

Doppler- und farbkodierte Duplexsonographie im Kopf-Hals-Bereich

Heinrich Iro, V. Uttenweiler, Johannes Zenk

Angaben zur Veröffentlichung / Publication details:

Iro, Heinrich, V. Uttenweiler, and Johannes Zenk. 2000. "Doppler- und farbkodierte Duplexsonographie im Kopf-Hals-Bereich." In Kopf-Hals-Sonographie: eine Anleitung zur praxisbezogenen Ultraschalluntersuchung, 75–96. Berlin: Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-57012-4_4.

Nutzungsbedingungen / Terms of use:

licgercopyright

Dieses Dokument wird unter folgenden Bedingungen zur Verfügung gestellt: / This document is made available under the following conditions:

Deutsches Urheberrecht

Weitere Informationen finden Sie unter: / For more information see:

<https://www.uni-augsburg.de/de/organisation/bibliothek/publizieren-zitieren-archivieren/publizieren>



Doppler- und farbkodierte Duplexsonographie im Kopf-Hals-Bereich

4.1 Einleitung

Der Dopplereffekt ist nach dem Physiker Christian Andreas Doppler (1803–1853) benannt. Doppler hat die Beobachtung, dass das Licht von Sternen, die sich auf die Erde zubewegen, eine Blauverschiebung (kürzere Wellenlänge), und das Licht von Sternen, die sich von der Erde wegbewegen, eine Rotverschiebung (längere Wellenlänge) erfährt, physikalisch gedeutet und mathematisch beschrieben. Wir alle sind aus Erfahrung im Alltag mit dem Phänomen des Dopplereffektes vertraut (Abb. 92).

Der Sirenton eines Krankenwagens wird als höher empfunden, wenn er mit hoher Geschwindigkeit auf uns zufährt und als niedriger, wenn er sich wieder entfernt. In den Blutgefäßen des Körpers sind Erythrozyten, die sich mit unterschiedlichen Blutflussgeschwindigkeiten auf den Schallkopf zubewegen bzw. sich von ihnen wegbewegen, die Informationsträger, welche die Dopplersonographie ermöglichen. Die von den Erythrozyten gestreuten und zum Schallkopf zurückkehrenden Echosignale erfahren gegenüber der Frequenz des Sendesignals eine geringfügige Frequenzverschiebung, die von der Größe und der Richtung der Fluss-

geschwindigkeit abhängt. Diese Streuechos aus den Gefäßen sind um den Faktor 100–1000 schwächer als die Echos von den Grenzflächen der Gefäße und Organe. Ihre Detektierung und Verarbeitung bedarf deshalb einer besonders empfindlichen Gerätetechnik.

Die Frequenzverschiebung Δf , die das von den Erythrozyten gestreute Echosignal gegenüber der Frequenz f des Sendesignals erfährt, wird durch die Dopplerformel beschrieben (Abb. 93).

Hierbei ist c die Schallgeschwindigkeit (im Mittel 1540 m/s im Gewebe), v die zu bestimmende Blutflussgeschwindigkeit und Θ der Einstrahlwinkel zur Achse des Gefäßes. Der Faktor 2 berücksichtigt, dass beim Echoverfahren der Dopplereffekt 2mal beobachtet wird: Einmal beim Empfang des vom Schallkopf ausgehenden Sendesignals durch die bewegten Blutkörperchen, zum zweiten beim Empfang des von diesen ausgehenden Echos durch den Schallkopf.

Die Frequenzverschiebung Δf – auch Dopplerfrequenz genannt – ist ein direktes Maß für die Flussgeschwindigkeit v . Bei einer gegebenen Größe von v ist Δf umso größer, je höher die Sendefrequenz f ist.

Nachdem, bedingt durch die Messtechnik, der Erfassung von Δf nach oben und nach unten Grenzen gesetzt sind, lässt die Dopplerformel folgende Zusam-

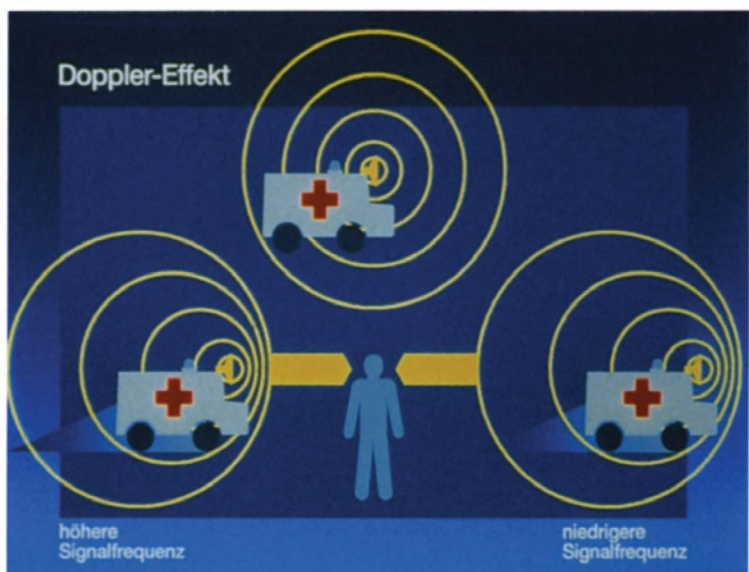


Abb. 92. Bildhafte Darstellung des Dopplereffektes in einer Alltagssituation. (Abdruck der Abb. 92–97 mit freundlicher Genehmigung der Firma Siemens)

menhänge erkennen: Zur Messung von hohen Geschwindigkeiten v ist die Wahl einer niedrigen Sendefrequenz f vorteilhaft. Wenn niedrige Geschwindigkeiten vorliegen, sollte die Sendefrequenz f möglichst hoch gewählt werden.

Die Frequenzverschiebung Δf hängt ferner vom Einstrahlwinkel Θ ab. Sie ist am größten bei möglichst parallel zur Gefäßachse einfallendem Schallstrahl. Bei senkrechtem Einfall ist der $\cos\Theta$ gleich 0, und es wird kein Dopplersignal registriert. Zur Bestimmung der Geschwindigkeit v aus der Dopplerfrequenz müssen der Winkel Θ im Bild gemessen und eine Winkelkorrektur durchgeführt werden. Zur Vermeidung eines zu großen Winkelfehlers muss der Winkel unter 60° liegen (Abb. 94).

Die im Echosignal aus dem Blutgefäß erhaltene Frequenz f wird durch den Dopplereffekt um die Fre-

quenzverschiebung Δf erhöht oder erniedrigt, entsprechend der Richtung des Blutflusses. Bei der Auswertung der Echosignale, die zum Dopplerspektrum bzw. zum Farbdopplerbild führen, werden in der Regel Flussgeschwindigkeiten in Richtung auf den Schallkopf zu im Dopplerspektrum positiv dargestellt und im Farbdopplerbild rot kodiert, während sie im Falle der Flussrichtung vom Schallkopf weg negativ bzw. blau dargestellt werden.

