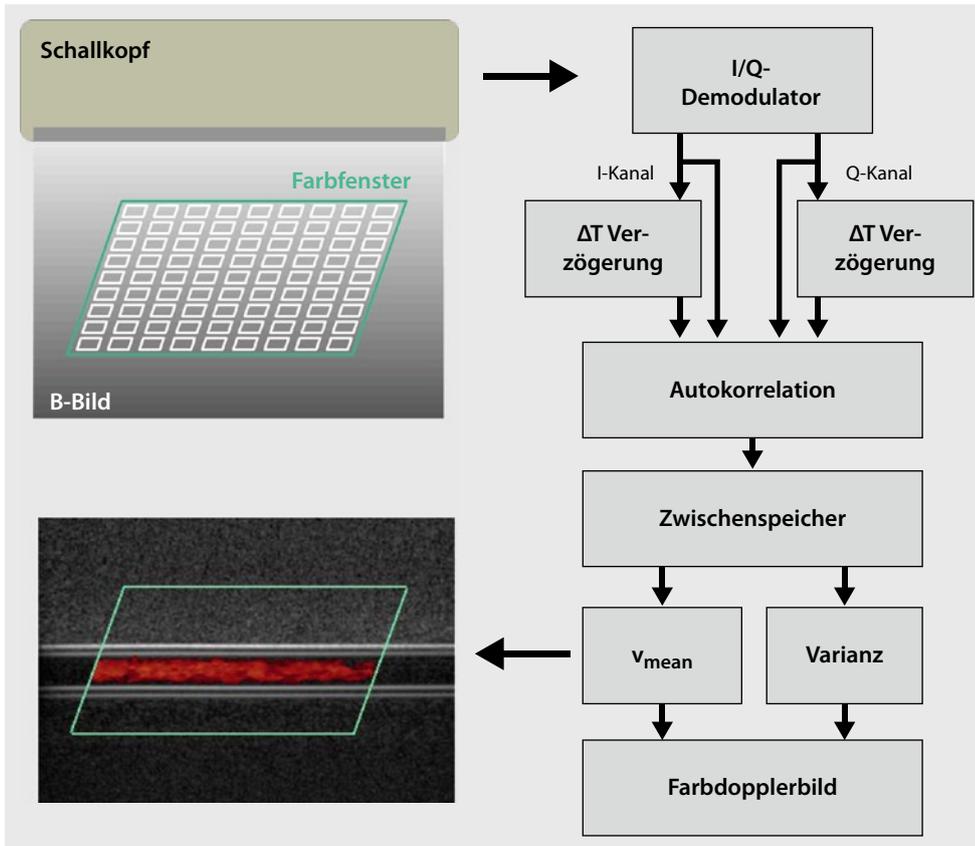
#### Farbdoppler

Beim Farbdopplerverfahren wird Linie für Linie im eingestellten Bildausschnitt (Color-Box) eine Serie von Echosignalen aufgenommen und mit Hilfe des Autokorrelationsverfahrens [6] richtungsabhängig die mittlere Geschwindigkeit in Einschallrichtung und deren Varianz berechnet (Abb. 8). Die Berechnung wäre prinzipiell auch auf Grundlage lokal abgeleiteter Dopplerspektren möglich, würde aber deutlich mehr Zeit in Anspruch nehmen und die Bildrate soweit herabsetzen, dass pulsatile Flüsse nicht mehr beurteilt werden könnten.

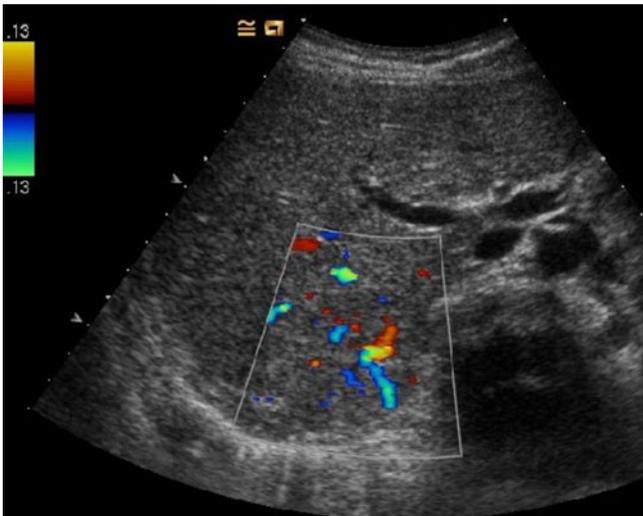
Das Farbdopplerverfahren stellt bildlich die Komponente der mittleren Fließgeschwindigkeit (und optional deren Varianz) in Einschallrichtung in Abhängigkeit von der Zeit dar. Pro Farblinie im Bild müssen dabei mindestens zwei Sende-Empfangs-Zyklen aufgenommen und ausgewertet werden. Für eine genauere Geschwindigkeitsbestimmung und höhere Empfindlichkeit sind mehr Sequenzen erforderlich, insbesondere wenn langsame Flüsse erfasst werden sollen. Als Konsequenz sinkt die Bildfrequenz der farbigen Flussdarstellung. Auch zu groß gewählte Color-Boxen führen zu einer Verminderung der Bildfrequenz. Standardmäßig werden Flüsse auf den Schallkopf zu in Rot und Flüsse vom Schallkopf weg in Blau kodiert. Je größer die Fließgeschwindigkeit ist, desto heller werden die Farbtöne dargestellt. Bei Bedarf kann am Gerät eine Richtungsumschaltung vorgenommen werden (Inver-

