

Mehr sehen! Flussdarstellung mit Spektral- und Farbdoppler

Systemoptimierung Teil 2: Doppler und Farbdoppler

Michele Rose, Applikationsspezialistin
Australien

Zur Typisierung und Quantifizierung pathologischer Veränderungen ist die Dopplersonografie eine wichtige Funktion. Hierzu stehen unterschiedliche Dopplermodalitäten zur Verfügung. Welches Verfahren wann eingesetzt wird und was zu tun ist, wenn das Gewünschte nicht zu sehen ist, das möchten wir Ihnen in unserem zweiten Teil der Systemoptimierung erläutern.

Als Erstes müssen wir ein Verständnis für die Hämodynamik gewinnen (Thema eines eigenen Artikels und daher für unsere Zwecke als bekannt vorausgesetzt) und uns an die Dopplergleichung erinnern.

Sie lautet:

$$fd = f_t 2 v \cos \alpha / c \quad \text{oder}$$

$$v = f_d c / 2f_t \cos \alpha$$

wobei v = Geschwindigkeit der Schallquelle, f_d = Dopplerfrequenzverschiebung,

c = Schallgeschwindigkeit im Weichteilgewebe, f_t = Sendefrequenz, α = Winkel zwischen der Richtung des Ultraschallstrahls und der Richtung des Blutstroms; der Faktor 2 berücksichtigt die doppelte Dopplerverschiebung, die zwischen dem Schallwandler und der sich bewegenden Schallquelle auftritt,

$$\text{und} \quad f_d = f_r - f_t$$

wobei f_r = Empfangsfrequenz.

Derzeit wird mit folgenden Dopplerverfahren gearbeitet:

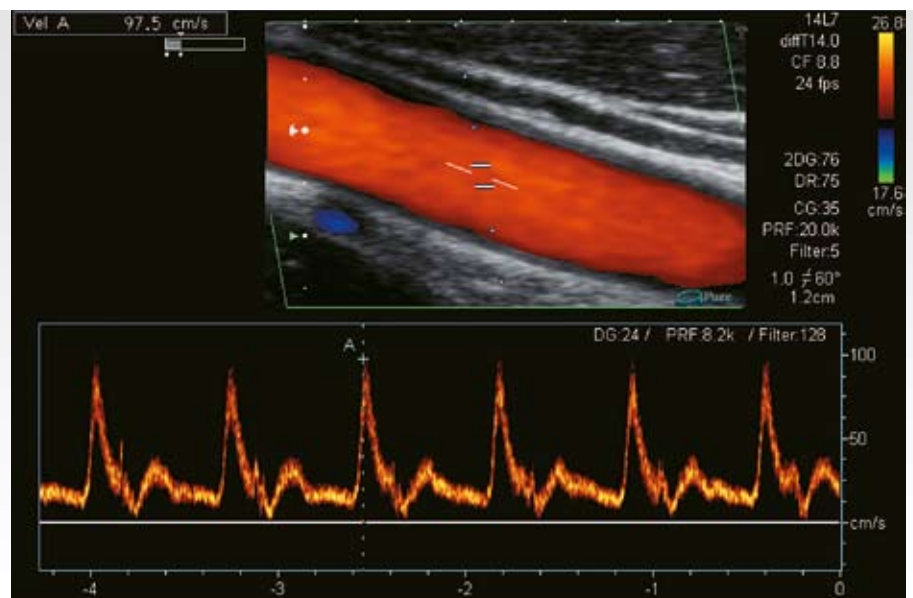
Pulse-Wave-Mode

Beim Pulse-Wave (PW) oder Spektraldoppler-Verfahren werden die (anhand der obigen Gleichung berechneten) positiven und negativen Geschwindigkeiten dort gemessen, wo im Gewebe des Patienten ein Messtor platziert wurde. Bei der Empfindlichkeit wird die PW-Dopplersonografie

nur noch vom CW-Doppler-Verfahren übertroffen, doch hat der PW-Mode den Vorteil, die Dopplerverschiebung nur an einer ausgewählten Stelle zu bestimmen. Das relativ kleine Messvolumen wird vor der Geschwindigkeitsberechnung viele Male abgetastet, so dass das Signal-Rausch-Verhältnis sowie die Empfindlichkeit auch bei geringen Strömungsgeschwindigkeiten gut sind. Zur Abklärung großer Flächen ist dies nicht der schnellste Weg, doch liefert er Daten zur Geschwindigkeit. In Verbindung mit der Hämodynamik wissen wir dann, welche Gewebebedingungen das Blut bereits durchströmt hat und auf welche es gleich treffen wird.

Farbdoppler-Sonographie

Beim Farbdopplerverfahren (CDI) handelt es sich um die über die Beobachtungszeit errechnete farbkodierte Darstellung der



mittleren Dopplerverschiebung. Zur Berechnung dieser mittleren Dopplerverschiebung wird häufig auf die Autokorrelation als statistisches Mittelungsverfahren zurückgegriffen. Ganz generell gesehen ist dies die optische Darstellung von $f_r - f_t$ (Empfangsfrequenz minus Sendefrequenz). Hierbei kann es sich um einen positiven oder negativen Wert handeln, womit die Farbkodierung einen direktionalen Charakter hat, wie beim PW-Mode ist dies relativ, d.h. auf den Transducer bezogen. Da an einem Bildrand die Referenzskala in cm/s erscheint, wird allgemein angenommen, dass hier die Geschwindigkeit dargestellt wird, was aber so nicht stimmt. Durch eine deutlich reduzierte Anzahl der Abtastvorgänge für jeden Schallstrahl bietet die Farbdoppler-Sonographie die Möglichkeit eine wesentlich größere Fläche zu untersuchen, dies allerdings auf Kosten der Sensitivität bei geringen Strömungsgeschwindigkeiten und der fehlenden Zeit für die Geschwindigkeitsberechnungen. Doch kann dieses Verfahren in der Tat die Untersuchungsdauer verkürzen, da es die Bereiche mit größeren Frequenzverschiebungen aufdeckt, die sich als Relativgeschwindigkeit interpretieren lassen; dies dient dann als Anhalt für ein winkelkorrigiertes PW-Messtor mit sich daraus ergebender Geschwindigkeitsberechnung.