Die bei einer Sendefrequenz von 2–8 MHz und bei physiologischen Flussgeschwindigkeiten gemessenen Dopplerfrequenzen liegen im Hörbereich von 50 Hz–15 kHz und sind damit als Audiosignal dem Ohr auch direkt zugänglich. Diese hörbaren Dopplerfrequenzen sind bei der klinischen Untersuchung und Identifizierung der Gefäße bzw. der Beurteilung pathologischer Befunde von nicht unerheblicher Bedeutung.

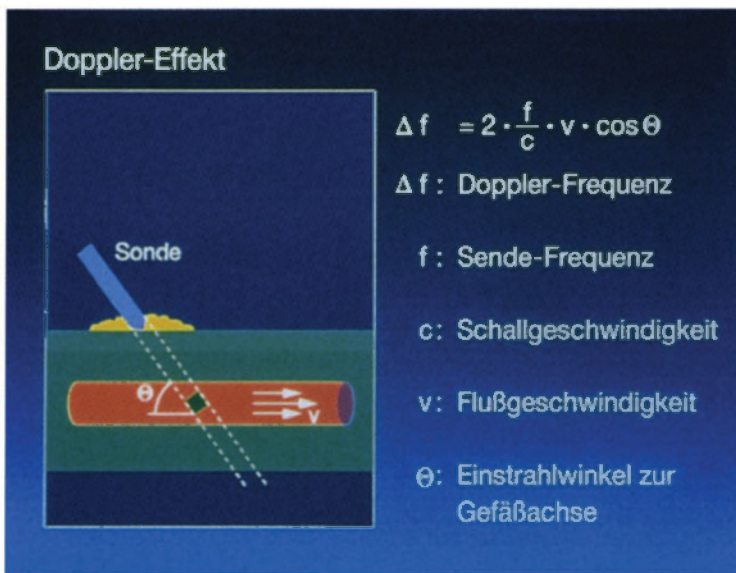


Abb. 93. Dopplerformel

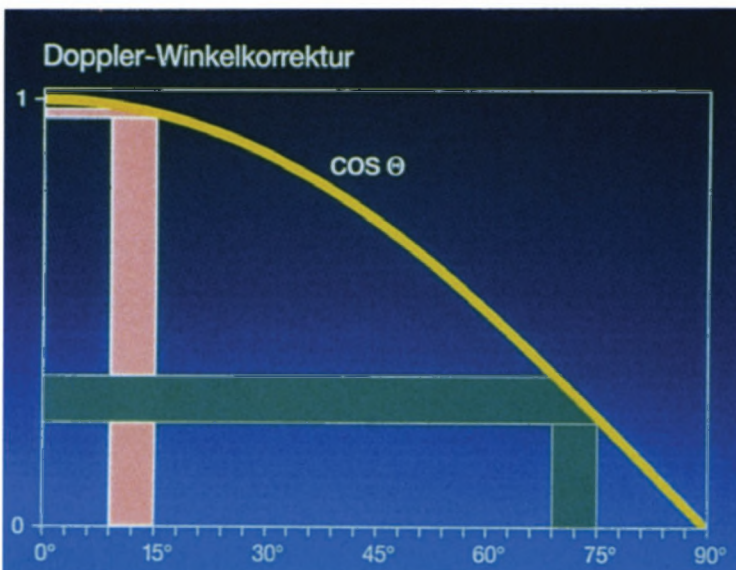


Abb. 94. Schematische Darstellung des Fehlers bei Anlegen der Winkelkorrektur. Bei Winkelkorrekturen unter 60° liegt die Bandbreite der Geschwindigkeitsabweichung in einem tolerablen Bereich, auch bei geringer Abweichung des angelegten Winkels

4.2 Dopplerverfahren

4.2.1 cw-Doppler

In den meisten Fällen ist der sog. Continuous-Wave-(cw-)Doppler zur Diagnostik extrakranieller Gefäßstenosen und Verschlüsse ausreichend. Da die Information über die Richtung des Blutflusses unerlässlich ist, kommen ausschließlich bidirektionale Doppler zur Anwendung.

Bei der cw-Dopplersonographie arbeitet die Ultraschallsonde mit 2 piezoelektrischen Elementen, einem Sende- und einem Empfangselement. Der Sendekristall strahlt dabei kontinuierlich Ultraschallwellen in die zu untersuchende Region aus, während das Empfangskristall kontinuierlich die reflektierten Signale aufnimmt. Ein deutlicher Vorteil der cw-Dopplertechnik liegt in der Fähigkeit, Strömungsgeschwindigkeiten in unbegrenzter Höhe richtig zu messen.

Von Nachteil ist allerdings, dass Strömungssignale nicht einer bestimmten anatomischen Region zugeordnet werden können. Alle in der Schallstrahlrichtung liegenden sich bewegend Strukturen, d.h. also auch Gefäße, die in unterschiedlicher Tiefe, z.B. im Hals, angelegt sind, werden bei entsprechender Schallrichtung gleichzeitig erfasst und analysiert.

Bei einfachen Dopplergeräten ohne die Möglichkeiten des Duplexbetriebes, d.h. ohne die Orientierungshilfe durch das B-Bild, erleichtert der cw-Doppler ferner das Auffinden von durchbluteten Gefäßen (Abb. 95).

4.2.2 Gepulste Dopplersonographie (pw-Doppler)

Mit Hilfe des pw-Dopplers ist es möglich, Flussgeschwindigkeiten ortsselektiv zu messen. Zum Senden und Empfangen dient hierbei ein gemeinsamer Kristall im Schallkopf, der wie beim B-Bild-Verfahren Folgen kurzer Pulse in den Körper sendet (Abb. 96). Nach der Laufzeit T eines Pulses zum gewünschten Ort der Messung und zurück, wird das Messtor für den Empfang der Echos für kurze Zeit geöffnet. Größe und Tiefenlage des Messtores werden vom Untersucher unter Sichtkontrolle im B-Bild oder im Farbdopplerbild eingestellt.

Die Laufzeit T bestimmt hierbei das kürzest mögliche Zeitintervall zwischen 2 aufeinanderfolgenden Sendepulsen. Die Wiederholfrequenz (Pulsrepetitionsfrequenz) PRF für den Sendepuls kann deshalb nicht höher als $1/T$ gewählt werden, ohne die eindeutige Tiefenzuordnung zu gefährden. In der Praxis liegen die benutzten PRF-Werte im Bereich der gemessenen Dopplerfrequenzen, wodurch der Vorteil der Tiefenselektion beim pw-Doppler durch die Mehrdeutigkeit bei der Auswertung höherer Flussgeschwindigkeiten erkauft wird.

