

pression bis zu 2 zu nicht mehr Verlust an Details führt als die Aufzeichnung auf Super-VHS, die bislang in der Realität der Standard war (12, 27). Allerdings sollte die wiederholte Kompression vermieden werden, d. h. komprimierte Dateien müssen als solche kenntlich sein.

- ▶ **andere Speichermedien.** Am preiswertesten für die Massenspeicherung ist magnetooptisches Band; allerdings ist die Handhabung mühsam, und diese Speicherform hat – ähnlich dem Videoband – keinen direkten („random access“), sondern nur seriellen Zugriff auf Daten auf einem Band. Große Festplatten, CD- oder DVD-Jukeboxen (evtl. in einem lokalen Netzwerk medizinischer Bilddaten, das auch Daten anderer bildgebender Verfahren speichert) stellen derzeit die praktikabelsten „voll digitalen“ Lösungen dar.

Tab. 1.1 Beispiel für minimalen Standardsatz digital zu speichernder Echodaten (z. B. bei vollständiger Untersuchung ohne pathologischen Befund); je nach Zahl der gespeicherten Zyklen pro Schnittebene/Modalität beträgt die Datenmenge ca. 20MB oder mehr (Quelle: Thomas JD, Adams DB, deVries S et al. J Am Soc Echocardiogr 2005; 18: 287–297).

▶ parasternaler Langachsenschnitt (+ Farbdoppler)
▶ parasternaler Kurzachsenschnitt – Höhe Aortenklappe (+ Farbdoppler)
▶ parasternaler Kurzachsenschnitt – Höhe Mitralklappe (+ Farbdoppler)
▶ parasternaler Kurzachsenschnitt – Höhe Papillarmuskel
▶ apikaler Vierkammerblick (+ Farbdoppler)
▶ apikaler Zweikammerblick (+ Farbdoppler)
▶ apikaler Langachsenschnitt (+ Farbdoppler)
▶ apikaler Fünfkammerblick (+ Farbdoppler)
▶ subkostaler Vierkammerblick (+ Farbdoppler)
▶ transmitraler gepulster Doppler
▶ transaortaler kontinuierlicher Doppler
▶ transtrikuspider kontinuierlicher Doppler

## 1.3 Dopplerechokardiografie

### 1.3.1 Prinzip (s. a. Kap. 4–6)

Der Dopplereffekt (nach dem österreichischen Physiker Christian Johann Doppler, 1803–1853) beschreibt die Wirkung der Relativbewegung eines Senders einer Welle auf die vom Empfänger wahrgenommene Frequenz der Welle. Bewegt sich der Sender auf den Empfänger zu, wird die vom Empfänger wahrgenommene Frequenz höher, bewegt er sich weg, wird sie tiefer. Die Frequenzverschiebung ist der (Relativ-)Geschwindigkeit des Senders proportional. Dies wird durch die sog. Dopplergleichung beschrieben:

$$v = \frac{1}{2} c \times \frac{f_D}{f_0}$$

wobei  $v$  die Geschwindigkeit(skomponente) in Richtung des Schallstrahls ist,  $c$  die Schallgeschwindigkeit im entsprechenden Medium,  $f_D$  die Frequenzverschiebung und  $f_0$  die Grundfrequenz des Ultraschalls.

**Frequenzverschiebung.** In der Dopplerechokardiografie wird die durch Bewegung des Reflektors erzeugte Frequenzverschiebung zwischen ausgesandtem und reflektiertem Ultraschall durch sog. Demodulation des Signals identifiziert, d. h. durch Extraktion der Dopplerverschiebung aus dem Frequenzspektrum des reflektierten Signals. Dies ist ein schwieriges Unterfangen: Die Dopplerverschiebung beträgt meist weniger als 1% der Grundfrequenz. Um aus dem demodulierten Signal Frequenzen zu errechnen (sog. Spektralanalyse), wird beim spektralen Doppler eine Form der Fourier-Transformation („Fast Fourier Transform“) eingesetzt.

Dieses mathematische Verfahren kann aus einem beliebigen, zeitlich veränderlichen Signal das Frequenzspektrum errechnen, d. h. diejenigen Frequenzen mit ihrer entsprechenden Gewichtung (Fourier-Koeffizienten), deren Summation das betrachtete zeitlich veränderte Signal wiedergibt bzw. es beliebig genau annähert. Beim Farbdoppler wird eine verwandte, rechnerisch weniger aufwändige Technik, die Autokorrelation, verwendet.

**Geschwindigkeiten und Intensitäten.** Anhand der Dopplergleichung kann dann direkt die Geschwindigkeit des beweglichen Reflektors errechnet werden. Mit der Dopplerechokardiografie wird die Flussgeschwindigkeit des Blutes (kontinuierlicher, gepulster und Farbdoppler) oder neuerdings auch die Geschwindigkeit fester Herzstrukturen, z. B. des Myokards, gemessen (Gewebedoppler, ebenfalls gepulst oder Farbdoppler).

Beim Gewebedoppler werden durch geeignete Filter die Signale von festen Strukturen hervorgehoben und diejenigen des Blutstroms unterdrückt: Während Erythrozyten Ultraschall nur schwach reflektieren, aber relativ schnell (bis maximal etwa 1,5 m/s über der Aortenklappe beim Gesunden) fließen und entsprechend hohe Dopplerverschiebungen verursachen, erzeugt z. B. Myokard relativ starke Reflexionen, die Geschwindigkeiten erreichen jedoch maximal etwa 15–20 cm/s in der basalen lateralen Wand des linken Ventrikels.

Weiterhin kann mit dem Power-Doppler unabhängig von der Richtung und Größe der gemessenen Ge-

schwindigkeiten die Intensität des gemessenen Dopplersignals wiedergegeben werden, die ein Maß für die Zahl der Streuer, z. B. rote Blutkörperchen oder Kontrastmittelbläschen, darstellt.

**Winkelabweichung.** Die Dopplerverfahren messen lediglich die Geschwindigkeitskomponente in Richtung auf den Schallkopf oder von ihm weg (Abb. 1.14). Andere Geschwindigkeiten werden entsprechend der Vektorkomponente in Schallstrahlrichtung gemessen, d. h. stets niedriger als die wahre Geschwindigkeit. Der Zusammenhang zwischen wahrer Geschwindigkeit  $v$ , Winkelabweichung ( $\alpha$ ) des Geschwindigkeitsvektors zur Ausbreitungsrichtung des Schallstrahls und gemessener Geschwindigkeit ( $v_{\text{DOPP}}$ ) lautet:

$$v_{\text{DOPP}} = v \times \cos \alpha$$

Ein streng senkrecht zum Schallstrahl sich bewegendem Reflektor würde daher vom Doppler nicht erfasst ( $\cos 90^\circ = 0$ ). Bei einem sich genau auf den Schallkopf zu oder von ihm weg bewegendem Reflektor wird die wahre Geschwindigkeit korrekt wiedergegeben ( $\cos 0^\circ = 1$ ).

**Winkelkorrektur.** Obwohl eine Winkelkorrektur bei den meisten Echogeräten möglich ist, empfiehlt sie sich bei Strömungen am Herzen nicht, u. a. weil die wahre Strömungsrichtung nicht notwendigerweise in der gewählten 2D-Ebene liegt. Dagegen kann bei der duplexsonografischen Darstellung von Gefäßen die Winkelkorrektur vorteilhaft eingesetzt werden, da hier die Hauptströmungsrichtung anhand des Gefäßverlaufs bestimmt werden kann.

