

Abb. 1.75 Relative Erhöhung der Strömungsgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Stenosegrad. Theoretische Werte, errechnet nach dem Kontinuitätsgesetz. Duplexsonografische In-vitro-Messung an Modellstenosen unterschiedlichen Schweregrades [11]. Bei hochgradigen Stenosen liegt aufgrund der Umwandlung von Reibungsenergie in Wärme der gemessene unter dem erwarteten Wert.

Quantifizierung einer Stenose

Empfehlungen zur quantitativen Einschätzung arterieller Stenosen

Nur selten ist es erforderlich, eine periphere Gefäßstenose exakt zu quantifizieren. So genügen z. B. für die Indikationsstellung zu einer Angioplastie im Allgemeinen die Korrelation von Klinik, Doppler-Verschlussdruckquotient und der Nachweis einer lokalisierten, hämodynamisch relevanten Stenose. Ist die Stenose fraglich relevant (z. B. durch ungünstigen Winkel im Beckenbereich) kann durch Belastungstests (10–20 Kniebeugen), Darstellung der Flussspektren über den Stenoseverlauf und Vergleich der peripheren Doppler-Druckwerte vor und nach Belastung die qualitative Aussage über die Hämodynamik verbessert werden (Kap. 2.4).

Merke

Grundsätzlich gilt, dass mit der farbkodierten Duplexsonografie der Stenosebereich direkt dargestellt werden muss, um eine Stenose quantifizieren zu können. Als Nebenkriterien sind die indirekten Stenosezeichen in die Beurteilung mit einzubeziehen und zusammen in einer kritischen Beurteilung mit der Symptomatik in Einklang zu bringen.



Tab. 1.2 Sensitivität und Spezifität des Quotienten aus intra- und prästenotischer Maximalgeschwindigkeit (Peak Velocity Ratio, PVR) peripherer Arterien (nach Ranke et al. [23]).

Stenosegrad (% Durchmesserreduktion)	PVR	Sensitivität (%)	Spezifität (%)
≥ 20	≥ 1,33	96	75
≥ 30	≥ 1,6	90	91
≥ 40	≥ 2,1	84	92
≥ 50	≥ 2,4	87	94
≥ 60	≥ 2,9	84	91
≥ 70	≥ 3,4	91	98
≥ 80	≥ 4,0	90	98
≥ 90	≥ 7,0	88	97

Zur Quantifizierung von Stenosen sollte die Strömungsgeschwindigkeit in Gefäßen ohne größere stenosenaher Aufzweigung direkt prästenotisch, intrastenotisch und poststenotisch gemessen werden (► Tab. 1.2). Bei im Aufzweigungsbereich liegenden Stenosen (z. B. Abgang der A. carotis interna) gilt das Kontinuitätsgesetz zwar weiterhin, bei Abzweigung von Seitenästen (z. B. A. carotis externa) kommt es jedoch zu einer vom Ausmaß her nicht vorhersehbaren Aufteilung der Volumenflüsse auf die beiden Gefäße.

Wesentlichen Einfluss nimmt der periphere Widerstand im Versorgungsgebiet des jeweiligen Gefäßes. Die Bestimmung des Stenosegrades aufgrund von Geschwindigkeitsmessungen ist in diesen Fällen nur dann möglich, wenn sich neben dem intrastenotischen Wert deutlich distal der Stenose – entfernt von Stenosejet oder Turbulenzen – auch die Geschwindigkeit im normal weiten Lumen registrieren lässt. Alternativ erlauben es empirisch ermittelte Quotienten der systolischen Maximalgeschwindigkeiten prästenotisch/intrastenotisch im Falle von Abgangsstenosen der A. carotis interna den Stenosegrad abzuschätzen [3].