Dabei kann es beim pw-Doppler wie auch beim Farbdoppler zum sog. Aliaseffekt (Aliasing) kommen.

Dieser Effekt ist dem Betrachter von Kino- oder Fernsehfilmen vertraut, wenn sich die Speichenräder einer vorwärts fahrenden Kutsche rückwärts zu drehen scheinen.

Der gepulste Doppler mit der Taktfrequenz PRF entspricht der Aneinanderreihung von Einzelbildern zum Film. Der Betrachter kann aus 2 im Zeitabstand T aufgenommenen Bildern nicht erkennen, ob sich

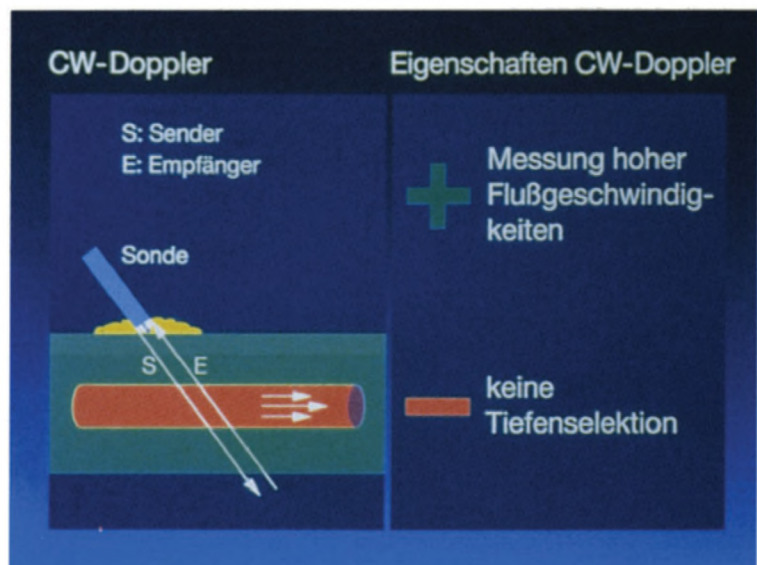


Abb. 95. Schematische Darstellung des cw-Dopplers

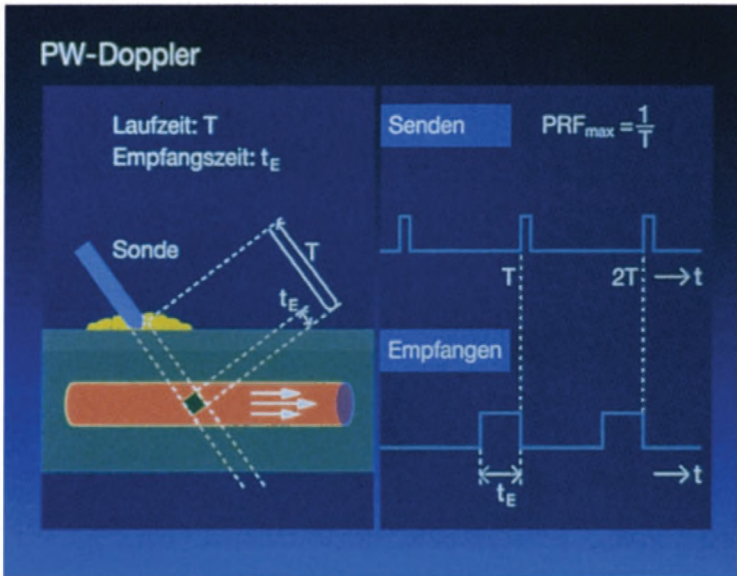


Abb. 96. Schematische Darstellung des pw-Dopplers

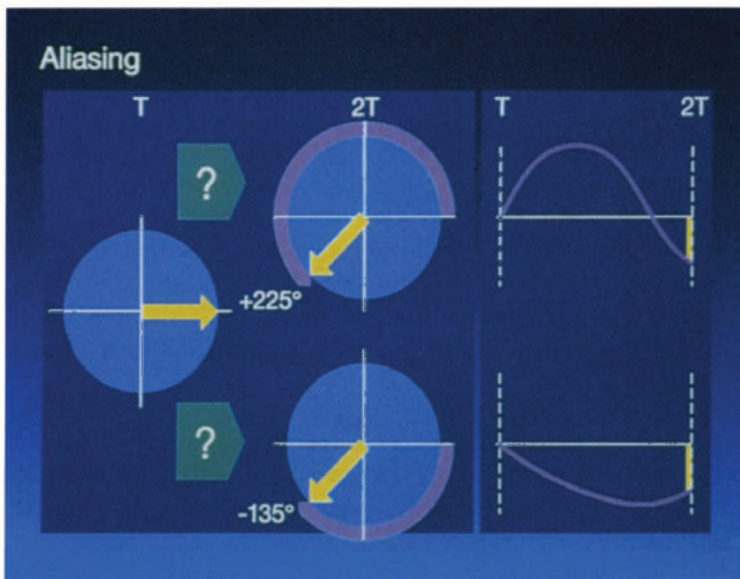


Abb. 97. Schematische Darstellung des „Aliasingeffektes“ unter Berücksichtigung der Bildverarbeitung der Dopplergeräte

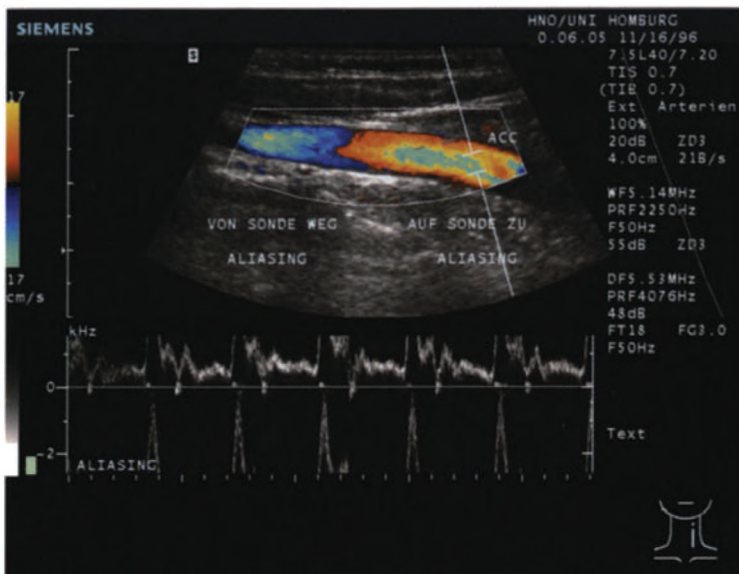


Abb. 98. Aliasing in der Farbdarstellung im oberen Bildabschnitt und in der Spektrumdarstellung im unteren Bildabschnitt. Bei zu niedriger Pulsrepetitionsfrequenz (PRF) können schnelle Geschwindigkeiten im Messbereich nicht mehr kodiert werden. Im Farbmodus ist dies mit einem Farbumschlag von negativer Richtung her zu erkennen (von rot nach blau). In der Frequenzdarstellung erscheinen die schnellen Geschwindigkeiten wieder als Frequenzspitzen, beginnend von der negativen Seite in Richtung Grundlinie

das Rad um 225° vorwärts oder um 135° rückwärts bzw. anders herum (alias) dreht.