Standardmäßig werden Flüsse auf den Schallkopf zu in Rot und Flüsse vom Schallkopf weg in Blau kodiert

Je größer die Fließgeschwindigkeit ist, desto heller werden die Farbtöne dargestellt



**Abb. 8** ▲ Signalverarbeitung im Farbdopplersystem („in phase“, „quadrature“). (Mit freundlicher Genehmigung aus [7])

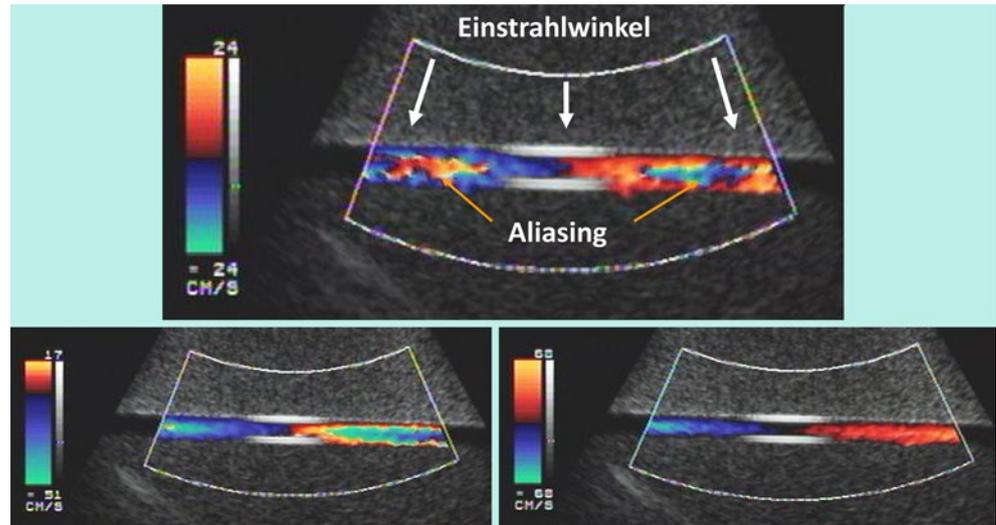


**Abb. 9** ◀ Farbdopplerbild einer fokalen nodulären Hyperplasie (FNH) bei einer 38-jährigen Frau: Bei einer FNH handelt es sich um eine umschriebene knotige Hyperplasie aller Gewebekomponenten der Leber auf dem Boden einer arteriovenösen Fehlbildung. Typisch ist die verstärkte Durchblutung mit arteriellen Gefäßen, die oft sternförmig angeordnet sind

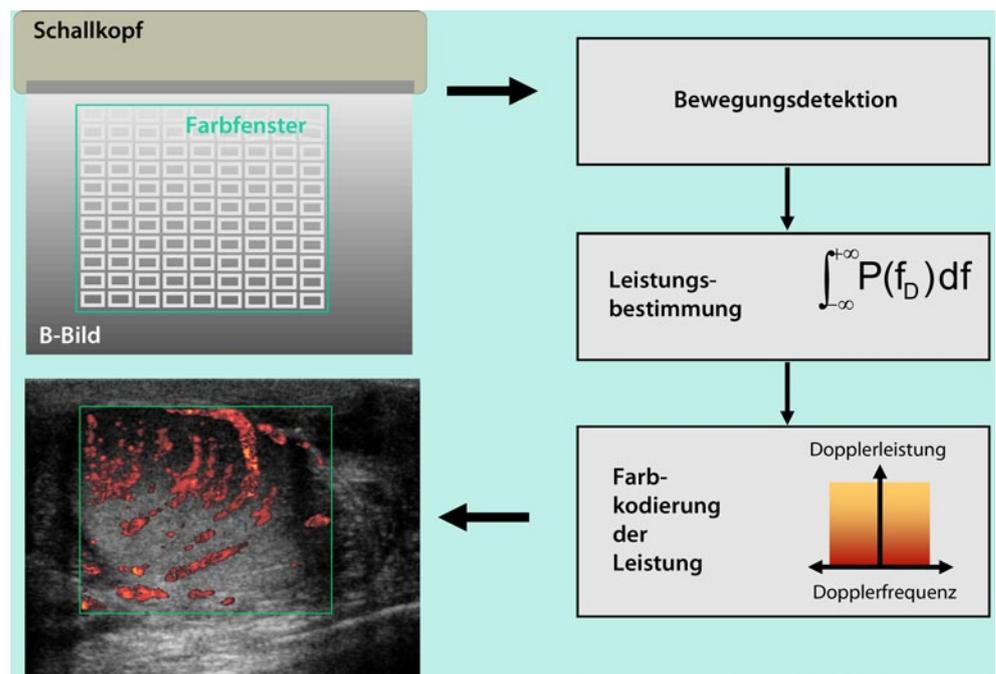
terung). Die Varianz der mittleren Geschwindigkeit kann zur Indikation von Turbulenzen in (z. B. hinter Stenosen) als dritte Farbe (meist Grün) dazu gemischt werden (■ **Abb. 9**).