Intra- und poststenotische Flussveränderung

Intrastenotisch kommt es durch die Erhöhung der Strömungsgeschwindigkeit zu einem bei höhergradigen Stenosen z. T. drastischen Anstieg der Reynolds-Zahl. Poststenotisch bleibt die maximale Geschwindigkeit über eine bestimmte Distanz erhöht (poststenotischer Jet), wobei „Auslasseffekte“ eine wesentliche Rolle spielen (► Abb. 1.76, ► Video 1.2). Distal einer Stenose kann es in gefäßwandnahen Regionen zu rückwärts gerichteten Strömungen kommen (Rezirkulationszonen). Diese konstanten wandständigen Wirbel pflanzen sich in Abhängigkeit von der Flussgeschwindigkeit und dem Stenosegrad nach distal fort [5], [30].

Die Reynolds-Zahl kann poststenotisch wegen der z. T. abrupten Erweiterung des Gefäßlumens bei zunächst

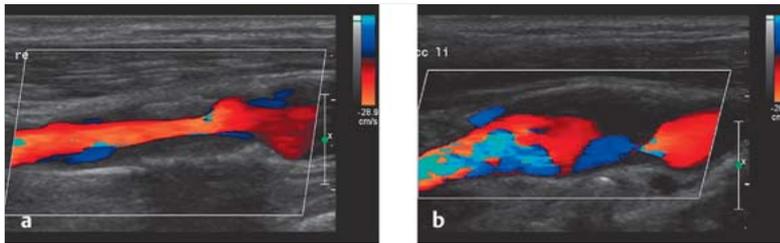
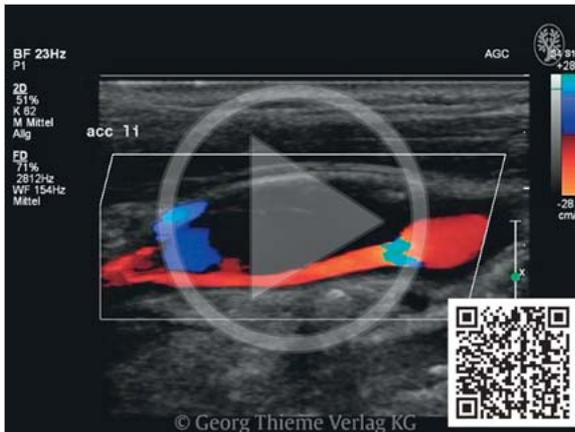


Abb. 1.76 Strömungsverhalten einer konzentrischen und exzentrischen Karotisstenose.
a Konzentrische Stenose mit langem poststenotischem Jet mit retrograder Strömung in den wandnahen Abschnitten durch den sog. Auslasseffekt (blau kodiert).
b Exzentrische Stenose mit nicht vorhersehbarer Strömungsstörung.



Video 1.2 Stenosejet in hochgradiger, echoarmer Stenose der A. carotis interna.

Erläuterung

Für einen Körper der Masse m ist bekanntermaßen die kinetische Energie $E = \frac{1}{2}mv^2$. Die Energiedichte e ist definiert als Energie E pro Volumen V , damit $e = E/V$. Eingesetzt folgt $e = \frac{E}{V} = \frac{\frac{1}{2}mv^2}{V} = \frac{1}{2}\rho v^2$, da die Dichte $\rho = \frac{m}{V}$ ist. Die Schreibweise ist dabei zu beachten: V (Volumen) und v (Geschwindigkeit). Die Energie ist gleich Kraft \times Weg: $E = F \times s$. Der Druck p ist definiert als Kraft pro Fläche, also $p = \frac{F}{A}$. Bei der Formel $E = F \times s$ ist s parallel zur Kraft F gemeint und die Fläche A senkrecht zur Kraft. Das Volumenelement V ist Grundfläche \times „Höhe“, demnach $V = A \times s$. Ineinander eingesetzt folgt $p = \frac{F}{A} = \frac{E}{sA} = \frac{E}{V}$. Der Druck ist damit der Energiedichte „verwandt“.

fortbestehender, erhöhter Flussgeschwindigkeit weit über den intrastenotischen Wert ansteigen, sodass u.U. ausgeprägte Turbulenzen entstehen. Diese können sich über eine Strecke nach distal fortsetzen, die ein Mehrfaches des regulären Gefäßdurchmessers ausmacht (► Abb. 1.77), [11]).