Bei einer Bildfolge interpretiert das menschliche Gehirn die Bewegung stets als minimal. Es wird also die Drehrichtung als gegenläufig interpretieren, sobald die Drehung zwischen 2 Bildern größer als die halbe Periode, also auf 180° wird. Ebenso ist Aliasing im Bild des Dopplerspektrums daran zu erkennen, dass positive Frequenzen oberhalb der sog. Nyquist-Grenze (s. u.) als negative Frequenzen am unteren Rand des Spektrums erscheinen (Abb. 97).

In Abb. 98 erkennt man diesen Effekt am unteren Bildrand im Dopplerspektrum (bei falscher Wahl der PRF). In der Farbkodierung sieht man im oberen Bildbereich ein Umschlagen der Farben von rot nach blau, d.h., die nicht mehr im Messbereich liegenden Frequenzen werden im "negativen" Bereich kodiert – erkennbar an der Farbskalenverteilung am linken Bildrand.

Durch Verschieben der Bezugsachse für die Flussrichtung nach unten oder oben (Base Line Shift) kann der Messbereich für je eine Richtung bis zur 2fachen Nyquist-Grenze erweitert werden, jedoch unter Verzicht auf die andere Flussrichtung.

Da die maximale Impulswiederholungsfrequenz (PRF) mit steigender Messtiefe abnimmt und der maximal detektierbare Dopplershift stets der halben PRF entspricht, sind in größeren Eindringtiefen keine hohen Strömungsgeschwindigkeiten mehr messbar, was zum sog. Aliasing führt. Aliasing tritt typischerweise auch bei hohen Geschwindigkeiten in Stenosen auf.

4.2.3

Duplexsonographie und Farbdoppler

Bei der *Duplexsonographie* handelt es sich um eine Kombination der herkömmlichen B-Mode-Sonographie mit einem zusätzlichen pw-Doppler. Während beim spektralen pw-Doppler der zeitliche Verlauf der Geschwindigkeitsverteilung an einem vorgewählten Messort gemessen wird, analysiert das *Farbdopplerverfahren* die Flussgeschwindigkeit an einer Vielzahl von Messorten, die über das ganze Schnittbild oder einem Teil davon (bei Anwahl eines sog. Messfens-

ters) verteilt sind. Das Ergebnis ist die räumliche Verteilung der mittleren Geschwindigkeit und seiner Richtung im durchströmten Gefäß.

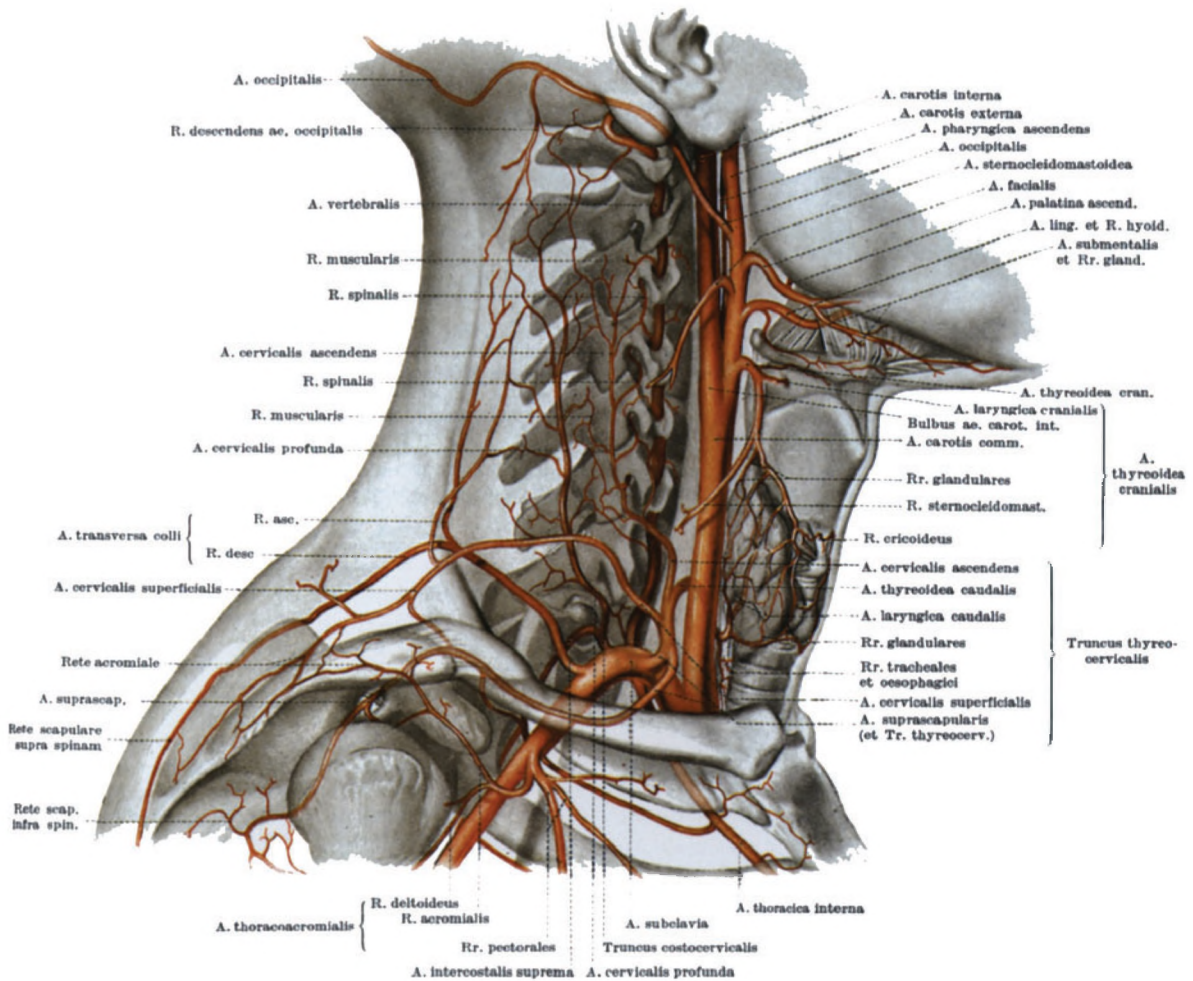
Während für die Ortsinformation im B-Bild prinzipiell ein Ultraschallimpuls genügt, muss für die Geschwindigkeitsinformation eine Serie von mehreren, meist 4–8 Impulsen ausgesandt, empfangen und analysiert werden. Für eine Untersuchung in Echtzeit ist eine Bildwiederholffrequenz von etwa 10–20 Bildern/s erforderlich. Die Bildwiederholffrequenz sinkt mit Zunahme der Farbliniendichte und mit der Größe des gewählten Bildausschnittes (Farbfenster). Auch mit zunehmender Untersuchungstiefe dauert der Bildaufbau länger. Weiterhin wächst zwar die Genauigkeit der Geschwindigkeitsabschätzung mit der Anzahl der Messungen/Farblinie, gleichzeitig erhöht sich aber der Zeitbedarf für den Bildaufbau.