Mit dem Farbdoppler ist keine absolute Geschwindigkeitsmessung möglich, da ausschließlich die Geschwindigkeitskomponenten erfasst werden, die mit der Richtung der Scanlinie übereinstimmen. Dadurch kann z. B. bei Untersuchungen mit „curved arrays“, wo jede Scanlinie eine andere Richtung hat, an einem annähernd waagrecht im Bild verlaufenden Gefäß ein Farbumschlag von Rot nach Blau im Gefäß beobachtet werden (■ **Abb. 10**). Im Gefäßabschnitt mit nahezu senkrechtem Einfall der Ultraschallwellen bleibt das Bild schwarz, da keine Dopplerfrequenzverschiebung erfolgt

**Mit dem Farbdoppler ist keine absolute Geschwindigkeitsmessung möglich**



**Abb. 10** ▲ Farbumschlag in Abhängigkeit vom Einschallwinkel und Aliasing im Farbdopplerbild in einem Flussphantom (oben, Messbereich -24 bis +24 cm/s) und Korrektur durch Erhöhung der Abtastfrequenz (links, Messbereich -68 bis +68 cm/s) bzw. teilweise Korrektur durch Nullpunktverschiebung (rechts, Messbereich -51 bis +17 cm/s). (Mit freundlicher Genehmigung aus [8])



**Abb. 11** ▲ Signalverarbeitung im Power-Doppler-System. (Mit freundlicher Genehmigung aus [8])

( $\cos\alpha=0$ ). Bei den durch parallele Scanlinien gekennzeichneten „**linear arrays**“ lässt sich die Richtung der Farblinien gegenüber den B-Bild-Linien über die Einstellung der Color-Box (Form eines Parallelogramms statt eines Rechtecks) verändern. Dadurch kann ein Signal in einem zum Wandler parallelen Gefäß abgeleitet werden, was bei senkrechter Einstrahlung nicht möglich wäre.

Das durch zu niedrige Pulsfrequenz hervorgerufene Aliasing stellt sich ebenfalls durch einen Farbumschlag innerhalb eines Gefäßes dar, da zu schnelle Fließgeschwindigkeiten im Zentrum des Gefäßes als Rückwärtsfluss interpretiert werden (■ **Abb. 10**). Abhilfe schafft eine Anpassung des Messbereichs über die Erhöhung der Pulsfrequenz, ggf. genügt auch eine Verschiebung der Nulllinie.



**Abb. 12** ◀ Power-Doppler-Bild der mittleren Lebervene (vgl. [Abb. 6](#))

## Power-Doppler

Beim Power-Doppler wird auf die Bestimmung der Fließgeschwindigkeit verzichtet und ausschließlich die Leistung des Dopplersignals (entspricht dem Quadrat der Signalamplitude) gemessen und in üblicherweise orange-gelben Farben kodiert dargestellt. Durch Akkumulation der Leistungen aller Geschwindigkeitsbeiträge unabhängig von Betrag und Richtung wurde das Verfahren noch empfindlicher für sehr geringe Strömungen ([Abb. 11, 12](#)). Der Power-Doppler stellt damit ein empfindliches Verfahren zum Nachweis von Blutfluss dar.

Das Power-Doppler-Verfahren stellt bildlich die Leistung der Dopplersignale in Abhängigkeit von der Zeit dar; Betrag und Richtung des Flusses werden nicht bewertet.

Der Power-Doppler ist relativ unempfindlich gegenüber Änderungen des Dopplerwinkels, und Aliasing kann nicht auftreten – es wird ja keine Geschwindigkeit gemessen. Bei einem Dopplerwinkel von nahezu 90° Grad kann aber auch hier kein Fluss nachgewiesen werden. Von Nachteil ist, dass er relativ empfindlich gegenüber Bewegungsartefakten ist und meistens keine hohe Zeitauflösung hat. Die Meinungen darüber, ob er für den Nachweis langsamer Flüsse dem konventionellen Farbdoppler tatsächlich überlegen ist, gehen auseinander. Nach eigenen Erfahrungen hängt dies sehr vom jeweiligen Gerät ab.

Eine wenig eingesetzte Abwandlung ist der **bidirektionale Power-Doppler** – hier wird zusätzlich zur Signalamplitude noch die Richtung farblich angezeigt. Damit wird dieser Mode aber wieder unempfindlicher und ist zwischen Farb- und Power-Doppler einzuordnen.