Normalerweise entspricht die kinetische Energie der Strömung (Stromvolumen und Geschwindigkeit) vor einer Stenose der hinter einer Stenose, wobei sich in der Stenose die Einzelkomponenten nach der Formel

$$E_{ges} = E_{statisch} + E_{kinetisch}$$

lediglich gegenläufig verändern (s.a. Satz von Bernoulli mit

$$p_0 = p + \frac{1}{2}\rho v^2$$

mit $E_{ges} = p_0$, $E_{statisch} = p$ und $E_{kinetisch} = \frac{1}{2}\rho v^2$)

$E_{kinetisch}$ ist dabei die Energiedichte (Energie pro Volumeneinheit) aufgrund der Strömungsgeschwindigkeit der Flüssigkeit und somit kinetischen Ursprungs. Die Größe p_0 entspricht dem statischen Druck bei der Strömungsgeschwindigkeit Null ($v=0$ m/s in obige Formel eingesetzt). Die Größe p gibt den dynamischen Druck wieder.

Bei Überschreiten der kritischen Reynolds-Zahl von 2000 führt die Zunahme der Turbulenzen zu erhöhten Reibungsverlusten und erklärt die sich in Abhängigkeit von der Belastung oder dem Stenosegrad einstellende Druckminderung. In der Stenose selbst sinkt nach dem Bernoulli-Gesetz mit zunehmender Strömungsgeschwindigkeit der tangentielle intravasale Druck und begünstigt durch den relativen Unterdruck die Entstehung von Traktionskräften. Diese wiederum sind verantwortlich für die Entwicklung intramuraler Hämatomate, wie sie in komplexen, hochgradigen Stenosen häufig zu finden sind.

Hämodynamische Relevanz

Aus klinischer Sicht ist eine Stenose erst dann hämodynamisch relevant, wenn sie über ein reduziertes Flussvolumen zu einer peripheren Minderperfusion unter Ruhe- oder Belastungsbedingungen und bezogen auf die peripheren Arterien zu einer entsprechenden Symptomatik führt.

Eine hämodynamisch relevante Stenose, die nach intraarteriellen Druckmessungen einer angiografischen Diameterreduktion von 50% entspricht, sollte nicht einer klinisch bedeutsamen Stenose gleichgesetzt werden [25]. Neben der meist fehlenden Klinik entziehen sich Stenosen von 50% und weniger gewöhnlich den indirekten prä- und poststenotischen Doppler-Frequenzparametern. Klinisch relevante Stenosen >70% führen hingegen in peripheren Arterien poststenotisch zu einer Reduktion der diastolischen Rückflusskomponente mit Übergang in ein

