

Dopplersonografie in der Schwangerschaft – Qualitätsanforderungen der DEGUM und klinischer Einsatz (Teil 1)

Doppler Sonography during Pregnancy – DEGUM Quality Standards and Clinical Applications

Autoren

R. Faber¹, Kai-Sven Heling², Horst Steiner³, Ulrich Gembruch⁴

Institute

- 1 Center of Prenatal Medicine, Leipzig, Germany
- 2 Praxis, prenatal diagnosis and human genetics, Berlin, Germany
- 3 Praxis prenatal medicine, Salzburg, Austria
- 4 Obstetrics and Prenatal Medicine, University-Hospital, Bonn, Germany

Key words

uterine arteries, fetal vessels, guideline, Doppler analysis

eingereicht 30.03.2018

akzeptiert 12.11.2018

Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/a-0800-8596>

Published online: March 20, 2019

Ultraschall in Med 2019; 40: 319–325

© Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart · New York

ISSN 0172-4614

Korrespondenzadresse

Prof. R. Faber

Leipzig, Center of Prenatal Medicine, Johannisplatz 1,

04103 Leipzig, Germany

Tel.: ++49/3 41/2 17 80 75

Fax: ++49/3 41/9 93 95 07

faber@praenatalmedizin-leipzig.de

ABSTRACT

Doppler sonography is widely established in prenatal medicine and obstetrics and is commonly used in screening for aneuploidy and preeclampsia during the first trimester. More

importantly, during the 2nd and 3rd trimester, it is used in the assessment of fetal health as well as the surveillance of underlying fetal conditions such as IUGR and anemia. Correct use of the method is vital for correct data interpretation and the inferred clinical decision process. Therefore, we aim to provide all users of doppler sonography with a guide for meeting the required quality standards. These quality standards will further be the basis of DEGUM-certified training courses. In the first part, we will introduce the technical principles of the method and potential error sources, vascular disciplines to which the method can be applied, analysis of the spectral curves, patient safety and the needed requirements for successful certification.

ZUSAMMENFASSUNG

Der Einsatz der Methode der Dopplersonografie in der Pränatal- und Geburtsmedizin hat sich allgemein durchgesetzt. Sie wird beim Screening auf Aneuploidie und Präeklampsie im 1. Trimester zunehmend angewendet, aber vor allem zur fetalen Zustandsdiagnostik bzw. Überwachung gefährdeter Feten bei IUGR, Anämie und anderen Erkrankungen im 2. und 3. Trimester eingesetzt. Die korrekte Anwendung der Methode der Dopplersonografie ist die Voraussetzung für die richtige Interpretation der Ergebnisse und daraus abgeleiteter klinischer Entscheidungen. Diese Qualitätsanforderungen sollen hiermit für alle Anwender formuliert werden und gleichzeitig als Grundlage für die durch die DEGUM zertifizierten Kurse dienen. Im 1. Teil werden die allgemeinen technischen Grundlagen, Gefäßgebiete, Auswertung der Spektralkurven, Fehlerquellen, Patientensicherheit und die Voraussetzungen für eine erfolgreiche Zertifizierung behandelt.

Teil 1

Zielstellung

Die Methode der Dopplersonografie in der Pränatal- und Geburtsmedizin zur Analyse von Strömungsgeschwindigkeiten in verschiedenen maternalen und fetalen Gefäßgebieten hat große Bedeutung gewonnen. Das ist vor allem ein Verdienst der umfangreichen weltweiten Studien und die Umsetzung dieses Wissens in den praktischen Alltag durch die DEGUM-zertifizierten Kurse, die seit 25 Jahren durchgeführt werden. Die Dopplersonografie dient zum Screening, zur fetalen Zustandsdiagnostik und Überwachung komplizierter Schwangerschaften und als Indikator geburtsmedizinischer Entscheidungen. Inzwischen besteht ein breiter Einsatz in der Klinik und der ambulanten Praxis, der sich

umfangreichen weltweiten Studien und die Umsetzung dieses Wissens in den praktischen Alltag durch die DEGUM-zertifizierten Kurse, die seit 25 Jahren durchgeführt werden. Die Dopplersonografie dient zum Screening, zur fetalen Zustandsdiagnostik und Überwachung komplizierter Schwangerschaften und als Indikator geburtsmedizinischer Entscheidungen. Inzwischen besteht ein breiter Einsatz in der Klinik und der ambulanten Praxis, der sich

über alle Schwangerschaftsdrittel erstreckt [1–5]. Wie in allen Bereichen der Medizin ist auch hier der korrekte Einsatz der Methode Voraussetzung für eine gute Qualität der daraus abgeleiteten klinischen Entscheidungen [1, 4]. Ein erster Schritt für ein Qualitätsmanagement ist die Formulierung allgemeiner (Teil 1) und spezieller (Teil 2) Anforderungen an den Einsatz der Dopplersonografie, die mit diesen Empfehlungen der DEGUM vorgelegt werden.

Technische Grundlagen und Methoden

Geräteausstattung

Bei der geburtshilflichen Dopplersonografie kommt ein Ultraschallgerät zur Anwendung, das neben der B-Bild-Darstellung auch die Farbdoppler- und Spektraldoppler-Sonografie anbietet und für die geburtshilfliche Untersuchung zugelassen ist.

Technische Grundlagen und Methoden

Einstellung: In der Schwangerschaft wird die gepulste Dopplersonografie (pulsed wave, pw-Doppler) verwendet. Dabei wird das Gefäß im B-Bild einfacher und schneller unter Zuhilfenahme des Farbdoppler-Signals aufgesucht und das Dopplerfenster (sample volume) platziert. Das Dopplersignal kann im Duplex- oder im Triplex-Mode abgeleitet werden, wobei der Duplex-Mode bevorzugt werden sollte, da die Qualität des abgeleiteten Dopplersonogramms (Dopplerkurve, Spektralkurve, Hüllkurve, Dopplerschiffrequenzkurve) besser und die energetische Belastung geringer ist.