Power-Doppler-Mode

Auch als Angio-, Energie- und Amplituden-Doppler-Sonographie bekannt handelt es sich beim Power-Doppler-Mode (PD) um die farbige Darstellung der Amplitude der Frequenzverschiebung. Das PD-Verfahren ermittelt im Wesentlichen das Volumen der roten Blutkörperchen (je größer deren Anzahl, desto größer die Signalstärke). Durch die geringere Pulsrepetitionsfrequenz (PRF) und die höhere Bildmittelung ist dieses Verfahren bei geringen Flussgeschwindigkeiten empfindlicher und weist ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis auf. Da hier die Signalstärke und nicht die (vom Einfallswinkel abhängende) mittlere Frequenzverschiebung dargestellt wird, lässt sich parallel zur Transducerfläche strömendes Blut besser abbilden. Allerdings bedeutet dies auch, dass weder Richtung noch

Geschwindigkeit des Blutstroms errechnet werden können. Bedingt durch die Dämpfung leidet beim Power-Doppler-Mode möglicherweise die Eindringtiefe.

Direktionaler Power-Doppler-Mode

Der Direktionale Power-Doppler-Mode (DPD) macht genau das, was sein Name sagt. DPD verwertet die aus der Dopplerverschiebung stammenden Richtungsangaben und kombiniert sie mit der Amplitude des Power-Doppler-Mode. DPD ist sicherlich empfindlicher als CD, doch führt die höhere Bildmittelung bei der zeitlichen Auflösung zu einem Verlust (siehe Zeitglättung).

Breitband Farbdoppler (Advanced Dynamic Flow)

Die bei der Farbdoppler-Sonographie eingesetzten Pulse sind üblicherweise drei- bis viermal so lang wie die Pulse beim B-Bild, was zu einem Verlust an axialer Auflösung führt [1]. Advanced Dynamic Flow (ADF) ist ein mit kurzen Pulsen arbeitendes Dopplerverfahren, bei dem ein Frequenzbereich/-spektrum abgestrahlt wird. Aufgrund der kurzen Pulse kommt es nicht zu dem oben beschriebenen Verlust an Auflösungsvermögen und die direktionale Dopplerdarstellung ähnelt in ihrer zeitlichen und räumlichen Auflösung der des B-Bildes. ADF kann gleichzeitig sowohl geringe als auch hohe Fließgeschwindigkeiten darstellen. Zwar bedeutet ein breiteres Sendefrequenzspektrum auch einen verbreiterten Bereich der Dopplerverschiebungen, so dass sich die Relativgeschwindigkeit schwieriger bestimmen lässt. Da aber beim ADF wie auch beim konventionellen Farbdoppler die Flusserkennung und -darstellung im Vordergrund steht und quantitative Aussagen über den Spektraldoppler erfolgen, ist dies zu vernachlässigen. Erst durch Kombination von Farb- und Spektraldoppler ergibt sich ein umfassendes Bild. Die Erläuterung der nachstehenden gängigen Bedienungselemente mit ihren Auswirkungen auf das Dopplerbild soll dabei helfen, die Doppleruntersuchung optimal zu nutzen.

Parameter für Farbdoppler-Sonographie und Pulse-Wave-Mode

Standardeinstellungen

Wie beim B-Bild-Verfahren müssen die derzeit verwendeten Standardeinstellungen berücksichtigt werden. Beispielsweise ist die Standardeinstellung für Carotiden auf die mittleren Strömungsgeschwindigkeiten in der A. carotis communis abgestimmt. Parameter wie Richtung, Skala, Filter, Verstärkung und Winkel für Farbdoppler-Sonographie und PW-Mode gehen von der Annahme aus, dass die Untersuchung in dieser anatomischen Region begonnen wird. Diese Einstellungen müssen entsprechend den physiologischen und/oder pathologischen Änderungen in der Gefäßposition und den Strömungseigenschaften geändert werden. Zufällig erfasste Lymphknoten und Schilddrüsenknoten lassen sich durch die Wahl der Standardeinstellungen häufig schneller und präziser untersuchen, insbesondere bis das Vertrauen in die eigenen Dopplereigenschaften wächst.

Frequenz

Blutkörperchen sind kleiner als die Wellenlänge des Ultraschalls und wirken daher als Streuquelle (und nicht als Echoreflektor). Ihre eintreffenden Echos sind deutlich schwächer als die vom Weichteilgewebe zurückgeworfenen Signale. Damit Echos aus der gleichen Tiefe empfangen werden können, müssen die PW- und CD-Frequenzen daher niedriger als beim B-Bild-Verfahren sein. Doch „eine Verdopplung der Sendefrequenz liefert ein sechzehnmal stärkeres Echo“ [2]. Durch Erhöhung der Sendefrequenz verstärkt sich die Echointensität des Blutes (und damit auch die Empfindlichkeit); dies kann beispielsweise bei der Abklärung von Venen wie der V. saphena magna recht hilfreich sein, da dort eine geringere Eindringtiefe gewünscht wird. Die Sendefrequenz legt nicht nur die Eindringtiefe fest, sondern auch die maximal nachweisbare Dopplerfrequenz. Durch Absenken der Sendefrequenz (u.a. durch Wechsel des Schallkopfes) verringert sich die Dopplerverschiebung, was das Aliasing reduzieren oder möglicherweise ganz beseitigen kann, das bei Erreichen der maximalen Pulsrepetitionsfrequenz in diesen wirklich engen Stenosen auftritt.

Invertierung

Häufig wird die Funktion Invertieren eingesetzt, bei welcher der arterielle Blutstrom zum Schallkopf fließt und der venöse Flow weg vom Schallwandler. Es muss daran erinnert werden, dass die Richtung des Blutstroms stets relativ zum Transducer dargestellt wird. Bei allen Ultraschallgeräten erscheint auf dem Monitor der Hinweis, ob die Farbdoppler-Sonographie und/oder der PW-Mode invertiert wurde oder nicht.