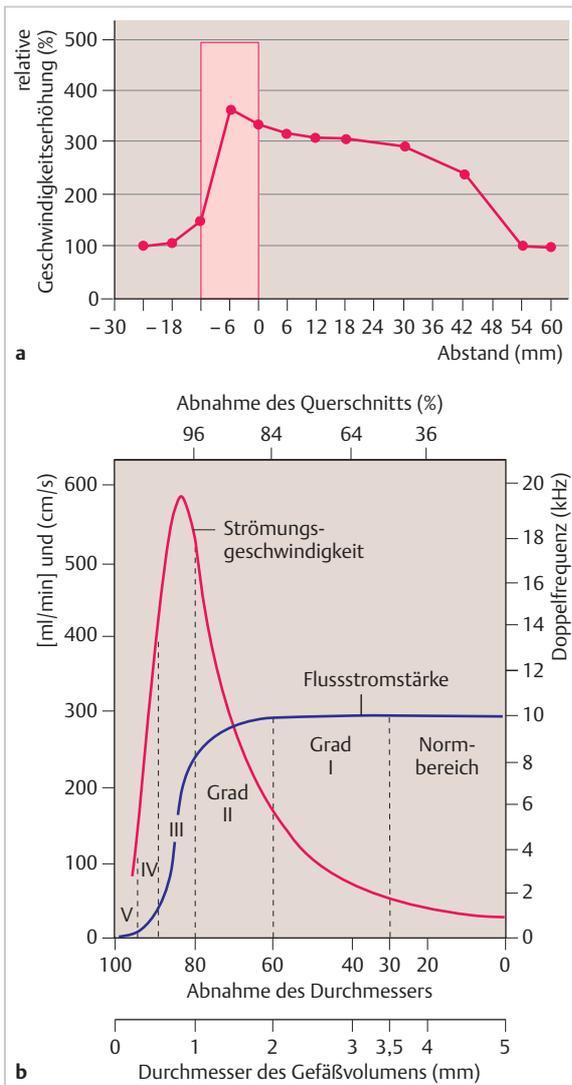


Abb. 1.77 Strömungsgeschwindigkeiten: Messungen und theoretische Beziehungen.

- a** Messungen der Strömungsgeschwindigkeiten im Verlauf einer Stenose mit 75%iger konzentrischer Flächenverkleinerung (d. h. 50%iger Durchmesserreduktion) in einem Gefäßphantom. Gefäßweite vor und nach der Stenose 6 mm. Stenosenlänge = 12 mm. Der Stenose-Messbereich ist durch den offenen Kasten (-12 bis 0 mm) markiert. Messung im Gefäßzentrum, Berechnung der Flussgeschwindigkeiten mittels Doppler-Spektrum (systolische Maximalgeschwindigkeit). Typischer Verlauf der Geschwindigkeitsänderung in der Stenose (bezogen auf den prästenotischen Wert). Die relative Geschwindigkeitserhöhung erreicht aufgrund von Reibungsverlusten nicht exakt den theoretisch zu erwartenden Wert von 400%. Der poststenotische Jet reicht mehrere Zentimeter nach distal über den stenotierten Abschnitt hinaus.
- b** Theoretische Beziehung zwischen Strömungsgeschwindigkeit und Stromstärke bei verschiedenen Stenosegraden (nach [24]).

bi- bzw. monophasisches Flussspektrum, Reduktion der systolischen Anstiegssteilheit, der systolischen Maximalgeschwindigkeit und damit des Pulsatilitätsindex (PI).

Die Reduktion des PI ist umso ausgeprägter, je mehr Stenosen hintereinander geschaltet sind, da sich die Widerstände nach den Kirchhoff-Gesetzen addieren. Je höhergradig und je länger eine Stenose ist, desto größer ist der Druckabfall über den stenotierten Gefäßbereich. Oberhalb eines kritischen Stenosegrads ist das Flussvolumen im gesamten Gefäß reduziert; dieser kritische Wert hängt entscheidend von den Anforderungen der nachgeschalteten Gefäßperipherie ab, also vom peripheren Gefäßwiderstand. Bei Dilatation der Peripherie, z. B. bei Muskelarbeit, kann der Perfusionsdruck aufgrund einer vorliegenden Stenose so stark abfallen, dass eine relative oder absolute Ischämie eintritt.

Merke

Im Allgemeinen wird eine 50%ige Durchmesserreduktion (d. h. 75%ige Flächenreduktion) einer Extremitätenarterie als kritischer Wert angenommen. Dieser empirische Grenzwert stellt jedoch lediglich eine orientierende Schwelle dar, die im Einzelfall von der vor- und nachgeschalteten Gefäßstrecke, der Herz-Kreislaufleistung und dem Kollateralisierungsgrad abhängt.

1.3.7 Farbduplexsonografie zur Diagnostik von Stenosen

Farbkodierte Duplexgeräte verfügen heute typischerweise über die folgenden Betriebsarten:

- B-Mode
- B-Mode, gepulste Doppler-Sonografie und Fast-Fourier-Frequenzanalyse (FFT) (Duplex)
- B-Mode mit farbkodierter Strömungsdarstellung (CFI – Color-Flow-Imaging mittels Autokorrelation)
- Bild mit farbkodierter Strömungsdarstellung und Doppler-FFT (Triplex)