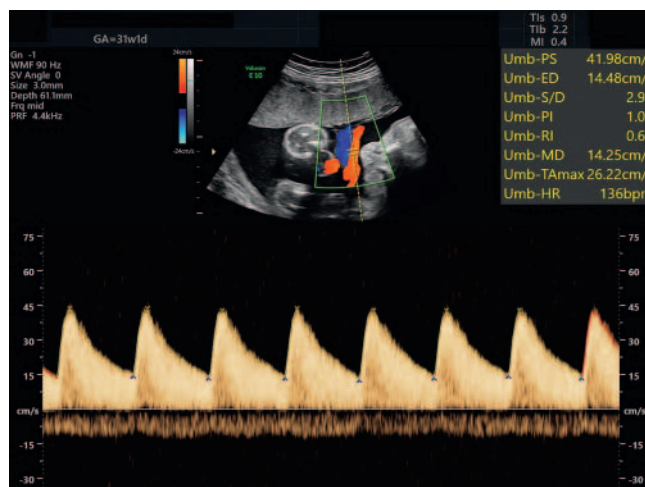
Die Voreinstellung sollte das Dopplersonogramm und nicht das B-Bild betonen (2/3 vs. 1/3) (► **Abb. 1**).

Winkel Basierend auf der Doppler-Gleichung ($fd = 2fo \cdot \cos \alpha \cdot v/c$) sind folgende Parameter von Bedeutung. Der Insonations-Winkel (α) zur Richtung des Blutstroms sollte so klein wie möglich sein, um so die höchsten Dopplerschifffrequenzen (fd) zu erreichen. Die Winkeleinstellung dient zur adäquaten Einstellung des Insonations-Winkels. Bei Messung absoluter Geschwindigkeiten sollte der Insonations-Winkel möglichst 0° betragen; bei Winkeln $\geq 30^\circ$ sind Messungen der Geschwindigkeit aufgrund der Kosinus-Funktion der Doppler-Gleichung mit größeren Fehlern behaftet.

Durchlaufgeschwindigkeit Bei der Aufzeichnung der Dopplerkurve sollte eine mittlere Durchlaufgeschwindigkeit gewählt werden, sodass bei der Messung von fetalen und mütterlichen Gefäßen möglichst 3–6 Zyklen abgebildet sind. So ist die Gleichmäßigkeit der Dopplerkurven beurteilbar und ihre exakte Vermessung möglich.

Verstärkung des Dopplersignals (Gain) Die Verstärkung sollte so gewählt werden, dass einerseits eine gute Differenzierung zwischen Signal und Hintergrundrauschen erreicht wird und das Dopplerspektrum scharf gegen den Hintergrund abgebildet wird. Andererseits sollten die Intensitäten der einzelnen Dopplerschifffrequenzen innerhalb des Spektrums sichtbar bleiben.

Wandfilter Durch die Bewegungen der Gefäßwände entstehen niederfrequente Störsignale, die durch den Einsatz des Wandfilters (high-pass-Filter) unterdrückt werden können. Dieser sollte auf ≤ 60 Hz eingestellt werden, um zu vermeiden, dass geringe



► **Abb. 1** Biphasische Spektraldopplerkurve einer freien Schlinge der A. umbilicalis im Triplex-mode in der 32. SSW mit normaler Perfusion (hoher enddiastolischer Fluss).

enddiastolische Dopplerschifffrequenzen nicht aufgezeichnet werden.

Darstellung des Dopplersignals Das aufgezeichnete Dopplersonogramm repräsentiert die gemessene Frequenzverschiebung (Dopplerschifffrequenz). Diese werden an den Geräten als Frequenzen (Hz) oder als Geschwindigkeiten (cm/s) wiedergegeben. Letzteres unter Annahme des optimalen Insonations-Winkels von 0° bzw. 180° . Bei Blutstrom auf den Schallkopf zu werden positive, bei Blutstrom vom Schallkopf weg negative Dopplerschifffrequenzen erzeugt. In der Farbdopplersonografie werden diese Rot bzw. Blau kodiert.

Aliasing Überschreitet die Dopplerschifffrequenz das Nyquist-Limit (maximale Puls-Repetitions-Frequenz (PRF)/2), so erscheinen die höheren Frequenzen fälschlicherweise im Gegenkanal (aliasing-Effekt). Kommt es zum Aliasing gibt es mehrere Optionen zur Korrektur. Zunächst sollte versucht werden, die PRF zu erhöhen und/oder die Nulllinie (baseline) anzupassen. Wenn das nicht gelingt, kann ein Schallkopf mit geringerer Frequenz im Doppelmode genutzt werden, weil damit höhere PRF möglich sind. Als weitere Alternative kann eine cw-Dopplersonde gewählt werden.

Dopplerfenster (sample volume) Durch die Positionierung des sample volume wird in der gepulsten Dopplersonografie der Ort der Messung exakt festgelegt. Die Größe des sample volume kann je nach Fragestellung variieren und beträgt normalerweise 2–3 mm. Bei Messung von Blutfluss-Volumina ist darauf zu achten, dass das sample volume den gesamten Gefäßquerschnitt erfasst.

Schallkopffrequenz Grundsätzlich ist zwischen der Schallkopffrequenz im B-Mode und der im Doppler-Mode zu unterscheiden. Höhere Frequenzen im Doppler-Mode führen bei gleichen Blutflussgeschwindigkeiten zu höheren Dopplerschifffrequenzen. Deshalb gelingt die Erfassung geringer Geschwindigkeiten besser, wenn höhere Dopplerfrequenzen verwendet werden.

Continuous wave (cw-Doppler) Beim kontinuierlichen Doppler (continuous wave) werden alle Dopplerschifffrequenzen im ge-

samen Schallstrahl erfasst. Eine exakte Definition eines Messbereiches ist daher nicht möglich. Es besteht aber keine Limitierung durch den Aliasing-Effekt, sodass auch sehr hohe Geschwindigkeiten gemessen werden können.