In [Tab. 2](#) sind die wichtigsten Einstellparameter mit ihrer Funktion für den Farb- und den Power-Doppler aufgelistet. Auch hier gilt, dass moderne Geräte über Voreinstellungen eine gute Ausgangsbasis für die geplante Untersuchung anbieten. Eine weitere Optimierung ist aber immer erforderlich. Viele Parameter sind auch untereinander verknüpft, sodass bei Änderungen einer Einstellung andere Parameter angepasst werden (z. B. Messbereich und Grenzfrequenz des Wand- bzw. „Clutter“-Filters). Zusätzlich verwenden viele Geräte „intelligente“ Algorithmen, um in verschiedenen Anwendungsbereichen (Herz, Gefäße, Gewebe etc.) eine möglichst gute Trennung von Fluss- und Gewebesignal zu erreichen. Diese können vom Untersucher ausgewählt, aber nicht technisch beeinflusst werden.

## Artefakte

Neben den bereits aus der B-Bild-Sonographie bekannten Artefakten, wie z. B. Spiegelechos und Mehrfachreflexionen, treten in der Dopplersonographie zusätzliche spezifische Artefakte auf [7]. Die wichtigsten Dopplerartefakte werden in [Tab. 3](#) klassifiziert und beschrieben.

Der Power-Doppler stellt ein empfindliches Verfahren zum Nachweis von Blutfluss dar

Das Power-Doppler-Verfahren stellt bildlich die Leistung der Dopplersignale in Abhängigkeit von der Zeit dar; Betrag und Richtung des Flusses werden nicht bewertet

**Tab. 2** Parameter zur Geräteeinstellung (Farb- und Power-Doppler)

Parameter	Funktion
Sendeleistung („power“)	Mit Erhöhung der Sendeleistung kann die Empfindlichkeit des Geräts zur Darstellung von Flüssen in kleinen Gefäßen verbessert werden. Vor Erhöhung der Sendeleistung sollten aus Gründen der Ultraschallsicherheit stets alle anderen Parameter optimiert werden
Pulswiederholrate („pulse repetition frequency“) bzw. Messbereich („scale“)	Die Pulswiederholrate bestimmt den Geschwindigkeitsmessbereich und wird entsprechend angepasst (siehe PW-Doppler). Die maximal mögliche Pulsrate hängt zusätzlich von der darzustellenden Bildtiefe und der Sendefrequenz ab
Farbfenster (Color-Box)	Mit dem Farbfenster wird der Bereich im Bild ausgewählt, in dem der Fluss farbkodiert dargestellt werden soll. Zu lang und zu breit eingestellte Farbfenster setzen die Bildfrequenz der Flussdarstellung spürbar herab. Bei „linear arrays“ ist zusätzlich die Einstellung des Einschallwinkels möglich („beam steering“)
Impulsanzahl („pulse sample count“, „ensemble length“), auch Paketgröße oder Empfindlichkeit	Auswahl der Anzahl an Sende-Empfangs-Zyklen pro Linie im Farbbild, mit typischen Einstellbereich zwischen 2 und 20. Eine hohe Zyklanzahl verringert die Varianz der gemessenen Geschwindigkeit und ist für langsame Flüsse erforderlich. Hohe Geschwindigkeiten (Kardiologie) werden mit wenigen Zyklen pro Linie erfasst
Bildmittelung („persistence“)	Einstellung der Anzahl und Gewichtung der zu mittelnden, aufeinanderfolgenden Farbbilder zur Reduzierung des Farbrauschens. Bei venösen Flüssen ist, im Gegensatz zu pulsatischen Flüssen, eine stärkere Mittelung möglich, weil keine so hohe Zeitauflösung benötigt wird
Nulllinie („baseline“)	Genauso wie beim PW-Doppler trennt die Nulllinie bei der farbigen Flussdarstellung die Bereiche für Vorwärts- und Rückwärtsfluss und ermöglicht durch Verschieben die einseitige Erweiterung des Messbereichs für eine Richtung. Der Betrag des gesamten Messbereichs bleibt unverändert
Filter („clutter filter“)	Einstellung des Grenzwertes zur Herausfilterung störender Farbpixel im umgebenden Gewebe. Die bei der farbkodierten Flussdarstellung verwendeten Filteralgorithmen sind im Vergleich zu den Wandfiltern bei den Spektraldopplerverfahren deutlich komplexer
Farbverstärkung („color gain“) und Schwellwert („threshold“)	Bestimmt die Amplitude des Dopplersignals, die zur Darstellung der farbigen Flussinformation mindestens erforderlich ist. Über den Schwellwert kann die Farbfüllung der abgebildeten Gefäße optimiert werden
Farbvorrang („priority“)	Bestimmt die Amplitude des B-Bild-Echosignals, ab der keine Farbinformationen mehr dargestellt werden. Erkannte Gewebereiche werden nicht mit Flussinformationen überschrieben

*PW-Doppler* „Pulse-wave“-Doppler.