Mittels der Doppler-Sonografie kann eine stenosebedingte relative Geschwindigkeitserhöhung über die Doppler-Frequenzverschiebung gemessen und dokumentiert werden. Vorzugsweise erfolgt die Auswertung des Doppler-Signals mit der Frequenzanalyse (Fast-Fourier-Transformation) in einem Zeit-Frequenz-Diagramm, das eine Quantifizierung einzelner Signalanteile zu unterschiedlichen Zeitpunkten des Herzzeitzyklus erlaubt (Systole – Diastole). Die Auswertung bzw. Registrierung der Absolutwerte des Zeit-Frequenz-Diagramms (Linie der Maximalfrequenzen, s. a. Definition DEGUM) anhand der maximalen intrastenotischen Doppler-Frequenzen als Ausdruck der lokalen Strömungsbeschleunigung vermittelt einen guten Anhalt für den jeweiligen lokalen Stenose-

grad, solange die Reibungskräfte in der Stenose nicht zu hoch sind.

Überschreitet der Stenosegrad einen kritischen Wert (höher als ca. 80%), so resultiert statt einer Strömungsbeschleunigung eine Strömungsverlangsamung, verursacht durch die inneren Reibungskräfte des Blutes, wie im Abschnitt zur Schergeschwindigkeit (S.60) beschrieben. Zu berücksichtigen sind auch die Blutströmungsgeschwindigkeiten des jeweiligen Individuums und die hämodynamische Gesamtsituation, z.B. das Vorliegen vor- oder/und nachgeschalteter Stenosen sowie Viskosität und Blutdichte. Einen besonders großen Einfluss auf die Wellenformen haben auch pathologische Veränderungen der Herzklappen (Aortenklappenstenose oder -insuffizienz). Ein einzelner, rein lokal erhobener Doppler-Sonografie-Messwert reicht für eine valide Diagnostik somit nicht aus und ist in den Kontext einer systematischen Untersuchung und Bewertung der relevanten Messstellen zu setzen.

Kriterien für Gefäßbefunde

Ein Vorteil der farbkodierten Duplexsonografie gegenüber der konventionellen Duplexsonografie ist das leichtere Auffinden von Gefäßen und ihrer pathologischen Veränderungen durch die farbliche Markierung des Blutflusses innerhalb des B-Mode-Bildes. Stenosierende Plaques können anhand der Einengung des durchströmten Gefäßlumens und an den oben beschriebenen stenostypischen Flussveränderungen erkannt werden. Eine qualitative Einschätzung der Stenosen erhält man

- aus dem farbkodierten Bild über die relative intrastenotische Geschwindigkeitserhöhung im Vergleich zu den prä- und poststenotischen Gefäßabschnitten,
- durch die in Anlehnung an die Angiografie erfolgte Bestimmung des lokalen Stenosegrads durch Diameterberechnungen und
- durch eine intrastenotische Strömungsbeschleunigung bei Überschreiten der Nyquist-Grenze (S. 72) und dem dann auftretenden Aliasing.

Die farbkodierte Duplexsonografie ist unverzichtbar für das Erkennen eines Gefäßverschlusses und die Bestimmung der Verschlusslänge. Bewährt haben sich dabei direkte wie indirekte Kriterien (► Tab. 1.3).

Fehlerquellen ergeben sich bei ausgeprägten Gefäßwandverkalkungen oder falscher Geräteeinstellung (z. B. zu hohe PRF bei langsamen postokklusiven Flüssen). B-Mode-Kriterien können verschließende echogene Binnenmuster oder schmale, unregelmäßig kontrastierende, die tiefe Vene begleitende Gewebebänder sein. Letztere deuten auf ein viele Jahre zurückliegendes Verschlussereignis hin [26] (Kap. 2.4).

Geräteeinstellungen

Die Untersuchung mittels des Doppler-Spektrums, aber auch des farbkodierten Bildes erfolgt mit gepulsten Ultraschallpaketen, im Gegensatz zur reinen Doppler-Sonografie mit kontinuierlicher Schallaussendung (CW-Doppler). Durch die Pulse erfolgt ein sich ständig wiederholender Abtastvorgang und eine Stichprobennahme mit der Puls-wiederholfrequenz (**Pulse Repetition Frequency, PRF**). Um aus den Stichproben das Originalsignal wiederherstellen zu können, muss die PRF mindestens doppelt so hoch sein wie die höchste Frequenz des Originals (**Nyquist-Kriterium**).