Die einzelnen Parameter sind entweder vom Gerätehersteller voreingestellt bzw. müssen vom jeweiligen Untersucher optimiert werden. Die Kodierung der Blutströmung erfolgt in Bezug auf die Bewegung zur Schallsonde in Rot-Blau-Farbabstufungen. Die Höhe der Frequenzverschiebung wird dabei in der Intensität der Farben dargestellt.

Eine andere Möglichkeit der Darstellung ist der sog. Intensitätsmodus bzw. Power-Mode (P-Mode). Man spricht hier auch von der sog. Farbdopplerangiographie. Die Farbkodierung im P-Mode verzichtet auf eine Wiedergabe der Dopplerfrequenzen und berücksichtigt allein die Intensität (Amplitude) der Dopplersignale. Im Powermodus lassen sich kleine Gefäße und langsame Strömungen besser darstellen. Wichtig ist diese Untersuchungsmethode zur Darstellung von Gefäßen in Lymphknoten oder Tumoren (s. Abb. 115 u. 116).

Erwähnt werden soll hier weiterhin der sog. Triplex-Mode. In dieser Darstellung kann auf dem Monitor neben dem B-Bild und den farbkodierten Gefäßen zusätzlich auch noch das Dopplerspektrum abgebildet werden. Im Dopplerspektrum werden die im Dopplersignal enthaltenen Frequenzen, der Zeitpunkt ihres Auftretens und ihre Intensität dargestellt. Technisch und digital durchführbar ist dies durch die sog. schnelle Fourier-Transformation (FFT).

4.3 Anatomische Grundlagen



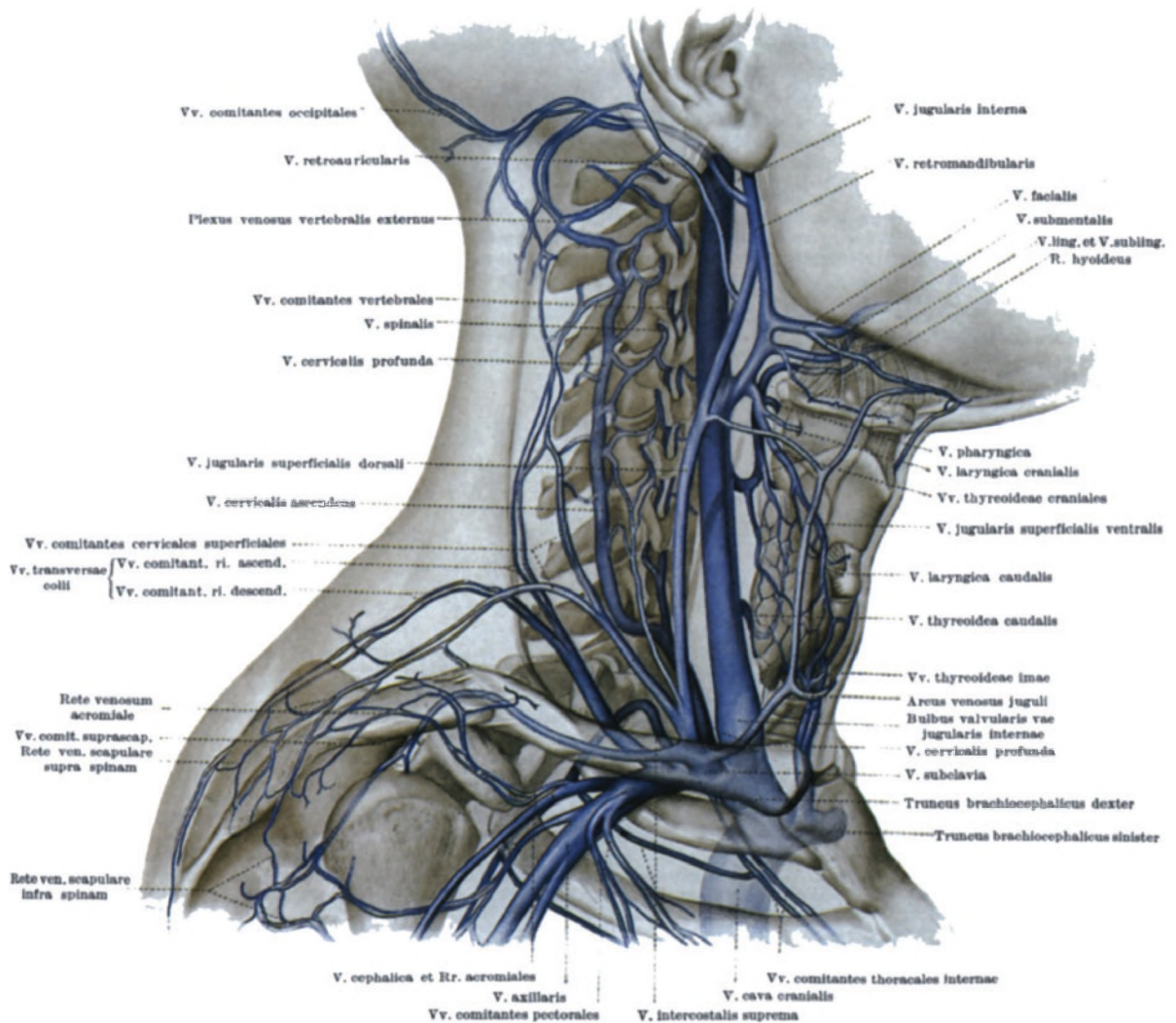
Anatomische Übersicht über die Arterien des Halses (aus: Lanz/Wachsmuth, Praktische Anatomie, Bd. I, Teil 2, Hals, Springer 1955)