## Spezielle Dopplerverfahren

### Gewebedoppler („tissue Doppler imaging“, TDI)

Der Dopplereffekt beruht auf der relativen Bewegung zwischen Schallquelle bzw. Detektor einerseits und Reflektor andererseits. Somit geht nicht nur von fließendem Blut, sondern auch von bewegtem Gewebe ein Dopplersignal aus. Normalerweise wird dies als störend empfunden, sodass die Algorithmen des Geräts darauf abgestimmt werden, gewebebedingte Dopplersignale zu unterdrücken [11]. Eindrücklich geschieht dies bei der Echokardiographie, bei der das Myokard kein Signal gibt. In der Tat gibt es verschiedene Ansätze, gewebe- und flussbedingte Dopplersignale zu trennen. So sind die Muster der Bewegungen und der Beschleunigungen verschieden, ebenso die Geschwindigkeiten. Zudem kann, vereinfacht gesagt, das Dopplersignal dort unterdrückt werden, wo ein deutliches B-Bild-Signal vorliegt – gemäß der Logik: „Wo Gewebe ist, kann kein größerer Blutfluss vorliegen.“ In einer Umkehr dieser Logik kann die Farbdopplertechnologie auch genutzt werden, um Bewegungsabläufe soliden Gewebes zu analysieren und quantitativ darzustellen. Dies ist vor allem in der Echokardiographie von Nutzen. Genauer gesagt, werden in echofreien Räumen Farbdopplersignale unterdrückt, ebenso Signale, deren Kinetik typisch für fließendes Blut ist.

Auch von bewegtem Gewebe geht ein Dopplersignal aus

**Tab. 3** Dopplerartefakte

Klasse	Name	Beschreibung
Geschwindigkeits- und Richtungsdetektion	Aliasing	Darstellung von real nicht vorhandenen negativen Dopplerfrequenzen im PW- und im Farbdoppler durch Unterabtastung Im Dopplerspektrum erkennbar an abgeschnittenen Geschwindigkeitsspitzen, die als Gegenfluss dargestellt werden und im Farbdoppler an Farbumschlägen im Zentrum des Gefäßes; die Korrektur erfolgt durch richtige Einstellung der Geschwindigkeitsskala (Pulswiederholffrequenz) und ggf. durch Verschiebung der Nulllinie
	Farbumschlag	Wechsel der Farbe von Rot über Schwarz nach Blau (oder umgekehrt) bei sektorförmigen Color-Boxen („curved arrays“) und innerhalb waagrecht durch das Farbfenster laufender Gefäße; Ursache ist die stetige Änderung des Dopplerwinkels Tritt auch auf, wenn ein Gefäß innerhalb der Color-Box seine Richtung um mehr als 90° ändert
	Tiefenzuordnung	Mit zunehmender Messtiefe (Position des Doppler-Gate oder Länge der Color-Box) wird der Geschwindigkeitsmessbereich eingeschränkt, d. h. die maximal messbare Geschwindigkeit nimmt ab Ursache ist die Begrenzung der Pulswiederholffrequenz, da entsprechend dem Impuls-Echo-Prinzip für eine eindeutige Tiefenzuordnung der nächste Sendezyklus erst nach Eintreffen der letzten Echos aus der vorgesehenen Messtiefe gestartet werden kann. Das Produkt aus maximal messbarer Geschwindigkeit, maximaler Tiefe des Sample-Volumens und dem Dopplerwinkel ( $\cos \alpha$ ) ist konstant, wobei der Betrag dieser Konstanten indirekt proportional zur Sendefrequenz ist. Das bedeutet auch umgekehrt, dass sich bei Vergrößerung des Messbereichs für die Geschwindigkeit die maximal mögliche Messtiefe verringert
Farbdarstellung	„Color noise“	Bei falscher Einstellung (Farbverstärkung, Schwellwert, Farbvorrang) werden Verstärkerrauschen und Gewebewebungen als Flussinformation interpretiert und innerhalb der Color-Box Bereiche ohne Blutfluss stochastisch mit Farbpixeln belegt
	„Color bleeding/ blooming“	Farbpixel werden über die Gefäßgrenzen hinaus dargestellt; Ursache ist die ungünstige Einstellung von Farbverstärkung und Schwellenwert Dieses Artefakt ist verstärkt auch in Zusammenhang mit Ultraschallkontrastmitteln zu beobachten
	„Smoothing“	Im Gefäßlumen ist eine unvollständige Belegung mit Farbpixeln zu beobachten („gaps“, „drop-out“); Ursache ist, dass wegen einer zu gering gewählten Impulsanzahl pro Farblinie nicht für alle Farbpixel eine verwertbare Geschwindigkeitsinformation vorliegt. Eine Korrektur ist auch mit höherer Bildmittelung („persistence“) möglich
Bewegung	„Clutter“	Gewebewebungen relativ zum Schallkopf, wie z. B. Atembewegungen, Puls oder zu schnelle Bewegung des Schallkopfes („flash“), werden als Blutfluss interpretiert und im Dopplerspektrum bzw. in der Color-Box dargestellt. Die hohen Amplituden der ebenfalls um die Dopplerfrequenz verschobenen Geweberechos können durch adaptive Filterung („flash filter“) nicht komplett eliminiert werden
	„Twinkling“-Artefakt	Auftreten von Farppixeln mit wechselnden Farben im Schallschatten hinter kleineren Steinen oder Kalzifikationen. Eine Erklärungen für dieses Artefakt sind Echosignale von anhaftenden Mikroblasen [9]. In Frage kommen auch mehrfache Reflexionen an der irregulären Oberfläche und innerhalb des Steins [10], die Echosignale mit wechselnder Phasenlage erzeugen. Das Artefakt („twinkling sign“) wird auch im Power-Doppler und im Dopplerspektrum beobachtet und kann als Indikator für Steine genutzt werden

PW-Doppler „Pulse-wave“-Doppler.