**Akustisches Signal.** Die Dopplereffektverschiebung, die durch Blutflussgeschwindigkeiten im Herzen erzeugt wird, liegt im hörbaren Bereich. So ist bei einer Grundfrequenz von 2 MHz und einer maximalen Blutflussgeschwindigkeit durch eine schwer stenosierte Aortenklappe von 5 m/s nach der Dopplergleichung (s. o.) eine Frequenzverschiebung zu erwarten von

$$f_D = 2 \times f_0 \times v/c$$

oder in diesem Falle  $f_D = 2 \times 2 \text{ MHz} \times 5/1540 \approx 13 \text{ kHz}$ , was im hörbaren Schallbereich (etwa 20 Hz–20 kHz) liegt.

Bei der Suche nach der höchsten Flussgeschwindigkeit mit dem Doppler orientiert sich der Untersucher daher sowohl visuell an der spektralen Wiedergabe als auch an der Höhe des akustischen Signals: je höher die gehörte Frequenz, desto höher die detektierte Blutflussgeschwindigkeit. Auch die Frequenzbreite kann akustisch charakterisiert werden: Je einheitlicher die detektierten Geschwindigkeiten sind (schmales Frequenzband), desto schärfer und musikalischer ist das akustische Signal; je verschiedener die Geschwindigkeiten im Messbereich (breites Frequenzband) sind, desto rauer und harscher ist das akustische Signal.

**Transit Time Effect.** Bestimmte physikalische Gesetzmäßigkeiten limitieren die Genauigkeit der Dopplermessungen. Bei einer (idealen) unendlich langen Mess-

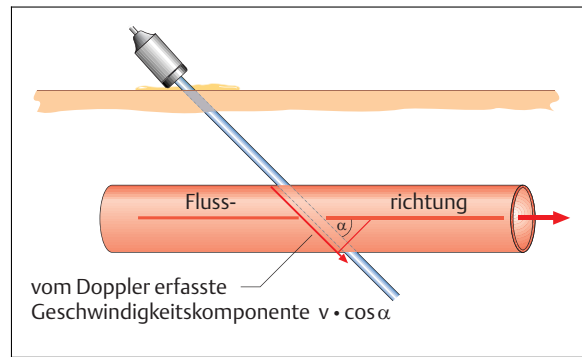


Abb. 1.14 Dopplereffektwinkelabweichung. Bilden Dopplerstrahl und Strömungsrichtung des Blutes einen Winkel, so wird vom Echogerät nur der Teilvektor in Richtung des Dopplerstrahls gemessen, d. h. die wahre Strömungsgeschwindigkeit wird um den Faktor unterschätzt, der dem Kosinus des Winkels entspricht.

dauer und bei konstanter homogener Blutflussgeschwindigkeit würde eine einzige Dopplerverschiebung und damit Flussgeschwindigkeit registriert werden. Dagegen kommt es in praxi zur Registrierung einer Geschwindigkeitsverteilung mit symmetrisch um die wahre Geschwindigkeit liegenden höheren und niedrigeren Geschwindigkeiten. Da die Strömungsgeschwindigkeiten des Blutes im kardiovaskulären System zeitlich veränderlich sind, kann bei der Messung nach dem Dopplerprinzip diese „Unschärfe“ nicht vermieden werden, die umso größer ist, je weniger Messzeit zur Verfügung steht („transit time effect“ oder „transit time broadening“; Abb. 1.15). Die Begrenzung der Messzeit beruht letztlich auf drei Faktoren:

- ▶ Beim gepulsten und Farbdoppler ist der ausgesandte Puls nur endlich lang.
- ▶ Es liegen immer räumliche Geschwindigkeitsverteilungen vor.
- ▶ Die Geschwindigkeiten sind zeitlich veränderlich.

**Drei Dopplerverfahren.** Es existieren zur Messung von Blutflussgeschwindigkeiten drei verschiedene Dopplerverfahren, die sich gegenseitig ergänzen: kontinuierlicher, gepulster und Farbdoppler (Abb. 1.16). Die Darstellung des kontinuierlichen und gepulsten Dopplersignals erfolgt als „spektraler Doppler“, d. h. die Flussgeschwindigkeit (oder die Dopplereffektverschiebung in Hertz) wird auf der y-Achse gegen die Zeit auf der x-Achse aufgetragen. Dagegen wird beim Farbdoppler eine farbkodierte „Landkarte“ von Flussgeschwindigkeiten dem 2D-Bild in Echtzeit superponiert.

### 1.3.2 Kontinuierlicher Doppler

Beim kontinuierlichen Doppler wird ein linearer, kontinuierlicher Ultraschallstrahl durch das Herz gelegt. Sowohl das sendende als auch das empfangende Schallkopfelement arbeiten kontinuierlich. Aus der Frequenzdifferenz zwischen ausgesandtem und reflektiertem Signal lässt sich die Geschwindigkeit der roten

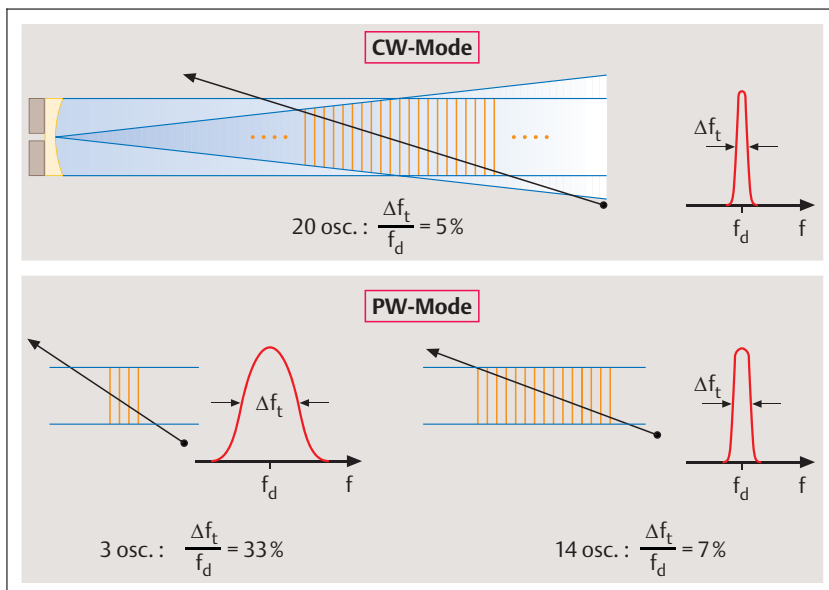


Abb. 1.15 Schematische Darstellung des Effekts der Interaktionsdauer („transit length“) von Strömung und Ultraschallstrahl auf das Dopplerfrequenzspektrum. Oben: kontinuierlicher Doppler (CW). Im Idealfall einer unendlich langen Interaktion zwischen Dopplerstrahl und einer völlig homogenen Strömungsgeschwindigkeit würde nur die Dopplerverschiebungsfrequenz  $f_d$  detektiert. Befindet sich der kontinuierliche Dopplerstrahl für 20 Perioden in der Blutströmung, so beträgt die Verbreiterung des Dopplerspektrums ( $\Delta f_t$ , „transit time broadening“) um die zentrale Dopplerverschiebungsfrequenz  $f_d$  5%. Unten: Bei einer Interaktion von 3 Perioden Dauer beträgt die Verbreiterung 33%, bei 14 Perioden 7%. Dabei gilt  $\Delta f_t / f_d = 1/\text{Zahl der empfangenen frequenzverschobenen Perioden}$  (Quelle: 11).