4.3.1 A. carotis communis interna und externa

Die A. carotis communis entspringt aus dem Aortenbogen bzw. dem Truncus brachiocephalicus und teilt sich in die A. carotis interna und A. carotis externa. Die Bifurkation liegt dabei in Höhe des Halswirbelkörpers 4/5 (48%) oder HWK 3/4 (34%) und nur selten höher oder wesentlich niedriger. Während die Media der A. carotis communis aus verschiedenen Schichten elastischer Fasern und Muskelzellen aufgebaut ist, dominieren in der A. carotis interna die muskulären Zellelemente. Am Karotisbulbus, der in 6% nicht angelegt ist, verdünnt sich die Struktur der Media und es dominiert ein elastisches Fasergebilde. Die A. carotis interna kann in einen zervikalen Anteil, einen petrösen, einen kavernösen und einen supraklinoidalen Anteil unterteilt werden. Der her-

kömmlichen Doppleruntersuchung zugänglich ist hierbei die größte Strecke des zervikalen Anteils. Die A. carotis interna versorgt mit ihren wichtigsten Endästen, der A. ophthalmica, der A. communicans posterior und der A. choroidea anterior das menschliche Gehirn als ein Gefäßgebiet mit großem Gesamtquerschnitt und geringem Widerstand.

Die A. carotis externa versorgt den Gesichtsschädel und teilt sich oberhalb der Karotisbifurkation in mehrere Äste auf. Die Anastomose mit den Ästen der A. carotis interna sind unter pathologischen Bedingungen von Bedeutung und besonders die anatomische Situation der A. ophthalmica spielt bei der dopplersonographischen Diagnostik eine wichtige Rolle. Weiterhin gibt es zahlreiche Anastomosen zwischen den Endästen beider Seiten und, vor allem unter pathologischen Bedingungen, zwischen tiefen Halsarterien und den Vertebralarterien. Die Hauptäste



Anatomische Übersicht über die Venen des Halses (aus: Lanz/Wachsmuth, Praktische Anatomie, Bd. I, Teil 2, Hals, Springer 1955)

der A. carotis externa sind die A. superficialis temporalis und die A. maxillaris. Die wichtigsten intra-extra-kraniellen Anastomosen werden mit der A. meningea media und den frontoorbitalen Endästen der A. ophthalmica gebildet.

4.3.2 Orbitalarterien

Wichtig für die Doppleruntersuchung und insbesondere die indirekte cw-Dopplersonographie sind die Befunderhebungen im Bereich der Orbitalarterien und die Strömungsverhältnisse im Ophthalmikakreislauf. Hieraus können indirekte Informationen über die Durchgängigkeit der höher gelegenen Anteile der A. carotis interna gewonnen werden. Die A. ophthalmica entspringt aus der vorderen Konvexität des Karotissiphons und tritt dann durch die Dura über den

Canalis opticus in die Orbita ein. Die wichtigsten Anastomosen mit dem Externakreislauf sind hierbei lateral über die A. lacrimalis mit der A. meningea media, medial über vordere und hintere Ethmoidalarterien in eine Anastomose mit der A. maxillaris und rostral über die Aa. supratrochlearis und supraorbitalis in eine Anastomose mit der A. temporalis superficialis.

4.3.3 A. vertebralis und A. subclavia

Die A. vertebralis entspringt als erster Ast aus der A. subclavia, selten auch direkt aus dem Aortenbogen. Sie zieht dann bogenförmig nach kranial als Pars praevertebralis. Im Bereich des 5. oder 6. Halswirbelkörpers tritt sie in das Foramen costotransversarium ein und verläuft senkrecht nach kranial als Pars

transversaria. Nach dem 2. Halswirbelkörper verläuft sie nach lateral und bildet die Atlasschlinge als Pars atlantis. Vom Atlantookzipitalgelenk zieht sie weiter nach kranial und geht in den Subarachnoidalteil über. Die Aa. subclaviae werden in ihrem proximalen Anteil den hirnversorgenden Arterien zugerechnet. Linksseitig entspringt die A. subclavia direkt aus dem Aortenbogen, auf der rechten Seite aus dem Truncus brachiocephalicus, der sich in die A. subclavia und A. carotis communis teilt. Die Arterie versorgt neben Hirnanteilen (A. vertebralis) hauptsächlich muskuläre Anteile der Schulter und Armregion. Dementsprechend zeigt sie in der Doppleruntersuchung auch Eigenschaften eines extremitätenversorgenden Gefäßes.

4.4 Doppleruntersuchung im Kopf-Hals-Bereich (hirnversorgende GefäÙe)

4.4.1 cw-Doppleruntersuchung

4.4.1.1 Untersuchungsgang

Prinzipiell gibt es keine Richtlinien über die Reihenfolge der Untersuchung im cw-Doppler. Wichtig ist hervorzuheben, dass jeder Untersucher sich ein gewisses Schema der Reihenfolge und des Ablaufs der Untersuchung aneignen sollte. Man unterscheidet beim cw-Dopplerverfahren ein sog. indirektes und ein direktes Verfahren. Beim indirekten Verfahren handelt es sich um die Beschallung der Orbitalarterien und hier insbesondere um die Beschallung der A. supratrochlearis. Im Normalbefund liegt physiologischerweise ein Fluss von endo- nach extrakraniell vor.

Eine hämodynamisch wirksame Stenose im Bereich des Internastromgebietes führt zu einer Flussumkehr von extra- nach endokraniell. Bei hämodynamisch wirksamen Stenosen im Bereich der A. carotis externa kommt es zu einem Überwiegen des Flusses bzw. zu einem verstärkten Fluss von endo- nach extrakraniell.

Modifiziert werden kann die Untersuchung der Orbitalarterien durch sog. Kompression der Externaäste, z.B. der A. temporalis superficialis oder der A. facialis. Die hierbei sich ändernden Strömungsverhältnisse können zusätzlich zur Deutung der Befunde herangezogen werden. Physiologischerweise kommt es bei Kompression der Externaäste zu einer deutlichen

Flusserhöhung von endo- nach extrakraniell bzw. bei primär vorliegendem Nullfluss zu einem dann deutlich sichtbaren Fluss in diese Richtung.

Zur Untersuchung der A. supratrochlearis wird die Dopplersonde bei liegendem oder sitzendem Patienten vorsichtig mit etwas Kontaktgel benetzt und im medialen Augenwinkel an der Austrittsstelle der A. supratrochlearis aufgesetzt (Abb. 99).