### „Vector velocity imaging“ (VVI)

Die konventionellen Verfahren unterliegen der Einschränkung, dass nur Geschwindigkeiten in Richtung des Schallstrahls – also auf die Sonde zu oder von ihr weg – erfasst und farbkodiert dargestellt werden können. In vielen Fällen interessieren im Blutfluss auftretende Wirbel im Bereich von Klappen, Bifurkationen oder Einengungen, die mit den oben beschriebenen Dopplerverfahren nicht erfasst werden können [12]. Werden aber Geschwindigkeitskomponenten in verschiedenen Richtungen ( $\geq 2$ ) gleichzeitig erfasst, können die tatsächliche Geschwindigkeit und Richtung rekonstruiert werden [entsprechende Verfahren in der Bildgebung mit synthetischer Apertur („synthetic aperture imaging“, SAI) oder der Verfolgung von „speckles“ in Bildsequenzen mit ausreichend hoher Bildfrequenz („speckle tracking“; [13])]. In der Echokardiographie ist das Verfahren zur Quantifizierung der Myokardbewegung bereits in der Anwendung.

**Bei konventionellen Verfahren können nur Geschwindigkeiten in Richtung des Schallstrahls erfasst und farbkodiert dargestellt werden**

## „Ultrafast“-Doppler

Bildgebungsverfahren mit hohen Bildraten („fast imaging“) treiben nicht nur die Entwicklung bei der Ultraschallelastographie [“ARFI („acoustic radiation force impulse“) imaging and quantification“, „shear wave elastography“] voran, sondern eröffnen auch neue Möglichkeiten in der Dopplersonographie. Neben dem VVI sind auch die kontinuierliche und gleichzeitige Erfassung und Analyse von Dopplerspektren an mehreren Positionen im dargestellten Gefäßverlauf gemeinsam mit dem Farbdoppler von Interesse. Die über wenige Herzzyklen in der Color-Box mit Bildfrequenzen im kHz-Bereich erfassten hochfrequenten Echodaten beinhalten alle Informationen, die zur Darstellung eines Farbdopplerbildes (wenige Echosequenzen mit hoher Pulsfolgefrequenz für alle Scan-Linien) und eines Dopplerspektrums (viele Echosequenzen mit hoher Pulsfolgefrequenz für eine Scan-Line) erforderlich sind. In der Praxis wird zunächst eine kurze Farbdopplersequenz aufgenommen, und nachträglich kann das Dopplerspektrum für mehrere Stellen im dargestellten Lumen berechnet und vergleichend dargestellt werden [14].

### Fazit für die Praxis

- In der Praxis beginnt eine dopplersonographische Untersuchung fast immer mit einer Untersuchung im B-Bild. Erst wenn das Gefäß, um das es geht, in einer guten Qualität im B-Bild erfasst ist, kann man mit ausreichenden und verlässlichen Signalen in der Farbdoppler- bzw. in der Spektraldopplersonographie rechnen.
- Sinngemäß muss auch bei Gefäßen, die sehr klein und auf dem B-Bild selbst nicht erkennbar sind (z. B. Gefäße innerhalb des Nierenparenchyms) das bezogene Gewebe in bestmöglicher Qualität erfasst werden.
- In der Regel hält ein Ultraschallgerät verschiedene Programme je nach untersuchter Gefäßregion bereit, in denen Eindringtiefe, Sendefrequenzen, Pulsrepetitionsfrequenzen und auch sämtliche anderen Parameter abgestimmt sind.
- Wichtig ist eine Einstellung, in der zwischen Einschallrichtung und Gefäßverlauf ein möglichst spitzer Winkel besteht. Bei Linearschallköpfen kann man sich dies durch ein „beam steering“ erleichtern, bei Sektor- und Konvexschallköpfen ist das nicht möglich.
- Verfolgt man ein größeres Gefäß im Verlauf, kann man bereits anhand der Farben und einer eventuellen Einengung des Lumens Stenosen und hierdurch verursachte Flussbeschleunigungen oder Turbulenzen detektieren. Diese lassen sich durch eine anschließende Spektraldopplersonographie verifizieren, indem man das Messvolumen im Gefäß platziert (etwa das innere Drittel des Lumens erfassen). Die Spektraldopplerkurve muss ggf. korrigiert werden, indem man die Skala und die Nulllinie entsprechend anpasst.
- Bei den gepulsten Dopplerverfahren (PW-Doppler), aber auch bei der farbkodierten Flussdarstellung, arbeiten die Geräte mit höheren Ausgangsintensitäten im Vergleich zum konventionellen B-Bild [15]. Durch Absorption der Ultraschallwellen erhöht sich damit auch die Temperatur im umgebenden Gewebe; entsprechend werden höhere Werte des thermischen Index (TI) angezeigt [16, 17]. Doppleruntersuchungen sollten deshalb in möglichst kurzer Zeit abgeschlossen und bei einem vertretbar niedrigen Ausgangspegel (Sendeleistung) durchgeführt werden (ALARA-Prinzip; [18]). Weitere Informationen sind in den Statements, Guidelines und Tutorials der wissenschaftlichen Fachgesellschaften zu finden [19].
- Zur weiteren Vervollständigung des Grundlagenwissens kann auf eine Vielzahl von Publikationen zur Physik und Technik der Dopplersonographie in verschiedenem Umfang und verschiedener Tiefe zurückgegriffen werden [3, 11, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26].