Verstärkung (Gain)

Der Verstärkungsgrad der einlaufenden Signale wird durch den PW- bzw. Farbdoppler-Gain festgelegt. Bei zu geringer Verstärkung werden die Farbdoppler-/PW-Signale zu schwach geschrieben und können so übersehen werden (Abb. 1). Bei zu hoher Verstärkung stellt sich ein zu starkes Rauschen ein (Abb. 2). Bei der Farbdoppler-Sonographie wird der Gain so eingestellt, dass Rauschen auftritt; für eine optimale Gain-Einstellung wird die Verstärkung leicht zurückgedreht bis das Rauschen gerade wieder verschwindet (Abb. 3). Wenn die Verstärkung so eingestellt ist, dass sich die Kurve durch das Rauschen schlecht darstellen lässt, kann die Situation möglicherweise durch Änderung des Dynamikumfangs der Kurve oder Anlegen einer PW-Skala verbessert werden.

Pulsrepetitionsfrequenz (PRF)

PRF, Geschwindigkeitsbereich und Skala beziehen sich allesamt auf die Abtastrate. Damit es zu keinem Aliasing kommt, muss die PRF mindestens doppelt so groß wie die Dopplerverschiebung sein. Bei geringer Strömungsgeschwindigkeit muss die PRF niedriger sein, damit zwischen dem Abtasten ausreichend Zeit verbleibt. Bei einer zu hohen PRF kommt es zu einer schlechten Farbfüllung des Gefäßes, bei einer zu geringen Frequenz zum Aliasing (Abb. 4). Da die kleinste Filtereinstellung meist mit dem Geschwindigkeitsbereich verknüpft ist, muss die Skala für langsamen Blutstrom reduziert werden, damit die Empfindlichkeit maximiert wird (Abb. 5 u. 6).

Baseline

Zwar wird die Einstellung Baseline häufig beim PW-Doppler-Mode geändert (Abb. 7

u. 8), aber deutlich seltener bei der Farbdoppler-Sonographie. Baseline entspricht der Position ‚Keine Strömung‘ und teilt den Bildschirm in eine Vorwärts- und Rückwärtsströmung. Durch Änderung der Baseline lässt sich die Dopplerdarstellung optimieren und das Aliasing vermeiden, ohne dabei die Skala ändern zu müssen (Abb. 9). Somit können bei langsamerem Blutstrom eine geringere PRF beibehalten oder



Abb. 1. Durch unzureichende Verstärkung lässt sich diese PW-Spektralanalyse schwer verfolgen.

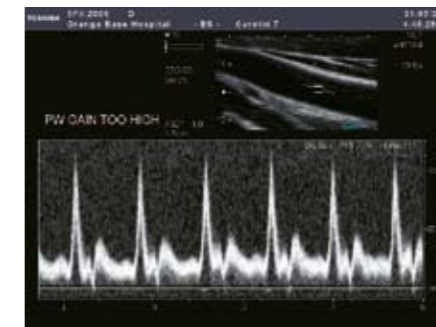


Abb. 2. Eine zu hohe Verstärkung liefert übermäßiges Rauschen.

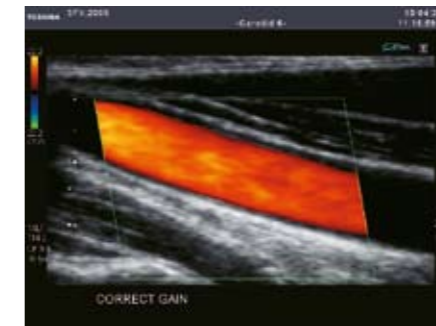


Abb. 3. Optimale Darstellung des Flusses in diesem Gefäß durch entsprechende Einstellung der Verstärkung.

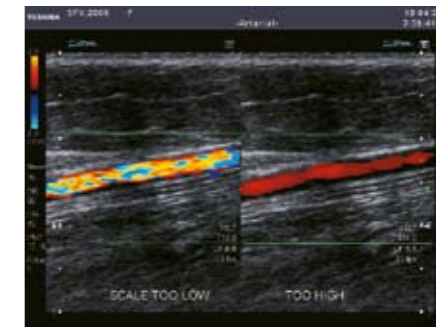


Abb. 4. Geteilter Bildschirm. In der linken Bildhälfte Aliasing (PRF zu niedrig). Das rechte Bild zeigt unzureichende Farbfüllung (PRF zu hoch).

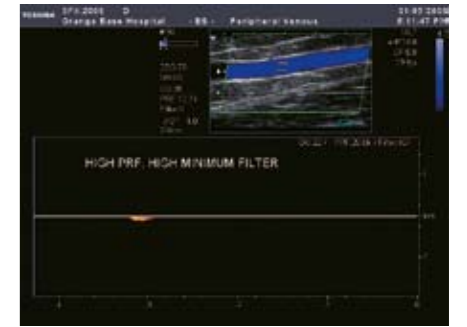


Abb. 5. Hohe PRF und hohe Filtereinstellungen führen zu einer suboptimalen Darstellung des venösen Blutstroms in diesem Gefäß.

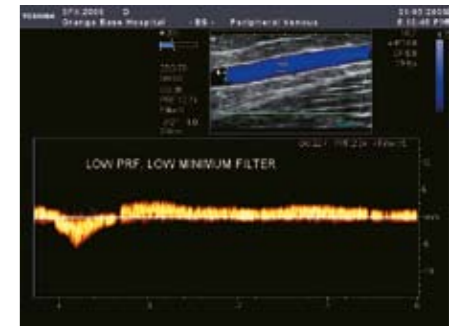


Abb. 6. Geringe PRF und niedrige Filtereinstellungen optimieren die Darstellung der niedrigen Strömungsgeschwindigkeit in demselben Gefäß wie in Abb. 5.

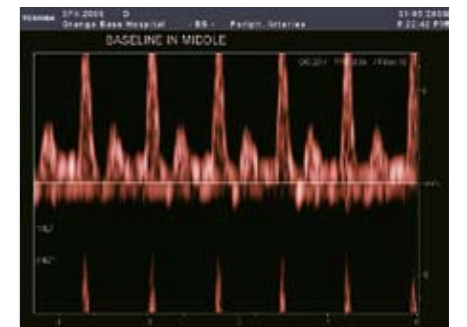


Abb. 7. Das Aliasing lässt sich durch Verschiebung der Baseline korrigieren.