Die Untersuchung wird dann fortgeführt mit den sog. direkten Verfahren. Hierbei wird das Dopplersignal durch Beschallung der A. carotis communis, externa oder interna abgeleitet, d.h. das Gefäß wird hier direkt beurteilt. Man beginnt im kaudalen Anteil die A. carotis communis über der Klavikula medial des Ansatzes des M. sternocleidomastoideus aufzusuchen. Bei Sondenhaltung von kranial nach kaudal können hier auch Anteile des Truncus brachiocephalicus mitbeurteilt werden. Führt man die Sonde weiter nach kranial, kann man im weiteren Verlauf die A. carotis communis beurteilen. Im medialen Anteil sollte die Untersuchung dann mit dem von kaudal nach kranial gerichteten Schallkopf erfolgen. Man gelangt schließlich bis in den Bereich des Bulbus caroticus. Fährt man weiter nach kranial und neigt die Sondenspitze leicht nach medial, so verändert sich das Geräusch deutlich und nimmt einen mehr peitschenden Charakter an. Dieses Geräusch spricht typischerweise für die A. carotis externa. Neigt man die Sondenspitze nach lateral, kann man deutlich das weiche Rauschen der A. carotis interna weiter nach kranial verfolgen. Wichtig zu wissen sind die verschiedenen Variationen der Lagebeziehung zwischen A. carotis interna und externa. Bei mehr dorsaler Lage der A. carotis interna kann diese besser von weiter lateral her aufgesucht werden. In ca. 6% der Fälle geht die A. carotis interna auch medial der A. carotis externa ab.



Abb. 99. Ableitung der A. supratrochlearis mit einer cw-Dopplersonde

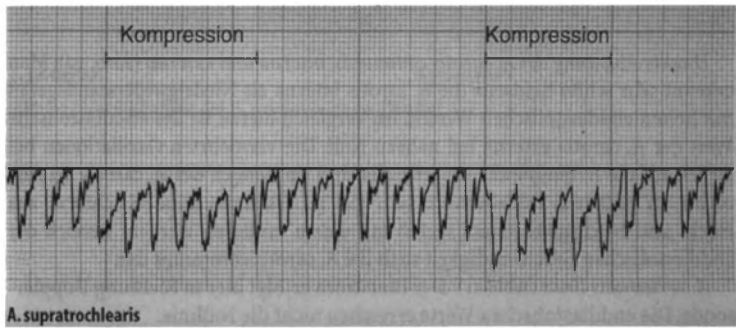


Abb. 100. Ableitung der A. supratrochlearis: Beim Kompressionstest kommt es zur Zunahme des nach extrakraniell gerichteten Flusses in der Arterie

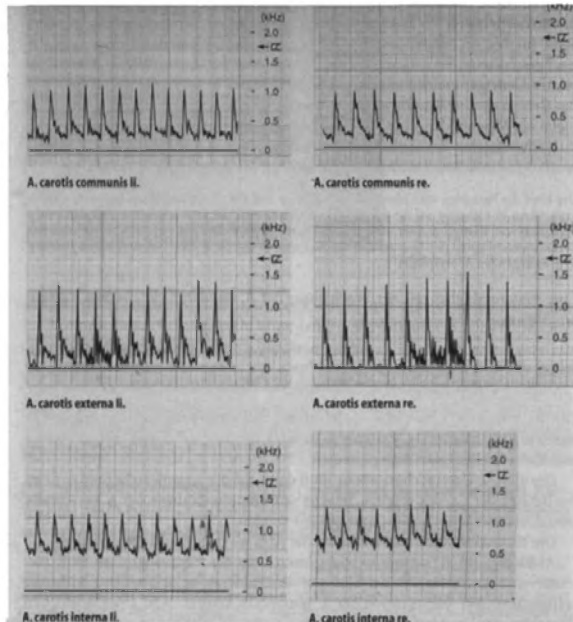


Abb. 101. Normalbefunde des cw-Dopplers im Karotissystem

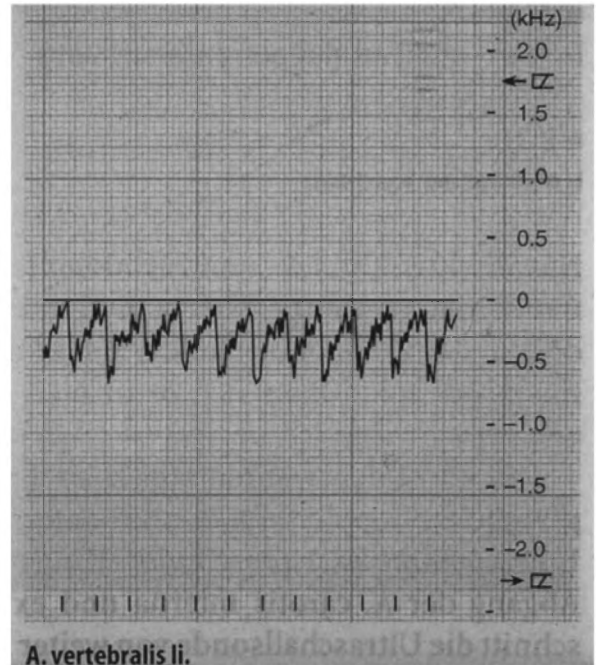


Abb. 102. Normalbefund einer A. vertebralis im cw-Doppler

Die Identifizierung der A. carotis externa kann evtl. durch Kompression von Seitenästen erleichtert werden. Auch die Identifizierung von weiteren Abgängen der A. carotis externa kann durch entsprechende Kompressionstests durchgeführt werden.

Als Beispiel sei hier nur die A. lingualis genannt. Durch Anpressen der Zunge am Gaumen verändert sich deutlich das Strömungsprofil.

Neben dem hörbaren Geräusch dienen vor allem auch die abgeleiteten Kurven als deutlicher Hinweis für das jeweilig abgeleitete Gefäß. Der enddiastolische Wert steht hierbei im engen Zusammenhang mit dem Widerstand im nachgeschalteten Versorgungsgebiet. So zeigt sich bei der A. carotis externa ein relativ niedriger enddiastolischer Wert im Vergleich zur A. carotis interna, die das Gehirn als eine Niedrigwiderstandsregion versorgt. Die A. carotis communis bietet ein Mischbild aus beiden vorgenannten Arterien.

Nach erfolgter Beschallung der A. carotis folgt die Ableitung der A. vertebralis. Am einfachsten gelingt dies im Bereich der Atlasschlinge am Mastoid.