Blutkörperchen, die den Ultraschall reflektieren, berechnen. Da der Strahl kontinuierlich abgegeben und empfangen wird, sind Aussagen zur Lokalisation der gemessenen Flussgeschwindigkeiten nicht möglich. Alle im Verlauf des Schallstrahls gemessenen Geschwindigkeiten werden registriert. Daher erscheint die Spektraldarstellung der Flussgeschwindigkeiten, im Gegensatz zum gepulsten Doppler, stets „ausgefüllt“, d. h. es werden sämtliche Zwischengeschwindigkeiten zwischen null und der jeweiligen Maximalgeschwindigkeit mitregistriert. Besonders beim kontinuierlichen Doppler kann sich der Untersucher neben der Spektraldarstellung von der akustischen Wiedergabe der Dopplerverschiebungsfrequenz leiten lassen, um die höchste Flussgeschwindigkeit, etwa über einer Stenose, zu finden.

### 1.3.3 Gepulster Doppler

Durch die gepulste Betriebsart, d. h. das Aussenden des Ultraschalls in Pulsen oder „Wellenpaketen“, wird bei dieser Dopplermodalität eine räumliche Zuordnung der gemessenen Geschwindigkeiten ermöglicht. Im Unterschied zum kontinuierlichen Doppler ist ein einziger Kristall für den gepulsten Betrieb ausreichend. Die Messung erfolgt nur in einem bestimmten Bereich, der im 2D-Bild als Messzelle („sample volume“) eingeblendet ist.

**Nyquist-Geschwindigkeit.** Die gepulste Betriebsart bedingt eine begrenzte Auflösung für Geschwindigkeiten: Oberhalb einer Grenzgeschwindigkeit („Nyquist-Geschwindigkeit“ oder „Aliasing-Geschwindigkeit“) können Geschwindigkeiten nicht zuverlässig gemessen werden (Abb. 1.17). Theoretisch wird diese Beziehung im „sampling theorem“ formal beschrieben: Die Frequenz der Messwelle muss mindestens doppelt so hoch sein wie die der gemessenen Schwingung, um die

Frequenz der Letzteren eindeutig identifizieren zu können. Da die Grenzgeschwindigkeit von der Pulsrepetitionfrequenz abhängt und diese wiederum von der Eindringtiefe mitbestimmt wird, nimmt die eindeutig messbare Geschwindigkeit mit zunehmender Tiefe der Messvolumenposition ab. So lassen sich bereits aus physikalischen Gründen z. B. ab 8 cm Eindringtiefe bei einer Grundfrequenz von 2 MHz Geschwindigkeiten über 2 m/s nicht mehr eindeutig messen. Die höchste eindeutig identifizierbare Geschwindigkeit wird als Nyquist-Geschwindigkeit bezeichnet; sie beträgt:

$$v = c^2 / (8f \times d)$$

wobei  $v$  die Nyquist-Geschwindigkeit,  $c$  die Schallgeschwindigkeit,  $f$  die Schallkopffrequenz und  $d$  die Eindringtiefe bzw. den Abstand des Messvolumens vom Schallkopf bezeichnet.

**Aliasing-Phänomen.** Bei Überschreiten der Nyquist-Geschwindigkeit treten die Signale in der spektralen Darstellung am falschen Ende der Geschwindigkeitskala auf (Abb. 1.16b). Wegen dieses Phänomens kann beispielsweise die hohe transvalvuläre Blutgeschwindigkeit bei einer Aortenstenose nicht mit dem gepulsten, wohl aber mit dem kontinuierlichen Doppler gemessen werden. Andererseits erlaubt der gepulste Doppler z. B. die Messung der Blutgeschwindigkeit im Ausflusstrakt des linken Ventrikels, auch wenn eine Aortenstenose vorliegt, während im kontinuierlichen Doppler die niedrigeren Geschwindigkeiten im Ausflusstrakt von den höheren in der Klappenstenose überlagert werden. Die beim Gesunden auftretenden transvalvulären Flussgeschwindigkeiten am Herzen überschreiten in Ruhe ca. 1,5 m/s nicht, d. h. sie sind ohne Weiteres mit dem gepulsten Doppler messbar.