Gefäßgebiete

Sowohl arterielle als auch venöse Gefäße können Doppler-sonografisch untersucht werden, wobei zwischen materno-plazentaren, feto-plazentaren und fetalen Gefäßen unterschieden wird (► **Tab. 1, 2**).

Die arteriellen Gefäße zeigen ein biphasisches, pulsationales Flussmuster mit einer systolischen und diastolischen Phase (► **Abb. 1**).

Die Geschwindigkeiten variieren zwischen den Arterien und nehmen im Laufe der Schwangerschaft zu. Auch die Pulsatilität der Blutflussmuster ist vom Gestationsalter abhängig. Pathologische Veränderungen gehen mit einer Zunahme der Pulsatilität einher. Lediglich in den zerebralen Arterien kommt es zu einer Abnahme der Pulsatilität.

In den herznahen venösen Gefäßen besteht, bedingt durch den Herzzyklus, ein triphasisches Flussmuster mit einer systolischen und frühdiastolischen Spitze sowie einem Nadir während der spätdiastolischen atrialen Kontraktion (► **Abb. 2**).

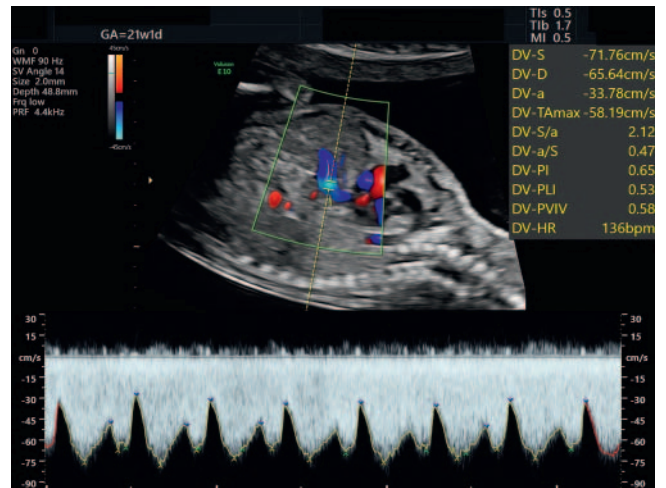
In der V. umbilicalis ist der Blutfluss gleichmäßig und somit monophasisch (► **Abb. 3**). Pathologische Veränderungen gehen in herznahen Venen mit einer Erhöhung der Pulsatilität einher. In der V. umbilicalis wird dann der Blutfluss pulsatil.

Zur Beurteilung der Pulsatilität und der Geschwindigkeiten sind Gestationsalter-abhängige Referenzkurven heranzuziehen.

In der Praxis sind folgende Gefäße von besonderer Bedeutung:

Aa. uterinae Die Blutströmung in den Aa. uterinae wird entscheidend durch das nachgeschaltete materno-plazentare Gefäßgebiet, insbesondere die Form der Spiralarterien, bestimmt. Durch Erweiterung der Gefäß-Lumina, verursacht durch die Trophoblast-Invasion, sinkt der Strömungswiderstand und die Pulsatilität nimmt als Ausdruck veränderter Impedanz ab. Dementsprechend sinkt die Pulsatilität in den Aa. uterinae während des 1. und frühen 2. Trimesters ab [6]. Eine frühdiastolische Inzisierung (Notch) ist ebenfalls Ausdruck einer erhöhten Impedanz. Ein Notch entspringt einer Pulswellenreflexion bei Kontinuitätsänderung des Gefäßes und verschwindet bei vollständiger Erweiterung der Spiralarterien. Er findet sich bilateral am Ende des 1. Trimesters (► **Abb. 4**) noch bei ca. 50 % der Schwangeren, verschwindet aber fast immer bis zur 24. SSW (► **Abb. 5**) [6], sodass nach der 24. SSW nur noch bei unter 5 % normaler Schwangerschaften ein bilaterales „Notching“ nachweisbar ist [6–9]. Die Pulsatilität ist plazentafern höher als plazentanah. Gemessen wird Zervix-nah im jeweiligen Hauptstamm der Aa. uterinae rechts und links bei Wehen-Freiheit.

A. umbilicalis Die Blutströmung in den Aa. umbilicales wird entscheidend durch das nachgeschaltete fetoplazentare Gefäßgebiet bestimmt, durch die Anzahl und Weite der kleinen Arterien, Arteriolen und insbesondere der sinusoidalen Endstrecken der plazentaren Zotten. Sie spiegelt daher die Qualität der Zottenreifung wider, die über den gesamten Schwangerschaftsverlauf andauert. Dementsprechend nimmt die Pulsatilität in den Aa. umbilicales während der gesamten Schwangerschaft ab [10–14].



► **Abb. 2** Triphasische Spektraldopplerkurve des Ductus venosus in der 22. SSW mit exakter Position des sample volume im Gefäß (aliasing) und normaler Perfusion.

► **Tab. 1** Maternale und fetale Arterien und nachgeschaltete Gefäßgebiete.