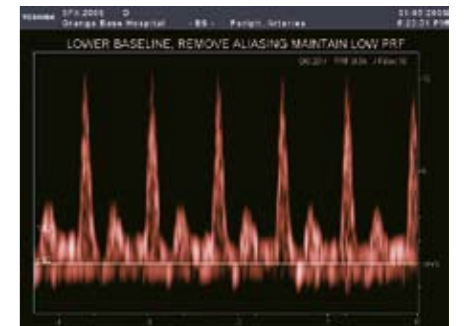


Abb. 8. Korrektur der in Abbildung 7 dargestellten Spektralanalyse durch Änderung der Baseline.

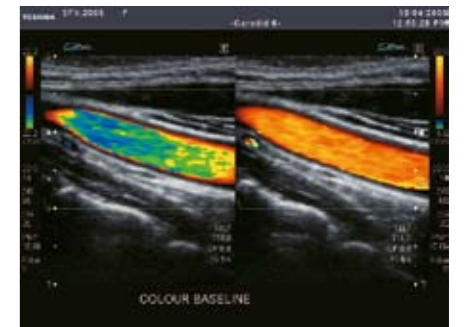


Abb. 9. Diese geteilte Bildschirmdarstellung zeigt die Bildänderungen nach Absenken der Baseline (von links nach rechts).

auch große Dopplerverschiebungen dargestellt werden ohne hierzu die PRF zu erhöhen bzw. zur Vermeidung von Aliasing die Sendefrequenz zu senken.

Einfallswinkel (Steering)

Das Steuern des Einfallswinkels bzw. Schallstrahls beeinflusst das Dopplerbild, da es die Dopplerverschiebung ändert. Je näher an Null der Winkel zwischen Schallstrahl und Blutstrom liegt, desto größer ist die Dopplerverschiebung. In Abb. 10 bleibt das Messtor in derselben Position, doch steigt die Dopplerverschiebung je näher der Einfallswinkel sich der Gefäßachse angleicht. Dies gilt für Farbdoppler-Sonographie und PW-Mode und stellt eine manchmal übersehene Möglichkeit dar, bessere Dopplersignale zu erhalten (Abb. 11 u. 12). Ohne Änderung des akustischen Fensters ist der Anwender aber möglicherweise in der Bandbreite der verfügbaren Winkel eingeschränkt. Beispielsweise muss bei der Untersuchung der Vertebralarterien das PW-Messtor zwischen die Querfortsätze gelegt werden, um die knöcherne Grenzfläche zu umgehen.

Filter

Filter legen einen vom Anwender definierten Grenzwert fest und erscheinen als schwarze oder „nicht gefüllte“ Region beidseits der CDI- (Abb. 13) bzw. PW-Baseline. Mit ihrer Hilfe lässt sich das von der Gefäßwandbewegung erzeugte niederfrequente Rauschen beseitigen, doch werden damit auch die niederfrequenten Dopplerverschiebungen in den Bereichen mit niedriger Strömungsgeschwindigkeit herausgefiltert (Abb. 14 u. 15). Die Voreinstellung für Arterien hat höhere Standardfilterpegel als für Venen, so dass der Filter zurückgefahren werden muss, wenn in einer A. carotis interna nach minimalem Flow gesucht wird. Es sei noch einmal darauf hingewiesen, dass CDI- und PW-Mode unabhängige Filtereinstellungen aufweisen und dass üblicherweise die Filtermindesteinstellungen und die Skala miteinander verknüpft sind.

Dynamikumfang

Die Korrektur des Dynamikbereiches für die Doppleruntersuchung ändert das Bild genau so wie beim B-Mode-Verfahren. Die

Grauwertabstufungen (Anzahl der verfügbaren Grauwerte) des Spektrums werden damit verändert. Ein niedriger dynamischer Bereich bedeutet wenig Graustufen = hoher Kontrast, ein hoher dyn. Bereich entsprechend eine weichere Darstellung aufgrund der besseren Abstufung unterschiedlicher Signale. Hiermit wird eine Kurve (Abb. 16 u. 17) oder ein CDI-Bild verstärkt, das Rauschen im Bild gesenkt oder die Befundung einer Kurve auf Film erleichtert.

Parameter für die Farbdoppler-Sonographie

Größe und Tiefe der Farbbox

Mit breiter werdendem Messfeld sinkt die Bildrate (Abb. 18 u. 19). Die Ursache liegt in den für jeden Schallstrahl benötigten multiplen Pulsen. Die meisten Ultraschallsysteme arbeiten mit mehreren Beamfor-

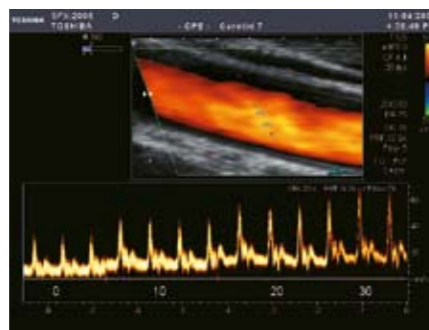


Abb. 10. Hier ist sichtbar, wie sich die Spektralanalyse mit zunehmendem Einfallswinkel ändert.

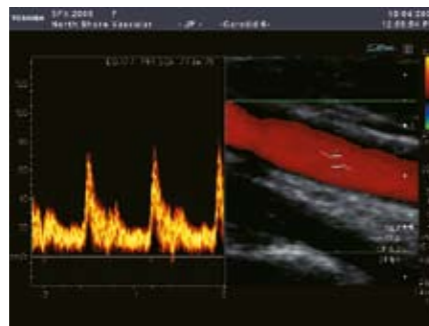


Abb. 11. Bei einem kleinen Einfallswinkel ist die Spektralanalyse relativ schlecht.