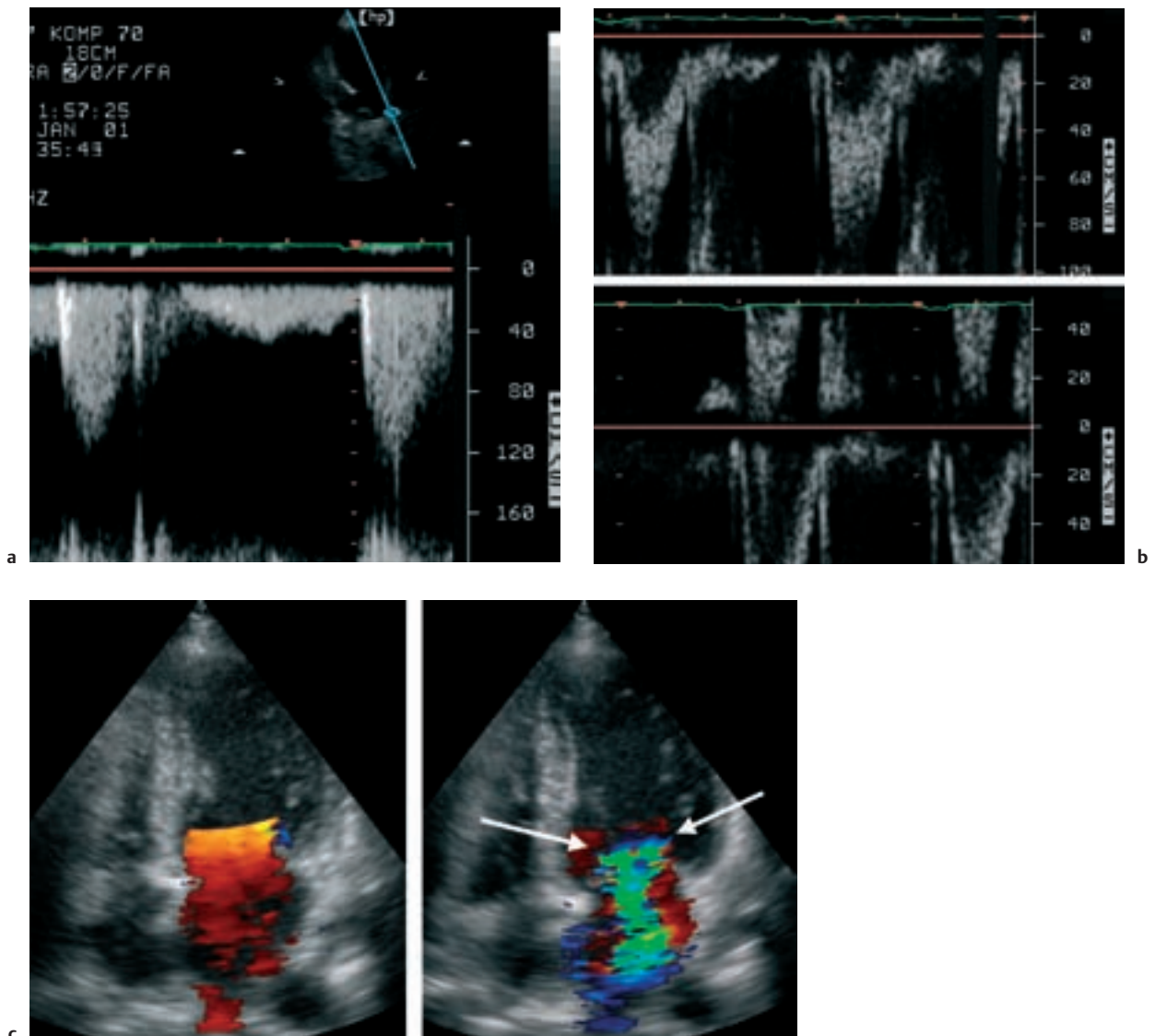


Abb. 1.16 Dopplermodalitäten.

- a** Kontinuierlicher Doppler des Ausflusstraktes und der Aortenklappe von apikal (Normalbefund). Die systolische Maximalgeschwindigkeit beträgt 130 cm/s.
- b** Gepulster Doppler des Ausflusstraktes des linken Ventrikels, Aortenklappe von apikal (Normalbefund). Die maximale systolische Geschwindigkeit beträgt 80 cm/s. Oben: Nulllinienverschiebung, sodass das gesamte systolische Signal abgebildet werden kann. Unten: Bei zentraler Nulllinie beträgt die Aliasing- oder Nyquist-Geschwindigkeit etwa  $\pm 50$  cm/s. In der unteren Bildhälfte wird das systolische Signal abgeschnitten (Aliasing), die Spitzengeschwindigkeiten werden in der oberen Bildhälfte und damit mit falschem Vorzeichen wiedergegeben.

- c** Farbdoppler des linken Vorhofs im apikalen Vierkammerblick. Links: diastolische laminare Strömung aus den Pulmonalvenen durch den linken Vorhof in den linken Ventrikel (Normalbefund). Die rot-gelben Farbtöne bezeichnen Geschwindigkeiten auf den Schallkopf zu, wobei die höchsten Geschwindigkeiten (gelb) im Bereich des transmitralen Einstroms in den linken Ventrikel bestehen. Rechts: systolisches Bild einer Mitralinsuffizienz. Die Grüntöne kodieren die turbulente Hochgeschwindigkeitsströmung von der Mitralklappe in den linken Vorhof. Am Beginn des Insuffizienz-jets auf der Ventrikelseite der Mitralklappe ist eine proximale Konvergenzzone zu erkennen (Pfeile). Ihre äußere Schale zeigt in dunkelblau laminaren Fluss auf die Mitralklappe zu.

**Spektrales Dopplersignal.** Das spektrale Dopplersignal des gepulsten Dopplers gibt die Geschwindigkeitsverteilung in der Messzelle wieder, d. h. es ist umso breiter, je unterschiedlicher die in der Messzelle gemessenen Geschwindigkeiten sind. Die Amplitude des Signals, d. h. die Helligkeit, ist der Anzahl der Reflektoren, die sich mit der betreffenden Geschwindigkeit in der

Messzelle bewegen, annähernd proportional. Der hellste Bereich im Spektralsignal des gepulsten Dopplers wird als „modale“ Geschwindigkeit bezeichnet. Bei der Verwendung des gepulsten Dopplers zur Berechnung von Schlagvolumina sollte das Signal daher im Bereich der modalen Geschwindigkeit und nicht der äußersten Kontur nachgefahren werden, da die modale

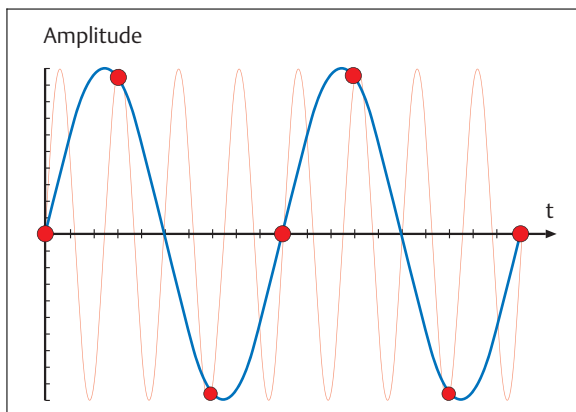


Abb. 1.17 Gepulster Doppler. Der gepulste Doppler hat im Gegensatz zum kontinuierlichen Doppler durch die begrenzte mögliche Pulsrepetitionsfrequenz ein begrenztes Auflösungsvermögen, d. h. er kann Geschwindigkeiten oberhalb der Nyquist- oder Aliasing-Geschwindigkeit nicht eindeutig zuordnen. Dieses schematische Beispiel zeigt, dass die zwei Wellen unterschiedlicher Frequenz nicht unterschieden werden können, wenn nur die markierten Punkte detektiert werden. Für eine eindeutige Identifizierung der Frequenz bräuhete man eine wesentlich dichtere Verteilung von Registrierungspunkten, d. h. eine höhere Pulsrepetitionsfrequenz.

Geschwindigkeit repräsentativer für die reale mittlere Geschwindigkeit in der Messzelle ist als die maximale im Doppler registrierte Geschwindigkeit.

Eine fundamentale Ungenauigkeit des gepulsten Dopplers entsteht dadurch, dass zugunsten des zeitlichen Auflösungsvermögens nur während eines begrenzten Zeitraums (i. d. R. ca. 10 ms) gemessen werden kann. Dadurch wird das Frequenzband, das durch die Fourier-Analyse ermittelt wird, breiter.

Gute gepulste Dopplerspektren sind, im Gegensatz zum kontinuierlichen Dopplersignal, nicht komplett „ausgefüllt“, da im Bereich der Messzelle eine einheitliche Geschwindigkeit registriert wird. Dabei ist das Signal-Rausch-Verhältnis umso besser, je größer die Messzelle gewählt wird. Die Integration der Geschwindigkeiten über die Zeit, z. B. die Integration der transaortalen Geschwindigkeiten über eine Systole, liefert das Zeit-Geschwindigkeits-Integral, das die Dimension einer Länge (cm oder m) hat und multipliziert mit dem Strömungsquerschnitt die Berechnung des Schlagvolumens erlaubt.

**HPRF-Doppler.** Einige Geräte besitzen die Möglichkeit, auch hohe Geschwindigkeiten mit dem sog. „High pulse repetition frequency“- (HPRF-) Doppler zu messen; dieser ist eine Art Hybridvariante zwischen kontinuierlichem und gepulstem Doppler, der zwar höhere Blutflussgeschwindigkeiten als der konventionelle gepulste Doppler messen kann, andererseits aber nicht mehr eindeutig angibt, wo sie gemessen wurden, d. h. zwei oder mehr Messzellen entlang des Messstrahls besitzt.