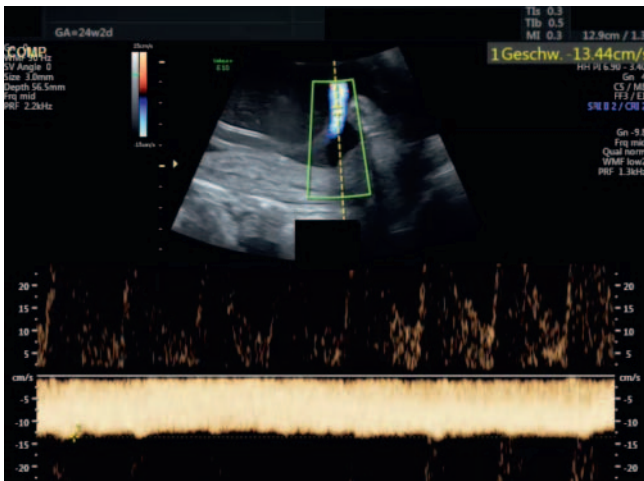
| | |
|-----------------------------|---|
| Arteriae uterinae | Uterus und Plazenta (maternal) |
| Arteria umbilicalis | Plazenta (fetal) |
| Arteria cerebri media | Gehirn |
| Arteria renalis | Niere |
| Aorta thoracalis descendens | Rumpf, Bauchorgane, untere Extremitäten, Plazenta |
| Arteriae pulmonales | Lungen |

► **Tab. 2** Fetale Venen und ihre wesentlichen Widerstandskomponenten.

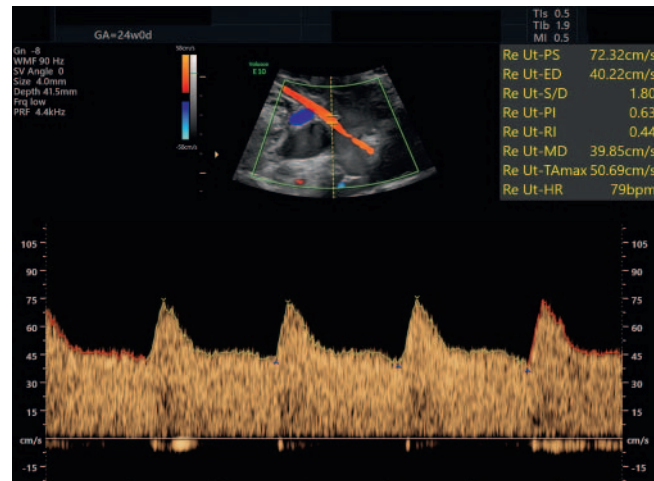
| | |
|--------------------|-----------------------|
| Ductus venosus | rechts-atrialer Druck |
| Vena umbilicalis | rechts-atrialer Druck |
| Vena cava inferior | rechts-atrialer Druck |
| Venae hepaticae | rechts-atrialer Druck |
| Vena cava superior | rechts-atrialer Druck |
| Venae pulmonales | links-atrialer Druck |

Innerhalb der Nabelschnur nimmt die Pulsatilität in Richtung plazentarer Insertion ab [13]. Empfohlen wird daher die Messung im mittleren Abschnitt der freien Nabelschnur (► **Abb. 1**).

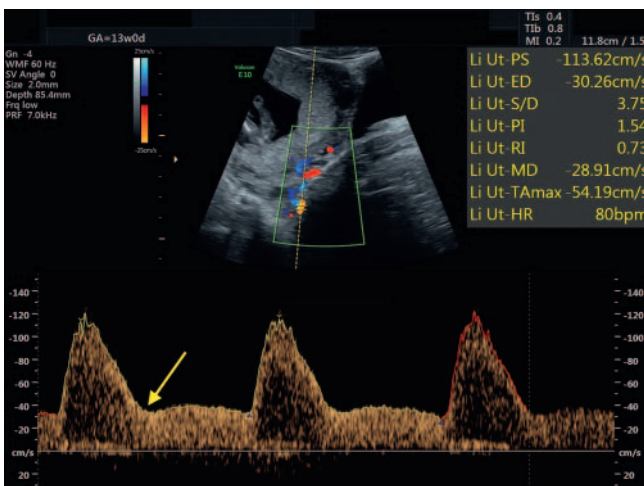
A. cerebri media (ACM) Qualitativ wird im Rahmen der Dopplersonografie die Pulsatilität der A. cerebri media beurteilt. Sie wird entscheidend durch den Strömungswiderstand des nachgeschalteten zerebralen Gefäßgebietes bestimmt. Die Pulsatilität nimmt während der Schwangerschaft leicht zu und fällt ab ca. der 34. SSW wieder ab [10, 15–17].



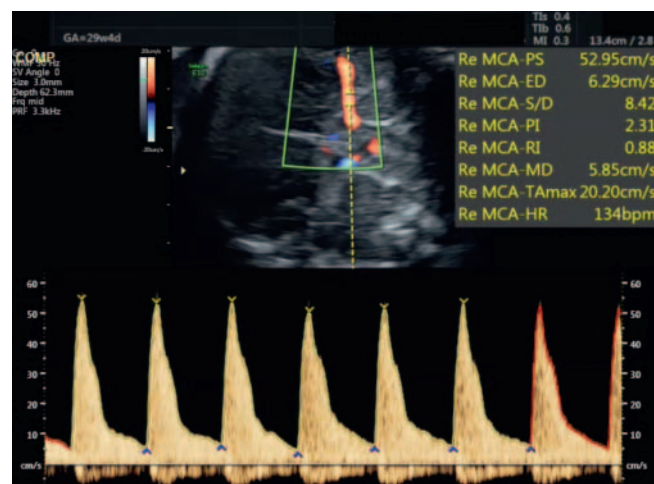
► **Abb. 3** Monophasische Spektraldopplerkurve der Vena umbilicalis einer freien Schlinge in der 25. SSW mit geringer Geschwindigkeit; im Gegenkanal ist die Spektralkurve der A. umbilicalis angedeutet.



► **Abb. 5** Spektraldoppler der A. uterina rechts im 2. Trimester mit hohem diastolischem Fluss, normale Perfusion.



► **Abb. 4** Spektraldoppler der A. uterina links im 1. Trimester mit noch angedeutetem „notching“ (gelber Pfeil), aber normaler Perfusion.