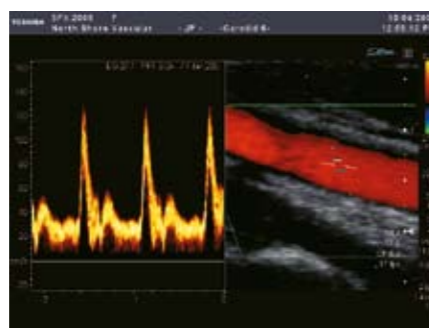


Abb. 12. Bei zunehmendem Einfallswinkel wird die Qualitätsverbesserung sowohl im Farbbild als auch in der Spektralanalyse sichtbar.

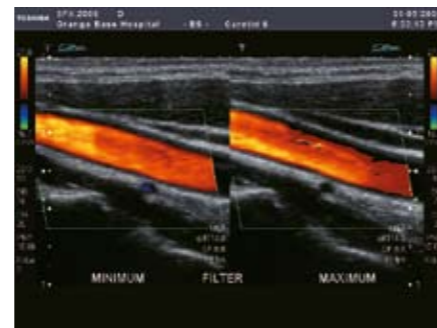


Abb. 13. Diese Farbbilder zeigen den Unterschied zwischen den verschiedenen Filtereinstellungen (rechts höher).

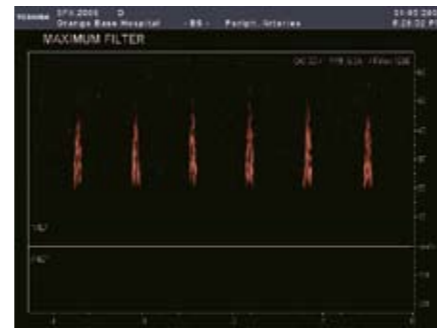


Abb. 14. Bei einem zu hoch eingestellten Filter verschwinden wichtige Daten zur Frequenzverschiebung aus der Spektralanalyse.

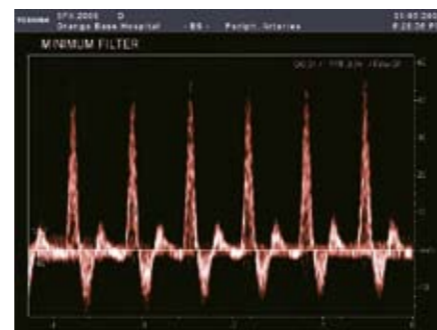


Abb. 15. Dasselbe Gefäß wie in Abbildung 14, nur mit niedrigerer (und hierdurch besserer) Filtereinstellung.



Abb. 16. Ein großer Dynamikumfang verschlechtert die Spektralanalyse.

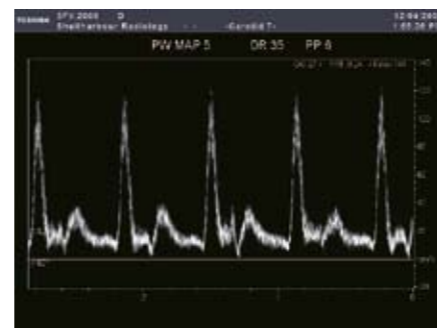


Abb. 17. Ein geringerer Dynamikumfang (dasselbe Gefäß wie in Abbildung 16) verbessert die Darstellung der Spektralanalyse.

mern, um so den Verlust an Bildrate zu verringern, doch wird die räumliche Auflösung durch eine größere Farbboxbreite weiterhin reduziert. Die Tiefe des Messfeldes wirkt sich weniger gravierend auf die Bildrate aus und der Verlust hängt nicht so sehr von der Gesamthöhe der Farbbox ab, sondern wie stark posterior die Rückfläche des Messfeldes liegt. Wird wie beispielsweise bei der Darstellung des fetalen Herzens eine gute räumliche Auflösung gewünscht, ist ein schmales Messfeld von entscheidender Bedeutung. Die erforderliche Tiefe lässt sich möglicherweise vom Anwender nicht kontrollieren, doch wie immer geht die Verringerung der Eindringtiefe mit Vorteilen für die Bildqualität einher.

Datenanzahl (Data No.)

Auch als Pulse Sample Count, Empfindlichkeit, Paketgröße oder Ensemble length bekannt. Stellt die Anzahl der Samplingdaten bzw. die Anzahl der Pulse ein, die zur Erfassung der CD-Information entlang jeder Abtastlinie geschickt werden. Durch Erhöhung der Datenanzahl verlangsamt sich die Bildrate, aber es erhöht sich die Genauigkeit der geschätzten Strömungsgeschwindigkeiten und insbesondere die Empfindlichkeit für langsame Strömungen, da sich die Beobachtungszeit verlängert (Abb. 20).

Zeitglättung (Time Smooth)

Die Zeitglättung beeinflusst die zeitliche Auflösung durch Änderung des Ausmaßes der Bildakkumulation (frame averaging). Hiermit lassen sich die Strömungseigenschaften glätten, so dass der Flow gleichmäßiger erscheint. Sind die Strömungseigenschaften des betrachteten Gefäßes bekannt, kann die Beibehaltung der zeitlichen Auflösung sehr hilfreich sein. Bei Betrachtung der A. carotis interna et externa in der Transversalebene lassen sich beide Gefäße rasch differenzieren, da die A. carotis externa während der Diastole nur eine geringe Füllung aufweist. Dies stimmt mit den Hüllkurven überein, die für die A. carotis interna (Abb. 22) einen niedrigeren Gefäßwiderstand (stärkerer diastolischer Blutstrom) als für die A. carotis externa (Abb. 23) zeigen.

Räumliche Glättung (Spatial Smooth)

Manchmal auch als Kantenkontrolle be-

zeichnet, ordnet die räumliche Glättung jedem Pixel einen Farbwert zu, der auf einem Vergleich dieses Pixels mit den angrenzenden Pixeln beruht. Damit erscheint der Blutstrom glatter und kontinuierlicher.