### 1.3.4 Farbdoppler

Der Farbdoppler ist ein gepulstes Dopplerverfahren, bei dem simultan zahlreiche kleine Messzellen über das 2 D-Schnittbild gelegt werden und so die räumliche Verteilung von Geschwindigkeiten in Echtzeit wiedergegeben wird.

**Autokorrelation.** Aufgrund der Notwendigkeit, Signale aus vielen Messzellen gleichzeitig zu analysieren, beruht die Berechnung der Geschwindigkeiten auf einem anderen Analyseverfahren als beim Spektraldoppler, nämlich der Autokorrelation statt der Fourier-Analyse (Fast Fourier Transform, FFT). Bei der Autokorrelation wird anders als beim spektralen Doppler lediglich die mittlere Frequenzverschiebung in einer Messzelle ermittelt. Extrem vereinfacht beschrieben, wird dabei der empfangene Signalpuls einer bestimmten Scanlinie jeweils mit dem unmittelbar zeitlich vorherigen Signalpuls verglichen („korreliert“). Wenn der reflektierte Puls gegenüber dem vorherigen Puls eine Phasenverschiebung aufweist, hat sich der Reflektor zwischen den beiden Pulsen bewegt. Die Phasenverschiebung kann in eine Frequenzverschiebung umgerechnet werden, die wiederum die Berechnung der Bewegungsgeschwindigkeit des Reflektors erlaubt. Diese Operation wird gleichzeitig für viele verschiedene Scanlinien und Tiefen durchgeführt.

**Farbkodierung.** Die Geschwindigkeiten werden dabei der Übersichtlichkeit halber nicht numerisch, sondern in Farbtönen wiedergegeben. Dabei wird den Bewegungsgeschwindigkeiten auf den Schallkopf zu meist ein rot-gelber, denen vom Schallkopf weg ein blauer Farbton zugeordnet. Der Farbdoppler kann, ebenso wie der gepulste Doppler, hohe Geschwindigkeiten wegen des Aliasing-Phänomens nicht mehr eindeutig zuordnen. Abhängig vom Gerät werden hohe Varianzen (wie bei turbulenter Strömung) dann als helles Mosaikmuster oder Türkisbeimengung angezeigt.

**Bildrate.** Typischerweise liegen die Maximalgeschwindigkeiten bei einer Klappeninsuffizienz, bei einer schweren Klappenstenose oder bei einem Ventrikelseptumdefekt um ein Mehrfaches über der Aliasing-Geschwindigkeit des gepulsten und des Farbdopplers. Die Bildrate des Farbdopplers liegt niedriger als die des 2 D-Bildes. Sie ist umgekehrt proportional zur Breite des Farbsektors, der Eindringtiefe und der Genauigkeit und Auflösung der Geschwindigkeitsmessung (d. h. der Zahl der Pulse, die in die Autokorrelation einfließen). Erhöhung eines dieser Faktoren (z. B. Breite des Farbsektors) führt zur Erniedrigung der Bildrate oder eines der anderen Faktoren.

**Jetgröße und Flussgeschwindigkeit.** Aus mehreren Gründen korreliert die zweidimensionale Ausdehnung einer Strömung im Farbdoppler (die „Jetgröße“) klinisch nur schwach mit dem Fluss (in ml/s). Neben Exzentrizität, Dreidimensionalität, Wandadhärenz, Bildverarbeitungsfaktoren, Verstärkung, Pulsrepetitionsfrequenz u. a. Faktoren (4, 23) liegt dem der phy-

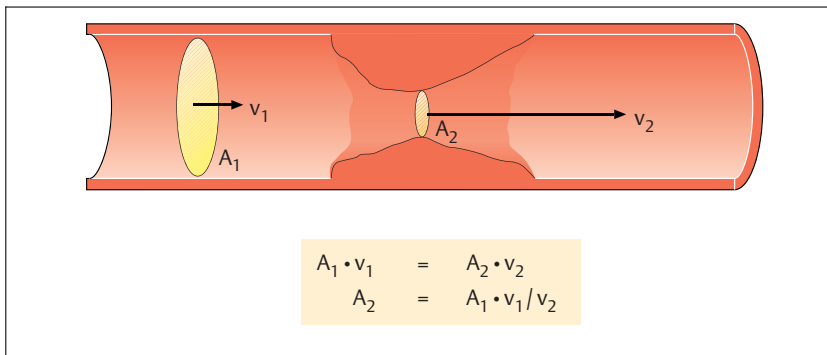


Abb. 1.18 Kontinuitätsgleichung.

sikalische Umstand zugrunde, dass die Jetgröße proportional zur Summe der Impulse der Flüssigkeitsteilchen dieser Strömung ist (31).

Da nun

- ▶ der Impuls das Produkt aus Masse und Geschwindigkeit ist,
- ▶ die Masse des Jets vom Fluss (in ml/s) abhängt und
- ▶ der Fluss als Produkt aus Strömungsquerschnitt und mittlerer Flussgeschwindigkeit aufgefasst werden kann,

ergibt sich, dass die Jetgröße proportional dem Quadrat der Flussgeschwindigkeit ist, während der Fluss ( $Q$ , in ml/s) nur direkt proportional der Flussgeschwindigkeit  $v$  ( $Q=A \cdot v$ ,  $A$  Strömungsquerschnitt) ist. Dies erklärt die extreme Abhängigkeit der Jetgröße von der Druckdifferenz über einer Strömungsquerschnittverengung. Um in vitro die Jetgröße zu verdoppeln, muss man den Gradienten verdoppeln, aber die Flussrate vervierfachen. So variiert etwa die Jetgröße einer Mitralinsuffizienz stark mit dem systolischen Blutdruck.

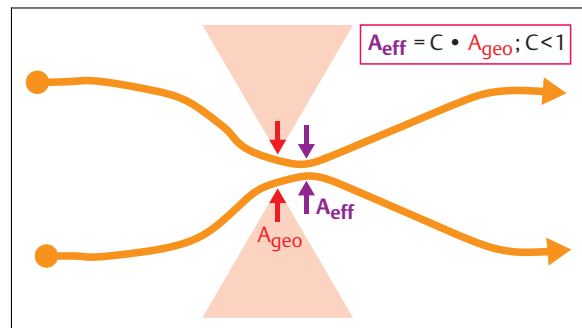


Abb. 1.19 Zweidimensionales Schema des Zusammenhangs von effektiver Öffnungsfläche  $A_{\text{eff}}$  und geometrischer oder anatomischer Öffnungsfläche  $A_{\text{geo}}$  (vertikale Pfeile) bei einer abrupten Verminderung des Querschnitts einer Strömung. Die von links nach rechts verlaufenden Pfeile symbolisieren Stromlinien. Unmittelbar hinter der Strömungsverengung konvergieren die Stromlinien auf die Stelle des kleinsten Strömungsquerschnitts  $A_{\text{eff}}$  zu. Die Auslassziffer  $C$  („coefficient of contraction“) gibt das Verhältnis von geometrischer zu effektiver Öffnungsfläche an.