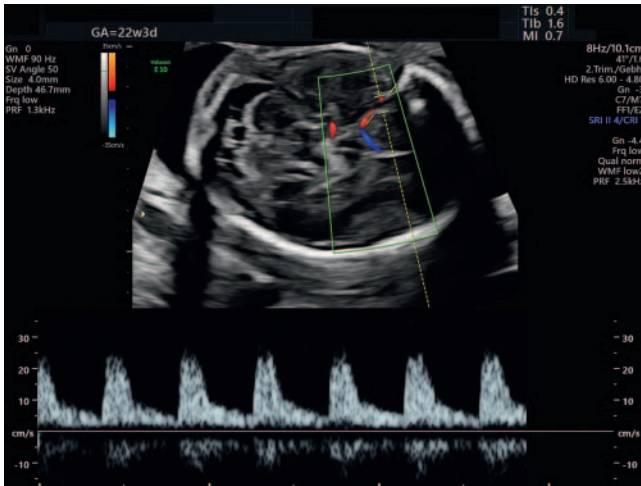
► **Abb. 6** Spektraldoppler der A. cerebri media im 3. Trimester mit exakter Position des sample volumes und normaler Perfusion.

Quantitativ wird in der ACM im Rahmen der Anämie-Diagnostik die systolische Spitzengeschwindigkeit (PSV bzw. Vmax) gemessen [18]. Dabei gelten besondere Qualitätsanforderungen: Der Circulus Willisii wird Farbdoppler-sonografisch im zerebralen Transversalschnitt aufgesucht. Am besten wird die schallkopfnahere ACM über ihre gesamte Länge dargestellt, also nicht nur punktförmig oder kurzstreckig. Damit kann sichergestellt werden, dass auch der Azimuthal-Winkel nahe 0° liegt. Es wird eine nahezu maximale Bildvergrößerung gewählt, sodass die ACM mehr als 50 % des Bildes einnimmt. Die Ableitung des Dopplersignals erfolgt mittels eines 1–3 mm großen sample volume 1,0–1,5 cm vom Abgang der ACM aus dem Circulus Willisii bzw. der A. carotis interna. Der Insonations-Winkel sollte möglichst 0° betragen, ein Insonations-Winkel $<15^\circ$ ist tolerabel (► **Abb. 6**); Insonations-Winkel $\geq 30^\circ$ sind obsolet [19, 20], da dann auch bei der Winkeleinstellung große Fehler bei der Messung absoluter Geschwindigkeiten

unvermeidbar sind (► **Abb. 7**). Gemessen wird die systolische Spitzengeschwindigkeit (PSV), also der höchste Punkt des Doppler-sonogramms. Die Messungen sollten 3-mal erfolgen; die höchste PSV wird gewertet [19, 20]. Bei ungünstiger Lage kann die Messung auch in der ACM der schallkopffernen Hirnhälfte erfolgen [19]. Insbesondere im dritten Trimester sollten Phasen fetaler Herzfrequenz-Akzelerationen vermieden werden, da währenddessen die PSV der ACM abnimmt [21].

Aorta descendens Die Messung der fetalen Aorta ist mittlerweile verlassen, da sie gegenüber den o. g. Gefäßen keine zusätzlichen Aussagen liefert und methodische Probleme aufweist; insbesondere die Abhängigkeit der Pulsatilität vom Ort der Messung und der Lagebedingt fast immer ungünstige große Insonations-Winkel beeinträchtigen die Reproduzierbarkeit der Messungen.

Aa. pulmonales Messungen in den Aa. pulmonales sind speziellen Fragestellungen vorbehalten, insbesondere der Beurteilung des pulmonalen arteriellen Gefäßbettes zur Prädiktion einer Lungenhypoplasie bzw. einer pulmonalen Hypertonie.



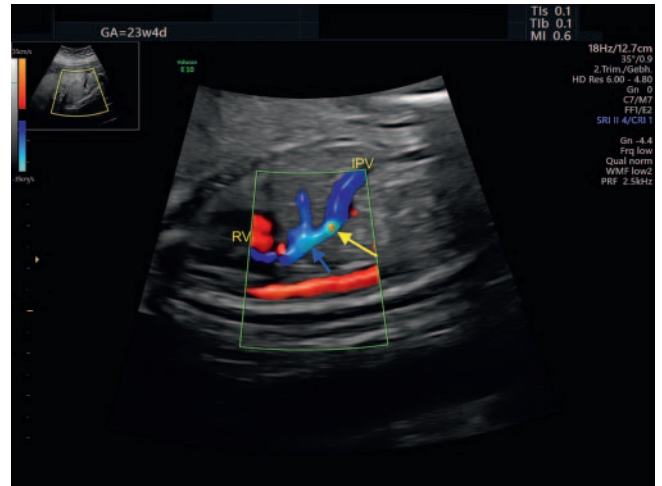
► **Abb. 7** Spektraldoppler der A. cerebri media mit ungenügender Einstellung des Gefäßes und des sample volumes.

Ductus venosus Die Pulsatilität des Ductus venosus (DV), wie auch der anderen herznahen Systemvenen, wird entscheidend durch die Schwankungen des zentralvenösen bzw. rechts-atrialen Druckes bestimmt. Sie nimmt während der Schwangerschaft stetig ab [22, 23]. Jenseits des 1. Trimesters findet sich in allen Phasen ein antegrader Fluss. Der DV grenzt sich von den anderen herznahen Venen durch wesentlich höhere Blutflussgeschwindigkeiten ab und kann dadurch leicht mit dem Farbdoppler durch den aliasing-Effekt identifiziert werden (► **Abb. 8**). Die Messung erfolgt in einem parasagittalen Längsschnitt, wobei der DV in seiner gesamten Länge und mit einem geringen Insonations-Winkel (<30°) dargestellt werden sollte. Das sample volume sollte nicht größer als 2 mm sein, um nicht die pulsatilen Flussmuster mit negativer a-Welle der benachbarten Lebervenen zu erfassen (► **Abb. 2**).