Schwellwert (Threshold)

Die Farbbalance oder Priorität legt den Grenzwert fest, ab dem Farbe dargestellt wird, sobald eine Dopplerverschiebung erfasst worden ist. Bei zu niedriger Einstellung ist die Farbfüllung schlecht und dies um so mehr, falls das Gefäß ursprünglich Echos niedriger Intensität aufweist. Bei zu hohen Werten wird insbesondere bei Gewebewegung auch das Weichteilgewebe farbig dargestellt (Abb. 24). Durch Absenken der Farbbalance bei der herznahen Untersuchung der Lebervenen wird der Blutstrom ohne Farbartefakte dargestellt. Die Toshiba Systeme bieten dies als Funktion für die Bildnachbearbeitung, so dass das Bild ohne erneute Untersuchung korrigiert werden kann. Wie bei der Farbbalance bietet der Cut-off die Möglichkeit, das durch Gewebewegung bedingte Rauschen heraus zu filtern, was auch im Rahmen der Nachbearbeitung erfolgen kann. Da sich für niedrige Strömungsgeschwindigkeiten der PW-Mode besser eignet, bietet der Cut-off z.B. im Rahmen von Untersuchungen der tiefen



Abb. 18. Dieses schmale Messfeld ermöglicht eine Bildrate von 7 Frames / Sekunde (fps).



Abb. 19. Die Verbreiterung der Farbbox senkt die Rate auf 4 fps.

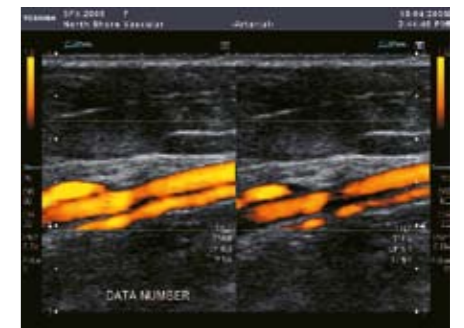


Abb. 20. Durch Vergrößerung der Datenanzahl steigt die Empfindlichkeit, aber die Bildrate sinkt (Vergleich linkes mit rechtem Bild).

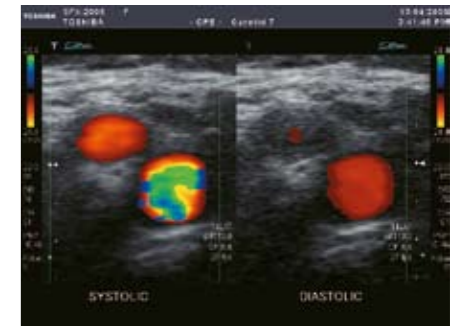


Abb. 21. Die unterschiedlichen Strömungsmuster in A. carotis interna bzw. externa sind deutlich erkennbar.

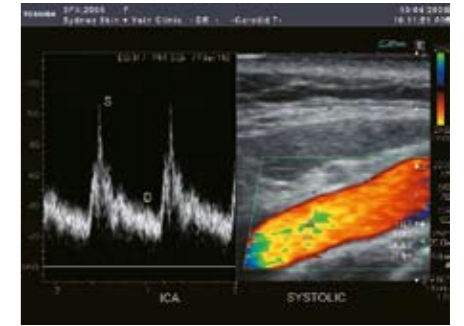


Abb. 22. Spektralanalyse der A. carotis interna mit ihrem geringen Gefäßwiderstand.



Abb. 23. Spektralanalyse der A. carotis externa mit ihrem hohen Gefäßwiderstand.

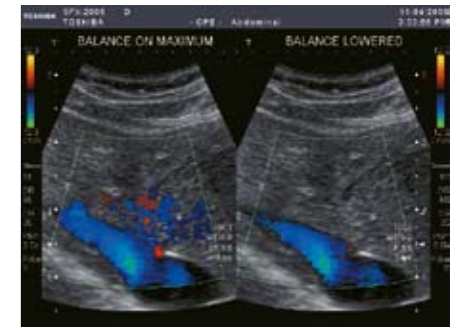


Abb. 24. Diese geteilte Bildschirmdarstellung zeigt bei einer zu hoch eingestellten Farbbalance Farbe in den Weichteilen (links) bzw. unzureichende Farbfüllung des Gefäßlumens bei einer zu niedrigen Einstellung (rechts).

Beinvenen, insbesondere am Unterschenkel deutliche Vorteile. Damit kann der Flow ohne das Rauschen dargestellt werden, das sich durch die Bewegung des Gewebes während der Gefäßverfolgung entwickelt (Abb. 25).

Farbskalen

Das Spektrum der detektierten Frequenzen kann durch unterschiedliche Farbtöne dargestellt werden (Abb. 26). Dies hat viel mit den persönlichen Vorlieben des Anwenders zu tun und oft bleibt man bei der Farbskala, die man während seiner Ausbildung kennen gelernt hat. Es kann jede Farbskala verwendet werden, solange dem Anwender bewusst ist, was sie auf dem Bildschirm eigentlich darstellt. Bei der PD-Sonographie spiegeln die unterschiedlichen Farbtöne die Signalstärke, d.h. die Anzahl der roten Blutkörperchen, wider.

Parameter für die Pulse-Wave-Dopplersonographie

Position und Größe des Messtores (Sample- oder Doppler-Volume)

Die Breite des PW-Messtores wird durch das Ultraschallgerät vorgegeben, während Tiefe/Größe und Position innerhalb des Gefäßes vom Anwender festgelegt werden. Die schnellste Strömung findet sich in Gefäßmitte (Abb. 27), und während wir wegen der Winkelkorrektur das Gefäß in Längsrichtung abtasten müssen, wirkt sich die Messtorposition innerhalb der Transversalebene ebenfalls auf das Dopplersignal aus. Falls sich das Messtor nicht in beiden Ebenen in Gefäßmitte befindet, ergeben sich bei der Berechnung der Strömungsgeschwindigkeit und der Amplitude des Spektrums zu niedrige Werte.

Ein großes Messtor erleichtert das Auffinden des Blutstroms in einem fast verschlossenen Gefäß bzw. ist dort hilfreich wo das Messtor bewegungsbedingt nicht mehr innerhalb des Gefäßes gehalten werden kann. Allerdings führt der größere Bereich der Dopplerverschiebung zu einer Spektrumsverbreiterung und zu einer weniger hellen Spektralanalyse (Abb. 28 u. 29). Das Vorliegen eines verbreiterten Spektrums macht üblicherweise auf Verwerfungen in der Strömung aufmerksam,

tritt allerdings auch dann auf, wenn das Messtor groß ist oder nicht in Strömungsmitte liegt.