### 1.3.5 Strömungsdynamische Grundbegriffe

#### ■ Anwendungen des Satzes von der Erhaltung der Masse auf Strömungsquerschnittverengungen

**Kontinuitätsprinzip.** Das „Kontinuitätsprinzip“ ist eine Formulierung des Satzes von der Erhaltung der Masse in einem geschlossenen System. Entlang eines durchströmten, geschlossenen Gefäßes ist der Fluss (ml/s), d. h. das Produkt aus Strömungsquerschnitt ( $A_1, A_2, \dots$ ) und zugehörigen mittleren Geschwindigkeiten ( $v_1, v_2, \dots$ ) überall gleich (Abb. 1.18):

$$A_1 \times v_1 = A_2 \times v_2$$

Nach dem Kontinuitätsprinzip kann der Fluss über jeder Klappe (oder jedem anderen Querschnitt einer Strömung, also prinzipiell auch z. B. in der Aorta oder Pulmonalis) als Produkt aus Klappenöffnungsfläche und Flussgeschwindigkeit gemessen werden. Will man statt eines momentanen Flusses das Schlagvolumen während der gesamten Öffnungszeit der Klappe berechnen, so müssen die Geschwindigkeiten während

der Öffnung der Klappe integriert werden. Daher ist das Schlagvolumen (SV) als

$$SV = A \times VTI$$

zu berechnen, wobei  $A$  die Klappenöffnungsfläche und  $VTI$  das Zeit-Geschwindigkeits-Integral aus dem gezielten Doppler der Aortenklappe ist.

**Anwendungen.** Die häufigsten Anwendungen dieses Prinzips sind die Berechnung des Schlagvolumens des linken Ventrikels und der Klappenöffnungsfläche bei Aortenstenose (s. Kap. 10 und 17). Zu beachten ist allerdings, dass anhand des Kontinuitätsprinzips berechnete Flächen (Klappenöffnungsflächen, Regurgitationsflächen) effektive Flächen sind, die stets kleiner als die anatomischen Flächen sind, die direkt planimetrisch oder indirekt über die Gorlin-Formel bestimmt werden (Abb. 1.19). Der Quotient von effektiver und anatomischer Fläche wird deutsch als „Auslassziffer“, englisch als „coefficient of contraction“ bezeichnet (8). Er hängt von den individuellen geometrischen Verhältnissen ab, liegt stets unter 1 und beträgt z. B. bei Mitralstenosen 62–87% (9).

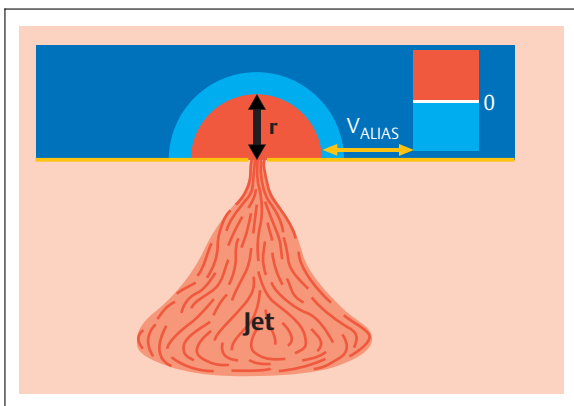


Abb. 1.20 Schema zur Bestimmung des Regurgitationsflusses nach dem Prinzip der proximalen Konvergenzzone.

**Proximale Konvergenzzone.** Dieses Verfahren zur Evaluierung von Fluss durch Verengungen des Strömungsquerschnitts stellt eine weitere Abwandlung des Satzes von der Erhaltung der Masse in einem geschlossenen System dar (2, 3, 7, 16–19, 25, 34, 35, 37). Es wird vereinfachend angenommen, dass Blut sich in konzentrischen Halbkugeln gleicher Geschwindigkeit auf eine Strömungsquerschnittsverengung (z. B. ein paravalvuläres Leck einer Prothese) zu bewegt (Abb. 1.16, Abb. 1.20). Da das Prinzip meist auf Regurgitationsviten angewandt wird, folgt die weitere Darstellung dieser Methode in den entsprechenden Kapiteln. Das Produkt aus Halbkugeloberfläche und zugehöriger Geschwindigkeit ist nach dem Kontinuitätsprinzip gleich dem Produkt aus der Fläche der Regurgitationsöffnung und der Regurgitationsgeschwindigkeit, d. h. dem Regurgitationsfluss (in ml/s). Wenn Radius ( $r$ ) und auf der Oberfläche herrschende Geschwindigkeit ( $v$ ) einer Halbkugel bekannt sind, so können berechnet werden:

- der momentane Regurgitationsfluss (QM):

$$QM = 2\pi \times r^2 \times v,$$

b. das Regurgitationsvolumen (RV):

$$RV = 2\pi \times r^2 \times VTI,$$

wobei VTI das Zeit-Geschwindigkeits-Integral des kontinuierlichen Dopplersignals der Regurgitationsströmung ist, und

c. die Fläche der Regurgitationsöffnung (RA):

$$RA = QM/VREG,$$

wobei VREG die momentane maximale Regurgitationsgeschwindigkeit ist (die mit dem kontinuierlichen Doppler messbar ist).

### ■ Anwendung des Satzes von der Erhaltung der Energie: Berechnung von Gradienten aus Strömungsgeschwindigkeiten

An Verengungen des Strömungsquerschnitts entsteht ein Druckgefälle, das – kardiologischem Sprachgebrauch entsprechend – als Druckgradient bezeichnet

wird. Die über der Engstelle abnehmende Druckenergie wird in kinetische Energie umgewandelt, die die Flüssigkeit im Bereich der Strömungsverengung auf eine höhere Geschwindigkeit beschleunigt. Deshalb kann aus der Geschwindigkeitsdifferenz (zwischen der Flussgeschwindigkeit vor und in der Engstelle) auf den Druckverlust oder „Druckgradienten“ rückgeschlossen werden.

**Bernoulli-Gleichung.** Physikalisch exakt (für ideale, „Newton’sche“ Flüssigkeiten) wird dies durch eine mathematische Formulierung des Energieerhaltungssatzes beschrieben, die als Bernoulli-Gleichung bekannt ist und einen Spezialfall der allgemeineren Euler- und Navier-Stokes-Gleichungen darstellt:

$$p_1 - p_2 = \frac{1}{2} \rho (v_2^2 - v_1^2) + \rho \int_1^2 \frac{dv(s, t)}{ds} ds + R(v)$$

Hierbei sind  $p_1$ ,  $p_2$  Druckwerte an zwei Punkten auf einer Stromlinie, die die Stenose passiert,  $v_1$ ,  $v_2$  die dort herrschenden Flussgeschwindigkeiten,  $\rho$  ist die Dichte der Flüssigkeit,  $s$  ist die Ortsvariable (auf der Stromlinie zwischen Punkt 1 und 2),  $t$  ist die Zeitvariable und  $R$  ist der visköse Widerstand.

**Vereinfachungen.** Diese allgemeine Gleichung kann für kardiologische Zwecke zu einer quadratischen Beziehung zwischen Druck und Flussgeschwindigkeit stark vereinfacht werden:

$$\Delta p = \frac{1}{2} \rho \times (v_2^2 - v_1^2) \quad (A)$$

wobei  $\Delta p$  der Druckgradient zwischen den Punkten 1 und 2 einer Stromlinie ist,  $\rho$  die spezifische Dichte der Flüssigkeit, sowie  $v_2$  und  $v_1$  die Flussgeschwindigkeiten an Punkt 1 und 2. In der Regel werden auch noch die proximale Geschwindigkeit  $v_1$  vernachlässigt und  $\rho$  sowie die Umrechnungsfaktoren zwischen den kardiologisch üblichen „mmHg“ und den physikalischen Einheiten so zusammengefasst, dass die „vereinfachte Bernoulli-Gleichung“ entsteht (Abb. 1.21):

$$\Delta p = 4 \times v_2^2 \quad (B)$$

Sie erlaubt eine erstaunlich zuverlässige Berechnung von Gradienten über Stenosen und Prothesen und bei Regurgitationen oder Shunts des Druckgefälles zwischen den beteiligten Kammern.