V. umbilicalis Das Blutflussmuster der V. umbilicalis wird in der freien Nabelschnur bestimmt. Es ist, wie auch im intraabdominalen Teil der V. umbilicalis, monophasisch, mit einem gleichförmigen antegraden Fluss (► **Abb. 3**). Erst mit stärkerer Zunahme der Pulsatilität im Ductus venosus werden auch die Flussmuster in der V. umbilicalis biphasisch, selten triphasisch pulsatil [24].

Vv. pulmonales Das pulmonal-venöse Blutflussmuster wird am besten in der schallkopfnahen Vene nahe ihrer Einmündung in den linken Vorhof abgeleitet.

Die Pulsatilität in den Pulmonal-Venen spiegelt den links-atrialen Druck wider, der bei offenem Foramen ovale dem rechts-atrialen Druck gleicht. Daher ändert sich in der Regel die Pulsatilität in den Pulmonal-Venen kongruent mit der in den Systemvenen. Das Blutflussmuster ist triphasisch mit einem stets positiven Fluss [25, 26]. Nur bei stärkerer diastolischer Funktionsstörung des linken Ventrikels kommt es, auch unabhängig vom rechts-atrialen Druck, zu einem verminderten bis fehlenden antegraden oder retrograden Fluss während der links-atrialen Systole, besonders ausgeprägt bei einem hoch restriktiven oder intaktem Vorhof-Septum [27, 28].



► **Abb. 8** Richtige Farbdoppler-sonografische Einstellung zur Messung des Ductus venosus mit Darstellung folgender Strukturen (von rechts nach links): linke Portalvene (IPV), DV mit aliasing (gelber Pfeil), Zusammenfluss von DV und Lebervene (blauer Pfeil), rechter Vorhof (RV).

► **Tab. 3** Indizes für arterielle und venöse Gefäße.

$$RI = (S-D)/S$$

$$PI = (S-D)/TAm_{ax}$$

$$PIV = (S-a)/D$$

$$PVIV = (S-a)/TAm_{ax}$$

RI = resistance index, PI = pulsatility index, PIV = pulsatility index for veins, PVIV = peak velocity index for veins, TAm_{ax} = durchschnittliche Geschwindigkeit der Hüllkurve bzw. der maximalen Geschwindigkeiten eines Zyklus.

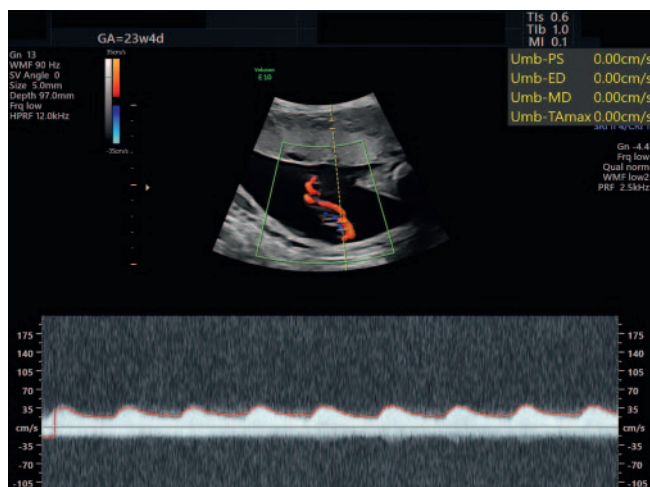
Auswertung des Dopplersonogramms

Die Auswertung der Dopplerkurve kann qualitativ und quantitativ erfolgen.

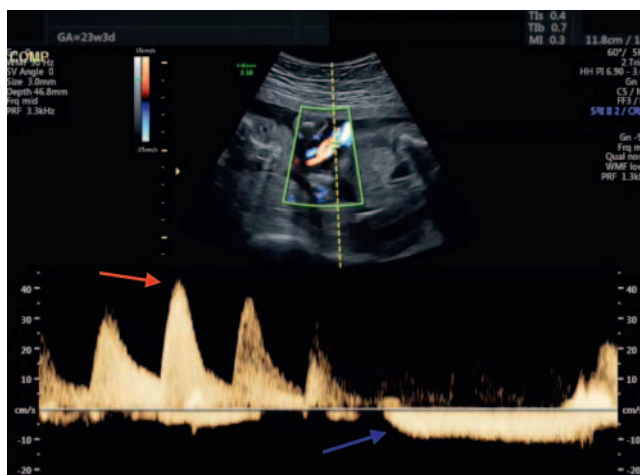
Die qualitative Auswertung bedeutet die Beurteilung der Form (z. B. retrograder Fluss oder Notching) und Pulsatilität der Dopplerkurve. Die Pulsatilität wird durch die Impedanz-Indizes, Resistenz-(RI) und Pulsatilitäts-Index (PI), charakterisiert (► **Tab. 3**). Im Allgemeinen wird der PI favorisiert, da er mehr Informationen über den Blutfluss beinhaltet. Zur qualitativen Auswertung der Aa. uterinae wird der Mittelwert beider PI (rechts und links) gebildet.

Die quantitative Auswertung erfolgt durch Erfassung der absoluten Blutflussgeschwindigkeiten, die speziellen Indikationen, wie z. B. der Anämie-Diagnostik in der A. cerebri media, vorbehalten ist.

Die Auswertung der Dopplerkurve ist heute in den meisten Geräten durch eine automatische Kurvenumfahrung möglich. Voraussetzung ist eine technisch einwandfreie Aufnahme der Dopplerkurve (siehe ► **Abb. 1, 2, 6**). Ist dies nicht gegeben, kann die Messung manuell erfolgen. Aber besser ist die Wiederholung der Messung (► **Abb. 9**).



► **Abb. 9** Ungenügender Spektraldoppler der A. umbilicalis, der eine Messung der Indizes nicht möglich macht (PRF zu hoch, Gain zu hoch).



► **Abb. 10** Spektraldopplerkurven der A. umbilicalis (roter Pfeil) und V. umbilicalis (blauer Pfeil) während fetaler Körperbewegungen.