### Korrespondenzadresse

#### Prof. Dr. K.-V. Jenderka

Physik, Sensorik und Ultraschalltechnik, Hochschule Merseburg, FB INW  
Eberhard-Leibnitz-Str. 2, 06217 Merseburg  
klaus.jenderka@hs-merseburg.de

## Einhaltung ethischer Richtlinien

**Interessenkonflikt.** K.-V. Jenderka und S. Delorme geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Dieser Beitrag beinhaltet keine Studien an Menschen oder Tieren.

## Literatur

- Heynemann H, Jenderka KV (2012) Von der Ultraschallwelle zum Ultraschallbild. In: Hoffmann R, Hegele A, Honacker A (Hrsg) *Ultraschall in der Urologie*. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 5–17
- Jenderka KV (2013) Ausbreitung von Ultraschall im Gewebe und Verfahren der Ultraschallbildgebung. *Radiologie* 53:1137–1150
- Jensen JA (1996) Estimation of blood velocities using ultrasound: a signal processing approach. Cambridge University Press, Cambridge
- Pourcelot L (1974) Applications cliniques de l'examen Doppler transcutané. *JNSERM (Paris)* 34:213–240
- Gosling RG, King DH (1974) Arterial assessment by Doppler-shift ultrasound. *Proc Roy Soc Med* 67:447–449
- Kasai C, Namekawa K, Koyano A, Omoto R (1985) Real-time two-dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique. *IEEE Trans Son Ultrason* 32:458–463
- Jenderka KV (2009) Technische Grundlagen. In: Tuma JJ, Trinkler F (Hrsg) *Sonographische Differenzialdiagnose: Krankheiten des Urogenitalsystems*. Systematischer Atlas. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, S 1–25
- Millner R, Jenderka KV (2010) Physik und Technik der Ultraschallanwendung in der Medizin. Studienbrief MPT0015, Technische Universität Kaiserslautern
- Lu W, Sapozhnikov OA, Bailey MR et al (2013) Evidence for trapped surface bubbles as the cause for the twinkling artifact in ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol* 39:1026–1038
- Rahmouni A, Bargoin R, Herment A et al (1996) Color Doppler twinkling artifact in hyperechoic regions. *Radiology* 199:269–271
- Hoskins PR, Martin K, Thrush A (2010) *Diagnostic ultrasound: physics and equipment*, 2nd ed. Cambridge University Press, Cambridge
- Hansen KL, Udesen J, Gran F et al (2009) In-vivo examples of complex flow patterns with a fast vector velocity method. *Ultraschall Med* 30:471–476
- Jensen JA, Nikolov SI, Udesen J, Munk P (2011) Recent advances in blood flow vector velocity imaging. 2011 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), S 262–271
- Bercoff J, Montaldo G, Loupas T et al (2011) Ultrafast compound Doppler imaging: providing full blood flow characterization. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 58:134–147
- Martin K (2010) The acoustic safety of new ultrasound technologies. *Ultrasound* 18:110–118
- Koch C (2001) Thermische Wirkungen von Ultraschall. *Ultraschall Med* 22:146–152
- European Committee for Ultrasound Radiation Safety (2011) EFSUMB tutorial paper: thermal and mechanical indices (update 2011). <http://www.efsumb.org>
- ECMUS (European Committee of Medical Ultrasound Safety) Safety Committee (1995) Guidelines for the safe use of Doppler ultrasound for clinical applications. <http://efsumb.org/guidelines/safe-use-doppler-clinical.pdf>
- ECMUS The Safety Committee of EFSUMB (2001) Tutorial: Doppler ultrasound devices – safety aspects (update 2011). <http://www.efsumb.org>
- Wolf KJ, Fobbe F (Hrsg) (1993) *Farbkodierte Duplexsonographie*. Thieme, Stuttgart
- Kollmann C (2004) Basic principles and physics of Duplex and color Doppler imaging. In: Baert AL, Mostbeck GH (eds) *Duplex and color Doppler imaging of the venous system, medical radiology*. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Widder B, Görtler M (2004) *Doppler- und Duplexsonographie der hirnversorgenden Arterien*, 6. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Hill CR, Bamber JC, ter Haar GR (eds) (2004) *Physical principles of medical ultrasonics*, 2nd ed. Wiley, Chichester
- Kremkau FW (2006) *Diagnostic ultrasound: principles and instruments*, 7th ed. Elsevier Saunders, St. Louis
- Delorme S, Debus J, Jenderka KV (2012) *Duale Reihe – Sonographie*, 3. Aufl. Thieme, Stuttgart
- Szabo TL (2013) *Diagnostic ultrasound imaging: inside out*, 2nd ed. Elsevier Academic Press, Burlington