**Ausnahmen.** Es sollte bedacht werden, dass die vereinfachte Beziehung B nur dann anwendbar ist, wenn die proximale Geschwindigkeit vor der Stenose vernachlässigbar (um 1 m/s oder weniger) ist. Dies ist z. B. bei erheblicher gleichzeitiger Insuffizienz, etwa an der Aortenklappe, nicht der Fall; dann sollte die proximale Geschwindigkeit durch Anwendung von Gleichung A mit eingehen. Weiterhin können aus physikalischen Gründen die – niedrigen – Geschwindigkeiten an normalen oder sehr gering stenotisierten Klappen nicht ohne weiteres nach B in Druckgradienten

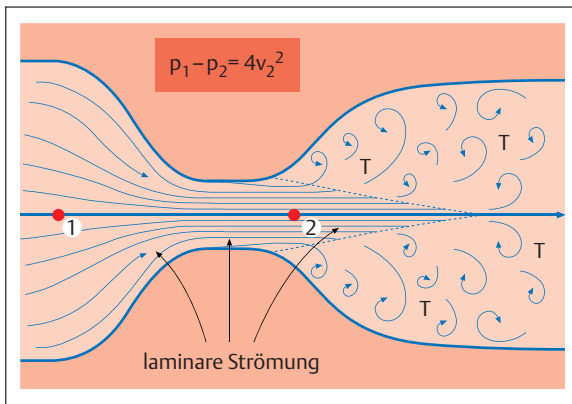


Abb. 1.21 Fluss durch eine Strömungsverengung (Stenose). Die Anwendung der Bernoulli-Gleichung ist im Text dargestellt. Man beachte die Entstehung von Turbulenzen (T) unmittelbar stromabwärts der Stenose. Stromaufwärts und bis in den keilförmigen Strömungskern stromabwärts ist die Strömung laminar, bevor sie von Verwirbelungen „aufgezehrt“ wird.

umgerechnet werden. Hier ist im Befund statt der Angabe eines Druckgradienten die Angabe einer Maximalgeschwindigkeit vorzuziehen.

Eine andere Situation, in der die vereinfachte Bernoulli-Gleichung nicht anwendbar ist, liegt bei tunnelartigen Läsionen vor, d. h. wenn die Länge der Stenose nicht vernachlässigbar ist. Dies ist z. B. oft bei Aortenisthmusstenosen oder auch Koronarstenosen der Fall. In-vitro-Experimente zeigten (28), dass z. B. bei Querschnittsflächen von  $0,5 \text{ cm}^2$  und Längen von 2 cm und mehr der wahre Druckverlust höher ist als der nach der vereinfachten Bernoulli-Gleichung berechnete, da die viskosen Reibungsverluste erheblich werden. Solche Situationen werden besser durch die Hagen-Poiseuille-Beziehung beschrieben, in der der Druckverlust direkt linear proportional zur Flussrate und umgekehrt proportional zur vierten Potenz des Radius des „Tunnels“ bzw. Gefäßes ist. Die Beziehung kann als

$$\Delta p = Q \times 8 \times \eta \times L / (\pi \times r^4) = v \times 8 \times \eta \times L / r^2$$

oder

$$R = 8 \times \eta \times L / (\pi \times r^4)$$

angegeben werden, wobei  $\Delta p$  der Druckverlust,  $Q$  der Fluss (angelsächsisch „flow rate“) in ml/s,  $R$  der Gefäßwiderstand,  $v$  die mittlere Flussgeschwindigkeit,  $\eta$  die Viskosität,  $L$  die Länge des Gefäßes und  $r$  sein Radius ist.

Zum Phänomen der Druckerholung („pressure recovery“) siehe die Kapitel zur Aortenklappe und zu Klappenprothesen (Kap. 17 und 18).

## ■ Laminare und turbulente Strömung

**Strömungscharakteristiken.** Blut fließt bei niedrigen Geschwindigkeiten mit laminarer Strömungscharakteristik. Dies bedeutet, dass an benachbarten Orten ähnliche Geschwindigkeiten herrschen; die Strömung ist

„wohlgeordnet“, mit langsamen Geschwindigkeiten in der Nähe der Herz- oder Gefäßwand und hohen Geschwindigkeiten in Strömungsmitte. In Gefäßen entsteht ein „parabolisches“ Strömungsgeschwindigkeitsprofil. Ab einem bestimmten Verhältnis von Strömungsquerschnitt, Strömungsgeschwindigkeit sowie Dichte und Viskosität der Flüssigkeit schlägt die Strömungscharakteristik in „Turbulenz“ um: Das Strömungsgeschwindigkeitsprofil wird flacher, der Strömungswiderstand steigt, und die Flüssigkeitspartikel nehmen an rasch veränderlichen Verwirbelungsbewegungen teil (38). Statt einer wohlgeordneten laminaren Geschwindigkeitsverteilung kommt es zu Wirbelbildung und Durchmischung von Teilchen verschiedener Geschwindigkeit und Bewegungsrichtung. Kinetische Energie geht irreversibel durch visköse Reibung und letztlich Umwandlung in Wärme verloren. Das Bewegungsverhalten der Partikel kann als Summe einer „chaotischen“, turbulenten Geschwindigkeitskomponente und einer relativ konstanten Geschwindigkeitskomponente in Hauptströmungsrichtung aufgefasst werden. In der Bilanz heben sich, über die Zeit gemittelt, die rasch wechselnden Vektoren der turbulenten Komponente auf, während die konstante Komponente in Hauptströmungsrichtung den Fluss im Gefäß hervorbringt.

**Reynolds-Zahl.** Der Umschlag von laminarer in turbulente Strömung kann als Folge eines Überwiegens von Trägheitskräften der Strömung gegenüber dem viskosen Widerstand begriffen werden, z. B. durch zunehmende Flussgeschwindigkeit. Der Umschlagspunkt ist von vielen Einzelfaktoren abhängig, kann jedoch grob durch die dimensionslose Reynolds-Zahl angegeben werden:

$$2r \times v \times \rho / \eta$$

wobei  $r$  der Radius der Strömung ist,  $v$  die mittlere Geschwindigkeit,  $\rho$  die Dichte und  $\eta$  die Viskosität. Eine Strömung wird turbulent, wenn diese Kennzahl ungefähr den Wert 2300 übersteigt.

**Vorkommen turbulenter Strömung.** Turbulente Strömung tritt in Ruhe an normalen Herzklappen nicht auf, wohl dagegen an stenotischen Klappen oder in Regurgitationsströmungen sowie anderen Strömungen hoher Geschwindigkeit, z. B. beim drucktrennenden Ventrikelseptumdefekt. Beim Übergang von laminarer zu turbulenter Strömung in einem Gefäß wird das ursprünglich parabolische Geschwindigkeitsprofil flacher und der Widerstand steigt stark an (im Gegensatz zur Hagen-Poiseuille-Gleichung ist der Widerstand einer turbulenten Strömung nicht linear, sondern quadratisch dem Fluss proportional).