Zu beachten ist, dass aufgrund der inneren Abläufe bei FKDS-Geräten PRF und Wandfilter (Abtrennen niedriger Frequenzen) verbunden sind. Für die Detektion langsamer Strömungen (Venen, poststenotischer Fluss) ist es erforderlich, die PRF und damit verbunden die Grenzfrequenz des Wandfilters möglichst weit abzusenken. Die Untersuchung einer normalen arteriellen Strömung ist mit einer solchen Einstellung nicht sinnvoll.

Für die Messung der Strömungsgeschwindigkeiten in Stenosen muss darüber hinaus die PRF so hoch eingestellt werden, dass im Doppler-Spektrum kein Aliasing auftritt. Auch die Position der Nulllinie des Doppler-Spektrums ist so zu wählen. Für die Darstellung mittels „Farbe“ ist dies dagegen weit weniger entscheidend. Im Gegenteil kann hier der durch „Alias“ bedingte Farbwechsel sogar als nützlicher Hinweis für eine deutliche Strömungsbeschleunigung verwendet werden (Kap. 1.2, Kap. 2.3 und Kap. 2.4).

Tab. 1.3 Kriterien der farbkodierten Duplexsonografie für den Gefäßverschluss.

Direkte Kriterien	Indirekte Kriterien
<ul style="list-style-type: none"> • in mehreren Ebenen kein Farbsignal innerhalb des dargestellten Gefäßlumens bei niedriger Einstellung des Wandfilters (niedrige PRF, Kap. Geräteeinstellungen), optimiertem Beschallungswinkel und möglichst hoher Verstärkung der „Farbe“ bis kurz vor Einsetzen des Farbrauschens • kein Doppler-Signal aus dem untersuchten Gefäßsegment ableitbar 	<ul style="list-style-type: none"> • Kollateralgefäße, die proximal des Verschlusses entspringen • Wiederauffüllung des Gefäßes postokklusiv über Kollateralen • niedrige postokklusive Flussgeschwindigkeit und RI mit meist monophasischem Verlauf
PRF: Pulse Repetition Frequency (Puls-wiederholfrequenz); RI: Resistance Index (Widerstandsindex)	

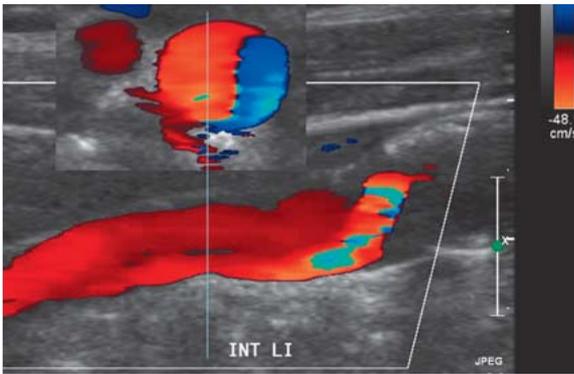


Abb. 1.78 Im Gefäß quer verlaufender Stenosejet einer exzentrischen Karotisstenose. Im Querschnitt resultieren 2 gegenläufige Strömungsrichtungen poststenotisch (senkrechte Linie zeigt Schnittebene an).

Ist die Darstellung des Doppler-Spektrums irregulär bzw. überstrahlt, so muss zunächst die Verstärkung für den Doppler-Kanal (**Doppler-Gain**) des Gerätes reduziert werden. In Grenzfällen kann zusätzlich die Reduzierung der Sendeleitung notwendig sein. Meist sind die Geräte aber mittels der Schemata für die verschiedenen Untersuchungsgänge korrekt vorkonfiguriert. Zu beachten ist lediglich, dass nicht Beinvenen mit z. B. der Konfiguration „Karotiden“ untersucht werden. Die „Doppler-Gain“ ist so zu wählen, dass das verstärkungsbedingte Rauschen minimiert und dennoch das Spektrum gut abgegrenzt angezeigt wird. Am besten kann man dies durch Ableitung eines Spektrums in einem gesunden Gefäßabschnitt erreichen. Ziel muss es sein, ein klares Spektrum mit freiem, spektralem Fenster zu erhalten.