# CME-Fragebogen

Bitte beachten Sie:

- Teilnahme nur online unter: [springermedizin.de/eAkademie](http://springermedizin.de/eAkademie)
- Die Frage-Antwort-Kombinationen werden online individuell zusammengestellt.
- Es ist immer nur eine Antwort möglich.

**? Wie verändert sich die Frequenz, wenn unter großem Dopplerwinkel (ca. 80°) der Fluss vom Wandler weg gerichtet ist?**

- Sie wird geringfügig kleiner.
- Sie wird halbiert.
- Sie bleibt unverändert.
- Sie wird verdoppelt.
- Sie wird geringfügig größer.

**? Wodurch wird beim PW-Doppler trotz ausreichend hoher Pulswiederholrate die Messung großer Fließgeschwindigkeiten eingeschränkt?**

- Fluss in Richtung der Sonde
- Tiefe (Abstand zur Sonde) des Gefäßes
- Gefäßquerschnitt
- Statischer Druck
- Sendeleistung

**? Welche Informationen müssen zur Abschätzung der absoluten Fließgeschwindigkeit vorliegen?**

- Einstellung des Wandfilters
- Pulswiederholrate
- Phasenlage
- Geschwindigkeit in Richtung der Sonde und Dopplerwinkel
- Statischer Druck

**? Welche Informationen liefert das Dopplerspektrum?**

- Örtliche Verteilung der maximalen Flussgeschwindigkeit
- Örtliche Verteilung der Varianz der mittleren Flussgeschwindigkeit
- Frequenz und Bandbreite des Sendesignals

Verteilung der Strömungsgeschwindigkeiten in einem Gefäß in Abhängigkeit von der Zeit

Verteilung der Strömungsgeschwindigkeiten in einem durch das Doppler-Gate definierten Volumen in Abhängigkeit von der Zeit

**? Wie groß sollte der maximale Einschallwinkel für eine zuverlässige Geschwindigkeitsmessung sein?**

- 15°
- 30°
- 45°
- 60°
- 75°

**? Welchen Vorteil bieten Pulscurvenparameter?**

- Sie sind unempfindlich gegen Aliasing.
- Sie sind unabhängig vom Einschallwinkel.
- Sie sind unabhängig von Pulswiederholrate.
- Sie werden von Wandbewegungen nicht beeinflusst.
- Sie detektieren Aliasing.

**? Was kann mit dem Farbdoppler gemessen werden?**

- Komponente der maximalen Fließgeschwindigkeit in Einschallrichtung
- Komponente des Mittelwertes der Fließgeschwindigkeit in Einschallrichtung und deren Varianz
- Volumenstrom durch ein Gefäß
- Druckabfall über einer Stenose
- Komponente der enddiastolischen Fließgeschwindigkeit in Einschallrichtung

**? Durch welche Maßnahmen kann Aliasing unterdrückt werden?**

- Höhere Sendeleistung und bessere Ankopplung (Koppelgel)
- Geringere Pulswiederholrate und niedrigere Sendefrequenz
- Geringere Pulswiederholrate und höhere Sendefrequenz
- Höhere Pulswiederholrate, niedrigere Sendefrequenz und/oder Verschiebung der Nulllinie
- Höhere Pulswiederholrate und höhere Sendefrequenz

**? Welche Flussparameter werden beim Farbdoppler farbkodiert dargestellt?**

- Mittelwert der Geschwindigkeit und dessen Varianz
- Differenz zwischen maximaler und minimaler Geschwindigkeit
- Median der Geschwindigkeit
- Volumenfluss
- Vektor der Flussgeschwindigkeit

**? Was errechnet man mit der vereinfachten Bernoulli-Gleichung in der Dopplersonographie?**

- Max. Fluss in Stenosen
- Prästenotische Geschwindigkeit
- Druckabfall über Stenosen
- Volumenfluss
- Pulscurvenindizes

Diese zertifizierte Fortbildung ist 12 Monate auf [springermedizin.de/eAkademie](http://springermedizin.de/eAkademie) verfügbar.

Dort erfahren Sie auch den genauen Teilnahmeabschluss. Nach Ablauf des Zertifizierungszeitraums können Sie diese Fortbildung und den Fragebogen weitere 24 Monate nutzen.



Für Zeitschriftenabonnenten ist die Teilnahme am e.CME kostenfrei