**Lokalisation.** Der Übergang in eine turbulente Strömung an kardialen Läsionen (Stenosen, Insuffizienzen, Ventrikelseptumdefekte) findet kurz hinter der Strömungsverengung statt. Die Strömung hat unmittelbar nach dem Durchtritt durch die Verengung zunächst noch einen laminaren Kern, der die ursprüngliche maximale Geschwindigkeit beibehält (6). Dieser Kern wird durch zunehmende turbulente Wirbel von allen



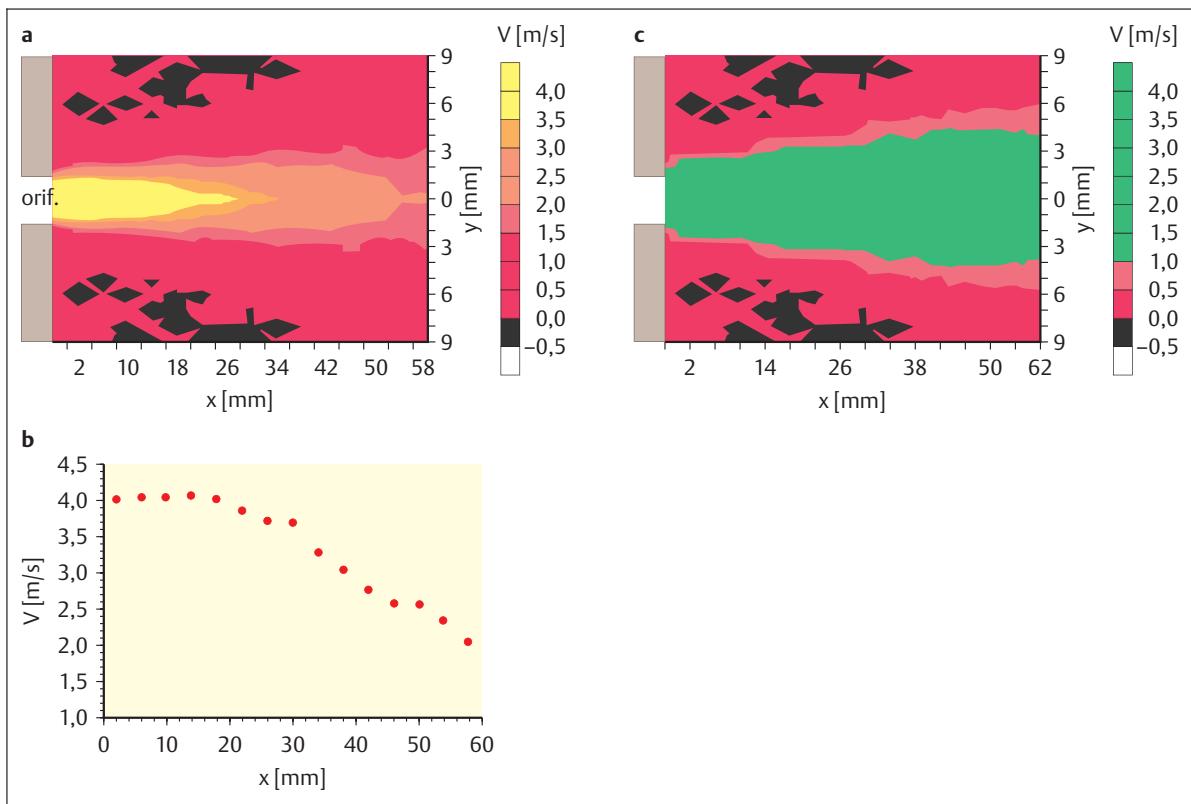


Abb. 1.22 Zweidimensionale momentane Darstellung einer Strömung durch eine restriktive Öffnung („Jet“) mittels Laserdoppler-Anemometrie (Methode zur Geschwindigkeitsmessung mittels Laser) (Quelle: 6).

a Der Jet entsteht an einer Öffnung von 5,8 mm Durchmesser („orif.“). Seine Maximalgeschwindigkeit beträgt 4 m/s. Die Geschwindigkeitsverteilung der Flüssigkeit in der stromabwärtigen Kammer ist farblich (Skala) wiedergegeben. Auf der x-Achse ist der Abstand von der Durchtrittsöffnung in Flussrichtung, auf der y-Achse senkrecht dazu angegeben (in Millimetern).

b Hier ist der Rückgang der maximalen örtlichen Geschwindigkeit in Abhängigkeit vom axialen Abstand von der Durchtrittsöffnung gezeigt. Man erkennt in beiden Grafiken, dass die Maximalgeschwindigkeit bis rund 20 mm hinter der Durchtrittsöffnung im zentralen Kern des Jets (jet core) beibehalten wird. Dann haben die turbulenten Wirbelbildungen den Kern erodiert und die Maximalgeschwindigkeit geht hyperbolisch zurück.

c Simulation des Farbdopplerbildes zu a. Durch Aliasing an einer angenommenen Nyquist-Grenze von 1 m/s kann der zentrale Kern nicht dargestellt werden.

Seiten erodiert (Abb. 1.21). Nach einer Strecke von etwa 5 Durchmessern der Strömungsverengung ist die Strömung vollständig turbulent; ihre maximale Geschwindigkeit entlang des Zentralstrahls ist nunmehr umgekehrt proportional zum Abstand von der Strömungsverengung (Abb. 1.22).

**Mosaikmuster.** Turbulenter Fluss wird im Farbdoppler in charakteristischer Weise als intensiver, heller, vielfarbiger Jet dargestellt („Mosaikmuster“). Der schnelle Wechsel der lokalen Flussgeschwindigkeiten kann farblich zusätzlich markiert werden („Varianzkodierung“). Aufgrund der Charakteristika turbulenter Strömungen ist bei hohen Geschwindigkeiten, z. B. über einer Aortenstenose, ein möglichst kleiner Winkel des kontinuierlichen Dopplerstrahls zur Hauptstromrichtung weniger kritisch als bei laminarer Strömung, da hohe Geschwindigkeiten in allen räumlichen Richtungen auftreten und demgemäß registriert werden können. Man beachte, dass Kontinuitätsprinzip und

Bernoulli-Gleichung unabhängig von Laminarität und Turbulenz gelten.

### ■ Andere Ansätze zur Quantifizierung von Fluss und Strömungsverengungen

**Vena contracta.** Wegen der oben beschriebenen Schwierigkeiten bei der Quantifizierung von Strömungen anhand der Jetgröße im Farbdoppler wurden verschiedene andere Ansätze zur Quantifizierung verfolgt. Einer davon benutzt den Durchmesser oder Querschnitt des Jets an seiner engsten Stelle, d. h. unmittelbar hinter der Strömungsquerschnittverengung (10, 14, 33). Dort konvergiert die Strömung auf ihren kleinsten Querschnitt, die sog. Vena contracta. Diese stellt die effektive Querschnittfläche einer Stenose oder einer Regurgitationsöffnung dar (s. o.) und ist stets kleiner als die anatomische Öffnung (Abb. 1.19). Ihre Größe ist durch die Geometrie des Strömungsquerschnitts gegeben und unter physiologischen Bedingungen kaum von