Fehlerquellen

Wie jede untersucherabhängige Methode gibt es auch in der Dopplersonografie eine Reihe von Fehlermöglichkeiten. Die meisten Fehler ergeben sich bei Nichtbefolgen der oben beschriebenen Messtechniken.

Darüber hinaus sind folgende Fehlermöglichkeiten zu beachten:

Aa. uterinae – Messung während einer Uteruskontraktion führt zur Abnahme des diastolischen Blutflusses bis zur Strömungsumkehr, Messung kleinerer Uterusgefäße (Aa. arcuatae);

A. umbilicalis – Messung während fetaler Körper- oder Atembewegungen (► **Abb. 10**);

A. cerebri media – zu starker Schallkopfdruck führt zum Verlust des diastolischen Blutflusses;

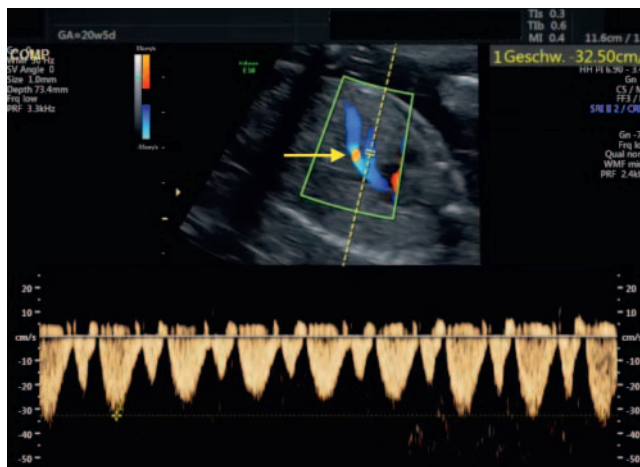
Ductus venosus (s. ► **Abb. 2**) – Verwechslung nahe beieinander liegender Gefäße (z. B. Lebervenen) und damit falsches Doppelspektrum (► **Abb. 11**), Messung während der fetalen Atmung.

Dokumentation

Jede Doppler-sonografische Untersuchung ist bildlich zu dokumentieren, sodass die Hüllkurve und deren Vermessung zu erkennen sind.

Patientensicherheit

Ultraschallwellen erzeugen in biologischen Geweben mechanische und thermische Energie. Deshalb sollte bei sonografischen Untersuchungen das ALARA-Prinzip (As Low As Reasonably Achievable) befolgt werden. In den modernen US-Geräten sind die Voreinstellungen an die Besonderheiten des Einsatzes an Feten angepasst. Der Untersucher ist verpflichtet, diese Einstellungen des thermischen Index (TI) und des mechanischen Index (MI) zu überprüfen. Bei Anwendung der B-Bild-Sonografie sollte der TI unter 1,0 und der MI unter 0,7 sein. Insbesondere bei der gepulsten Dopplersonografie werden diese Grenzwerte überschritten, sodass die Untersuchungszeit möglichst kurz zu halten ist (ALARA-



► **Abb. 11** Spektraldopplerkurve einer V. hepatica dicht neben dem Ductus venosus mit aliasing (gelber Pfeil), die V. hepatica hat eine deutlich geringere systolische Maximalgeschwindigkeit (v. ► **Abb. 2**).

Prinzip). Besonders in der Frühschwangerschaft sollte die Indikation zur Dopplersonografie sehr streng gestellt werden [29].

Zertifizierung und Qualitätsmanagement

Die Berechtigung zur Anwendung und Abrechenbarkeit von Doppleruntersuchungen in der Geburtshilfe und Gynäkologie in der Praxis wird in Deutschland durch die Bestimmung der Ultraschall-Vereinbarung geregelt (Vereinbarung von Qualitätssicherungs-Maßnahmen nach § 135 Abs. 2 SGB V zur Ultraschalldiagnostik (Ultraschall-Vereinbarung vom 31.10.2008 in der ab 01.10.2017 geltenden Fassung). Hier wird zwischen Doppler in der Schwangerschaftsdiagnostik (Anwendungsbereich = AB 22.1 Duplex-Verfahren – Fetales kardiovaskuläres System; AB 22.2 Duplex-Verfahren – Feto-maternales Gefäßsystem) und Doppler der Gefäße des weiblichen Genitalsystems (AB 20.11 Duplex-Verfahren – Gefäße des weiblichen Genitalsystems) unterschieden. Man

muss für jeden dieser Anwendungsbereiche die Berechtigung erlangen.

Es gibt derzeit mehrere Möglichkeiten, die Qualifikation für die Dopplersonografie zu erwerben. Diese sind ebenfalls in der Ultraschall-Vereinbarung angegeben (§ 4: Erwerb der fachlichen Befähigung nach der Weiterbildungsordnung; § 5 Erwerb der fachlichen Befähigung in einer ständigen Tätigkeit; § 6 Erwerb der fachlichen Befähigung durch US-Kurse) (www.kbv.de/html/ultraschall).

Über die in der Ultraschall-Vereinbarung enthaltenen Kursvorgaben hinaus hat die DEGUM inhaltliche Qualitätsstandards für diese Kurse erarbeitet und festgelegt (www.degum.de).

Die Anwendung der Dopplersonografie an den Aa. uterinae, Ductus venosus und die Trikuspidalklappe im Rahmen des Ersttrimester-Screenings wird auch in den Kursen gelehrt. Die Anwendung dieser Dopplerparameter in Algorithmen zur Bestimmung des Aneuploidie-Risikos bzw. zur Prädiktion von Präeklampsie- und IUGR-Risiko erfordert eine primäre Qualifikation bzw. Zertifizierung und jährliche Auditierung (www.fetalmedicine.com, www.fmf-deutschland.de).