Winkelkorrektur

Sofern nicht anders festgelegt, geht das Ultraschallgerät bei der Berechnung der Geschwindigkeit davon aus, dass der Schallstrahl sich in Richtung der Längsachse des Blutstroms bewegt. In allen anderen Fällen wird eine zu geringe Geschwindigkeit ermittelt. Die Winkelkorrektur ermöglicht die Ausrichtung mit dem Blutstrom ($\cos \alpha$) und liefert genauere Werte für die Geschwindigkeit. Doch je größer der Winkel, desto höher ist der prozentuale Fehler. Daher sollte der Schallwinkel zum Gefäß wenn möglich zwischen $0 - 60^\circ$ liegen. Ist dies auf Grund der anatomischen Verhältnisse nicht möglich, so sollte aus einer anderen Richtung geschallt werden.

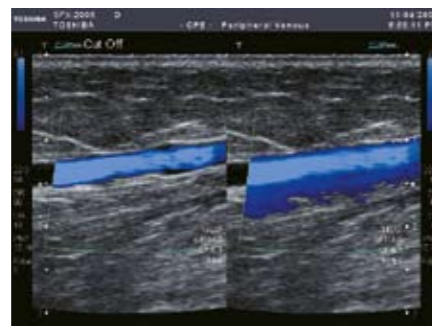


Abb. 25. Diese geteilte Bildschirmdarstellung zeigt den Unterschied zwischen höheren (links) und niedrigeren (rechts) Cut-off-Werten.

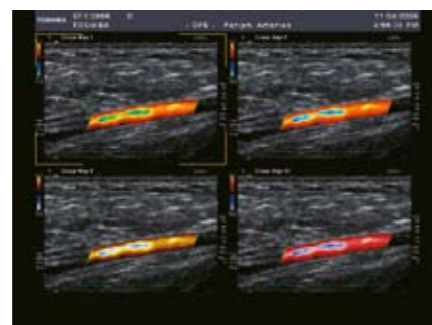


Abb. 26. Vier unterschiedliche Farbskalen für dasselbe Bild.

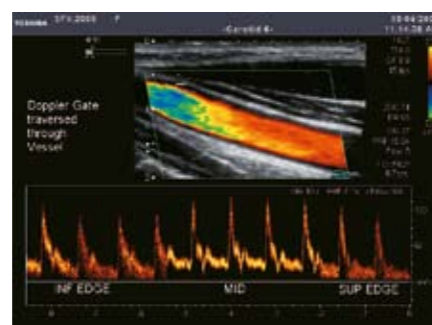


Abb. 27. Höhere Strömungsgeschwindigkeit in der Mitte des Gefäßlumens.

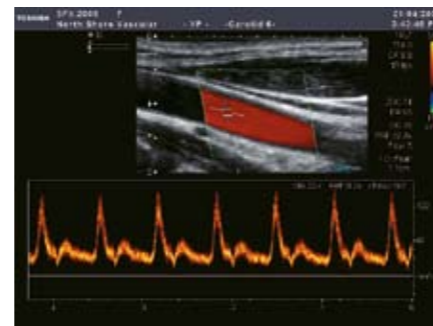


Abb. 28. Ein schmales Messtor führt zu einer klareren Spektralanalyse mit geringerer Spektralverbreiterung.

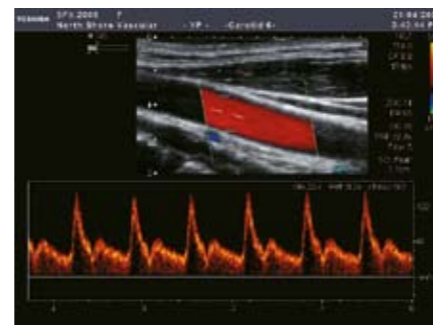


Abb. 29. Ein größeres Messtor führt zur Spektralverbreiterung.

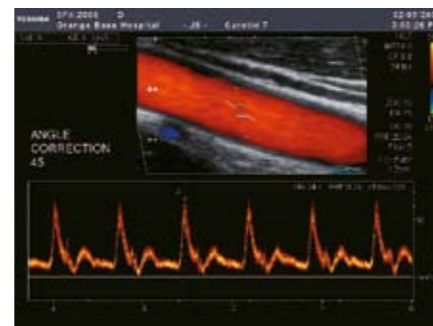


Abb. 30a.

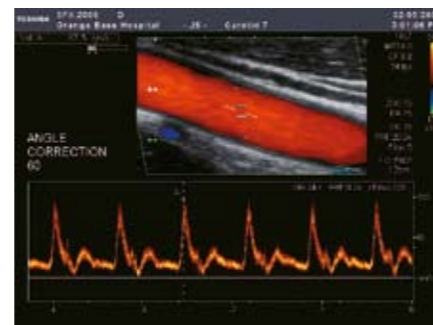


Abb. 30b.

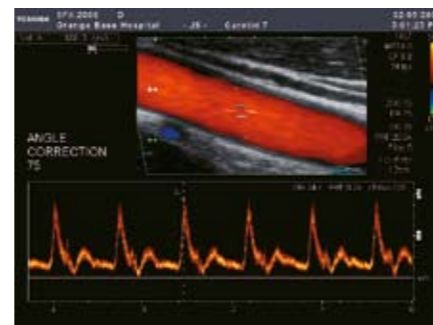


Abb. 30c.

Abb. 30a–30c. Beachtenswert ist die Änderung der errechneten Geschwindigkeit in Abhängigkeit von der Änderung des Korrekturwinkels.

Skalen

Wie beim Dynamikumfang kann dies die Darstellung der Spektralanalyse auf Film verbessern bzw. diese verstärken, um sie dort vom Rauschen abgrenzen zu können, wo eine übermäßige Verstärkung benötigt wird oder das Spektrum stark verbreitert ist (Abb. 31). Möglicherweise gestattet das Ultraschallsystem auch eine Bearbeitung der Post-Processing-Kurve, so dass sich hier weitere Änderungsmöglichkeiten für die Spektralanalyse ergeben.