Aus den Ausführungen über die Geschwindigkeitsprofile ergibt sich die Notwendigkeit, das Messvolumen für das Doppler-Spektrum des gepulsten Dopplers entsprechend lang zu machen oder es möglichst in das Gefäßzentrum zu legen, es sei denn, im Rahmen exzentrischer Stenosen kommt es zur Ausbildung eines exzentrischen Jets, der dann auch in der farbkodierten Duplexsonografie erkennbar ist (► Abb. 1.78).

Hüllkurven des Doppler-Spektrums

Zur vereinfachten Beschreibung der Strompulscurven und zur Messung von Strömungsgeschwindigkeiten werden häufig sog. Hüllkurven verwendet, die entweder vom Gerät selbst ermittelt oder manuell in das Spektrum eingezeichnet werden können. Man versteht darunter diejenigen Kurven, die sich ergeben, wenn man im Spektrum definierte Frequenzverschiebungen miteinander zu einer Zeit-Frequenz-Verschiebungskurve verbindet. Im Einzelnen gelten folgende Definitionen (s. Definition DEGUM AK Gefäßdiagnostik):

- **maximale Frequenzverschiebung (F_{\max}):** größte Frequenzverschiebung zu jedem Zeitpunkt des Doppler-

Spektrums; wegen der Anwesenheit eines gewissen Rauschens wird i. d. R. diejenige Frequenz angenommen, unterhalb derer ein fixer Prozentsatz (z. B. 95 %) aller gemessenen Frequenzverschiebungen liegt

- **mittlere Frequenzverschiebung (F_{mean}):** arithmetisch die mittlere aller am Spektrum pro Zeiteinheit beteiligten Frequenzverschiebungen
- **modale Frequenzverschiebung (F_{mod}):** diejenige Frequenzverschiebung mit der jeweils größten Intensität im Spektrum
- **minimale Frequenzverschiebung (F_{min}):** niedrigste Frequenzverschiebung zu jedem Zeitpunkt des Doppler-Spektrums

„Spektrales Fenster“ bei der Doppler-Frequenzanalyse

M!

Merke

Das so genannten „Fenster“ des Doppler-Spektrums (Systolic Window) ist ein „leerer“ Frequenzbereich, weil es in dem jeweiligen Intervall keine Strömungsanteile mit entsprechenden Geschwindigkeiten gibt. Ursächlich ist ein tischförmiges Strömungsprofil in Verbindung mit einem im Zentrum der Hauptströmung platzierten kleinen Messvolumen.

Die grafische Darstellung eines Doppler-Spektrums zeigt bei ungestörter Strömung und im Zentrum der Hauptströmung platziertem kleinem Messvolumen ein „systolisches Fenster“. Verursacht wird die Fensterbildung durch Fehlen niederfrequenterer Anteile im Doppler-Signal, weil sich mit den entsprechenden langsamen Geschwindigkeiten zum jeweiligen Messzeitpunkt keine Stromfäden im Messvolumen bewegen. Dies ist typisch im systolischen Aufstrich und dem dann herrschenden tischförmigen Strömungsprofil der Fall. Bei einer Länge des Messvolumens etwa gleich dem Gefäßdurchmesser würden allerdings die langsamen randnahen Strömungsanteile mit erfasst, das „Fenster“ wäre nicht mehr frei.

Die Ausprägung der Fensterfläche kann bei kleinem Messvolumen als ein Maß für die Gleichförmigkeit (Laminarität) des Flusses ohne Wirbelbildung und Sekundärströmungen angesehen werden. Je größer die Bandbreite der gemessenen Frequenzverschiebung ist, desto kleiner wird das spektrale Fenster.

M!

Merke

Ein zunehmend gestörter Fluss äußert sich charakteristischerweise als Verbreiterung des Frequenzbandes, da im Messvolumen vermehrt unterschiedliche Geschwindigkeitsvektoren auftreten.