Interessenkonflikt

Die Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- [1] Standards in der Perinatalmedizin – Dopplersonographie in der Schwangerschaft. AWMF-Leitlinie 2012
- [2] Stampalija T, Gyte GM, Alfirevic Z. Utero-placental Doppler ultrasound for improving pregnancy outcome. *Cochrane Database Syst Rev* 2010; 8: CD008363
- [3] Alfirevic Z, Stampalija T, Gyte GM. Fetal and umbilical Doppler ultrasound in normal pregnancy. *Cochrane Database Syst Rev* 2015; 15: CD001450
- [4] Bhida A, Acharya G, Bilardo CM et al. ISUOG Practice Guidelines: use of Doppler ultrasonography in obstetrics. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2013; 41: 233–239
- [5] Bahada-Singh RO, Jodicke C. Uterine Artery Doppler in First-trimester Pregnancy Screening. *Clin Obstet Gynecol* 2010; 53: 879–887
- [6] Gómez O, Figueras F, Fernández S et al. Reference ranges for uterine artery mean pulsatility index at 11–41 weeks of gestation. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2008; 32: 128–132
- [7] Bahlmann F, Fittschen M, Reinhard I et al. Reference values for blood flow velocity in the uterine artery in normal pregnancies from 18 weeks to 42 weeks of gestation calculated by automatic Doppler waveform analysis. *Ultraschall in Med* 2012; 33: 258–264
- [8] Weichert A, Hagen A, Tchirikov M et al. Reference Curve for the Mean Uterine Artery Pulsatility Index in Singleton Pregnancies. *Geburtshilfe Frauenheilkd* 2017; 77: 516–523
- [9] Stridsklev S, Salvesen Ø, Salvesen KÅ et al. Uterine artery Doppler measurements during first and second trimesters of normal pregnancy. *Acta Obstet Gynecol Scand* 2017; 96: 366–371
- [10] Arduini D, Rizzo G. Normal values of Pulsatility Index from fetal vessels: a cross-sectional study on 1556 healthy fetuses. *J Perinat Med* 1990; 18: 165–172
- [11] van Zalen-Sprock MM, van Vugt JM, Colenbrander GJ et al. First-trimester uteroplacental and fetal blood flow velocity waveforms in normally developing fetuses: a longitudinal study. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1994; 4: 284–288
- [12] Acharya G, Wilsgaard T, Berntsen GK et al. Reference ranges for serial measurements of umbilical artery Doppler indices in the second half of pregnancy. *Am J Obstet Gynecol* 2005; 192: 937–944
- [13] Acharya G, Wilsgaard T, Berntsen GK et al. Reference ranges for serial measurements of blood velocity and pulsatility index at the intra-abdominal portion, and fetal and placental ends of the umbilical artery. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2005; 26: 162–169
- [14] Bahlmann F, Fittschen M, Reinhard I et al. Blood flow velocity waveforms of the umbilical artery in a normal population: reference values from 18 weeks to 42 weeks of gestation. *Ultraschall in Med* 2012; 33: 80–87
- [15] Ebbing G, Rasmussen S, Kiserud T. Middle cerebral artery blood flow velocities and pulsatility index and the cerebroplacental pulsatility ratio: longitudinal reference ranges and terms for serial measurements. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2007; 30: 287–296
- [16] Hsieh YY, Chang CC, Tsai HD et al. Longitudinal survey of blood flow at three different locations in the middle cerebral artery in normal fetuses. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2001; 17: 125–128
- [17] Bahlmann F. Blood flow velocity waveforms of the fetal middle cerebral artery in a normal population: reference values from 18 weeks to 42 weeks of gestation. *J Perinat Med* 2002; 30: 490–501
- [18] Mari G. Noninvasive diagnosis by Doppler ultrasonography of fetal anemia due to maternal red-cell alloimmunization. *N Engl J Med* 2000; 342: 9–14
- [19] Detti L, Mari G. Noninvasive diagnosis of fetal anemia. *Clin Obstet Gynecol* 2003; 46: 923–930
- [20] Mari G, Norton ME, Stone J et al. Society for Maternal-Fetal Medicine (SMFM) Clinical Guideline #8: the fetus at risk for anemia – diagnosis and management. *Am J Obstet Gynecol* 2015; 212: 697–710
- [21] Swartz AE, Ruma MS, Kim E et al. The effect of fetal heart rate on the peak systolic velocity of the fetal middle cerebral artery. *Obstet Gynecol* 2009; 113: 1225–1229
- [22] Hecher K, Campbell S, Snijders R et al. Reference ranges for fetal venous and atrioventricular blood flow parameters. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1994; 4: 381–390
- [23] Kessler J, Rasmussen S, Hanson M et al. Longitudinal reference ranges for ductus venosus flow velocities and waveform indices. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2006; 28: 890–898
- [24] Acharya G, Wilsgaard T, Berntsen GKR et al. Reference ranges for umbilical vein blood flow in the second half of pregnancy based on longitudinal data. *Prenat Diagn* 2005; 25: 99–111
- [25] Lenz F, Chaoui R. Reference ranges for Doppler-assessed pulmonary venous blood flow velocities and pulsatility indices in normal human fetuses. *Prenat Diagn* 2002; 22: 786–791
- [26] Dong FQ, Zhang Y, Li Z et al. Evaluation of normal fetal pulmonary veins from the early second trimester by enhanced-flow (e-flow) echocardiography. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2011; 38: 652–657
- [27] Lenz F, Chaoui R. Changes in pulmonary venous Doppler parameters in fetal cardiac defects. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2006; 28: 63–70
- [28] Divanović A, Hor K, Cnota J et al. Prediction and perinatal management of severely restrictive atrial septum in fetuses with critical left heart obstruction: clinical experience using pulmonary venous Doppler analysis. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2011; 141: 988–994
- [29] Salvesen K, Lees C, Abramowicz J et al. ISUOG statement on the safe use of Doppler in the 11 to 13+6-week fetal ultrasound examination. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2011; 37: 625–628