Sweep-Rate (Durchlaufgeschwindigkeit)

Ändert den Zeitrahmen für die Darstellung der Dopplerkurve. Bei schnellerer Sweep-Rate lässt sich die Dopplerkurve über einen längeren Zeitraum bzw. mehr Herzzyklen (Abb. 32) betrachten; ein weiterer Vorteil liegt auch in der Darstellung eines prolongierten venösen Rückstroms. Durch Absenken der Sweep-Rate verkürzt sich das Zeitfenster für die Darstellung, so dass sich die Zeit, hier insbesondere die Beschleunigungszeit (Abb. 33), besser messen lässt.

Eine Anmerkung zu Artefakten

In der Dopplerdiagnostik kennen wir die unterschiedlichsten Artefakte. Doch möchten wir hier nur die zwei wichtigsten betrachten. Da wir das Aliasing mehrfach erwähnt haben, möchten wir darauf etwas näher eingehen. Es kommt immer dann zum Aliasing, wenn die PRF nicht mindestens doppelt so hoch wie die Dopplerverschiebung ist. Diejenigen Elemente eines PW- oder CD-Bildes, bei denen Aliasing vorliegt, werden im entgegengesetzten Kanal bzw. in entgegengesetzter Richtung dargestellt. Aliasing macht die Messung der Maximalgeschwindigkeit im PW-Mode unmöglich und sollte daher durch Base-

Referenzen

1. Deane C. Doppler ultrasound principles and practice. Diploma in Fetal Medicine & ISUOG Educational Series – Doppler in Obstetrics [serial on the Internet]. 2002 [cited 2006 Apr 20]. Available from: http://www.thefetus.net/html/doppler/capitulos-html/chapter_01.htm.
2. Ferrara K, DeAngelis G. Color Flow Mapping. *Ultrasound Med Biol.* 1997;23(2):321-45.3. Rahmouni A, Bargoin R, Hermant A, Bargoin N, Vasile N. Colour Doppler Twinkling Artefact in Hyperechoic Regions. *Radiology.* 1996;199:269-71.

Suggested Further Reading

1. Gent R. Applied Physics and Technology of Diagnostic Ultrasound. Australia: Openbook Publishers; 1997.

linekorrektur, Erhöhung von Skala/PRF, Verringerung von $\cos \alpha$ und/oder der Sendefrequenz vermieden werden. In der Farbdoppler-Sonographie kann das Aliasing durchaus hilfreich sein. Bei korrekter Einstellung für den „normalen“ Blutstrom wird jeder stärkere Flow als Aliasing dargestellt und somit wird das Auge fast von selbst auf Bereiche gelenkt, die mittels PW-Mode abzuklären sind.

Ein weiteres recht hilfreiches Artefakt ist das „Twinkling“. Dieses erscheint als eine schnell wechselnde Ansammlung von roten und blauen Farbpixeln hinter einer vermuteten Verkalkung [2] und wird durch die zahlreichen starken Echos der relativ rauhen, aber echogenen Oberfläche des Calciums bedingt (Abb. 34). Bei der Untersuchung des Twinkling-Artefakts durch

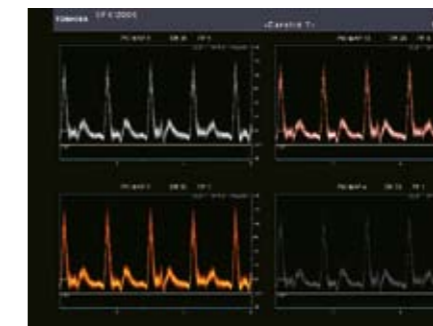


Abb. 31. Vier unterschiedliche PW-Skalen bei derselben Spektralanalyse.



Abb. 32. Eine schnelle Sweep-Rate stellt viele Herzzyklen gleichzeitig dar.

Rahmouni et al. stellte sich heraus, dass es zwar in granulären Strukturen zu finden ist, bei glatten Oberflächen aber fehlt [3]. Der PW-Mode erkennt keine Dopplerverschiebung und kann daher diese zufallsbedingte Farbansammlung als Artefakt entlarven. Durch die zunehmende Verbreiterung beim Compound-Imaging und durch den möglichen Verlust von B-Mode-Artefakten wie dem Schallschatten kann der Einsatz der Farbdoppler-Sonographie und das Auftreten von „Twinkling-Artefakten“ den klinischen Verdacht erhärten, dass hier Verkalkungen vorliegen. Das Bild sollte besser nicht farbgesättigt sein, da sonst dieses Artefakt maskiert wird, und es wurde auch berichtet, dass wegen der besseren Genauigkeit die Position des Farbfokus mit berücksichtigt werden sollte.

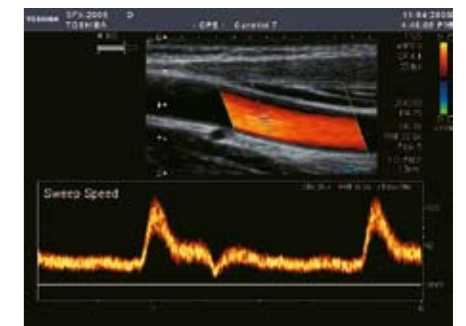


Abb. 33. Eine langsamere Sweep-Rate spreizt die Spektralanalyse, so dass sich die Beschleunigungszeit präziser messen lässt.



Abb. 34. Twinkling-Artefakt. [Bilder mit freundlicher Genehmigung von Craig Cairns.]

TOSHIBA

Leading Innovation >>>



Unsere Definition von „Premium Compact Ultraschall“ **Nemio MX – ein System, das begeistert ...**



- ... durch sein Design, bereits auf den ersten Blick.
- ... durch ein Bedienkonzept, übernommen aus unserem Premiumsegment.
- ... durch einen High-Resolution-TFT-Monitor, entwickelt für die Anforderungen unserer Aplio Serie.
- ... durch 30 (!) verschiedene Sonden.
- ... und nicht zuletzt durch seine Zuverlässigkeit und die bekannte Toshiba Qualität.

Nemio MX – lassen Sie sich begeistern.

www.toshiba-medical.de
www.toshiba-medical.at
www.toshiba-medical.ch

NemioMX



ULTRASCHALL MRT RÖNTGEN CT SERVICE