Der Kopf des Patienten wird hierzu seitlich gedreht und die Sonde lateral des M. sternocleidomastoideus in Richtung auf die kontralaterale Orbita oder das Ohr aufgesetzt. Das abgeleitete Signal hat vom Klangcharakter und von der Kurve her Ähnlichkeiten mit der A. carotis interna bei geringerer Lautstärke. Es unterscheidet sich vom Klang her deutlich von der in der gleichen Region liegenden A. occipitalis. Eine weitere Möglichkeit der Beschallung der A. vertebralis ist die Beschallung am Abgang. Man orientiert sich dabei an der A. subclavia, die man weiter von medial nach lateral verfolgt. Man gelangt schließlich bis zum Abgang der A. vertebralis. Verifizieren kann man die Richtigkeit der Ableitung mit Kompression im Mastoidebereich, was zu fortgeleiteten Pulsationen führt.

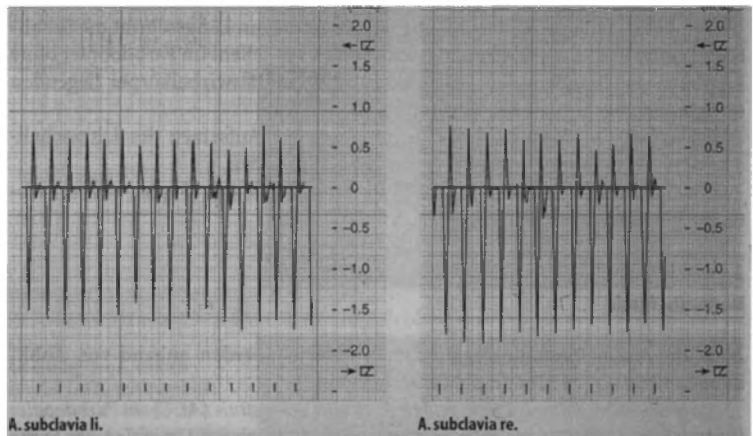


Abb. 103. Normalbefund der A. subclavia im cw-Doppler

Die A. subclavia kann sehr leicht in der Supraklavikularregion aufgesucht werden. Man erkennt sie typischerweise am Klang und am triphasischen Verlauf von Vor- und Rückwärtskomponenten.

Der gleiche Untersuchungsgang muss dann auf der gegenüberliegenden Seite im Bereich der Carotis externa, interna und communis sowie der A. vertebralis und A. subclavia nochmals durchgeführt werden.

Die Normalbefunde sollen anhand der Abbildungen kurz erläutert werden. Abbildung 100 zeigt die Ableitung der A. supratorcularis links: physiologischer Fluss von endo- nach extrakraniell, der Fluss auf die Sonde zu ist in negative Richtung aufgetragen. Bei Kompression kommt es zu einer deutlichen Zunahme der Dopplerfrequenz bzw. der Geschwindigkeit. Abbildung 101 zeigt die direkte Ableitung der Aa. carotis communis, interna und externa. Man erkennt sehr schön beidseits die A. carotis interna als Niedrigwiderstandsgefäß mit hohen enddiastolischen Werten. Im Vergleich hierzu liegt der enddiastolische Wert der A. carotis externa bei nahezu Null. Die vermehrten Oszillationen bei Druck auf die A. temporalis superficialis sind im Bereich der A. carotis externa rechts im mittleren Bildabschnitt sehr gut zu erkennen. Eine Mischform aus Hoch- und Niedrigwiderstandsgefäß mit einem mittleren Wert im Bereich der enddiastolischen Geschwindigkeit stellt die A. carotis communis dar. Abbildung 102: A. vertebralis links. Der Blutstrom erfolgt hier in Richtung Dopplersonde. Die enddiastolischen Werte erreichen nicht die Nulllinie. Abbildung 103: A. subclavia. Deutlich ist hier der triphasische Verlauf (mit Rückflussanteilen) der gemischten Hirn-Extremitäten-Arterie zu erkennen.

4.4.2

Duplex- und Farbdoppleruntersuchung

4.4.2.1

Untersuchungsgang

Den direkten Duplex- und Farbdoppleruntersuchungen sind die A. carotis communis, die Aa. carotis externa und interna sowie die A. vertebralis (hier besonders in der Farbdopplersonographie) und die A. subclavia sehr gut zugänglich. Auch hier sollte man sich prinzipiell einen einheitlichen Untersuchungsgang aneignen.

Die Karotiden werden von kaudal nach kranial im Querschnitt mit einem geeigneten Dopplerwinkel kleiner als 60° untersucht. Gleichzeitig muss immer auch eine Untersuchung im Längsschnitt erfolgen. Oft lässt sich die Bifurkation mit dem Abgang der Aa. carotis interna und externa dann darstellen, wenn im Längsschnitt die Ultraschallsonde von weiter lateral auf die Gefäße gehalten wird. Eine gleichzeitige Darstellung aller 3 Arterien ist nicht immer möglich. Schwierigkeiten können sich ergeben, wenn die A. carotis interna bis zur Schädelbasis verfolgt werden soll. Hier ist sie oftmals so tief gelegen, dass keine sicheren Signale mehr empfangen werden.

Kippt man nach der Untersuchung der Karotiden im Längsschnitt die Schallebene etwas nach dorsal, erkennt man besonders exzellent im Farbdoppler ohne Probleme die zwischen den Wirbelfortsätzen der Halswirbelkörper liegenden unterbrochenen Signale der A. vertebralis.

Zusätzlich soll dann noch die A. subclavia bei Aufsetzen des Ultraschallscanners auf die Supraklavikulargrube geschallt werden.

Die Orbitalarterien werden gewöhnlich nicht mit der Duplex- oder Farbdopplermethode untersucht.

4.4.2.2

Normalbefunde

Wie beim cw-Dopplerverfahren sollen die Normalbefunde der einzelnen Arterien in den folgenden Abbildungen nochmals dargestellt werden.

Abbildung 104: Längsschnitt im Bereich der rechten A. carotis communis (ACC) im Farbdoppler. In der Mitte des Farbfensters kommt es zu einem Umschlag der Farbe von rot nach blau. Dies ist bedingt durch den Richtungswechsel des Blutstroms in Bezug zur Ultraschallsonde. Strömung auf die Sonde zu ist in diesem Fall rot, von der Sonde weg blau kodiert. Es handelt sich dennoch um eine normale Perfusion der Arterie. Abbildung 105: Längsschnitt im Bereich der linken A. carotis communis (ACC) mit Ableitung

des typischen Dopplerspektrums (unterer Bildanteil) und eingestellter Winkelkorrektur zur Geschwindigkeitsbestimmung. Zusätzlich ist die V. jugularis interna (VJI) blau kodiert erkennbar.

Abbildung 106: Längsschnitt mit dem erkennbaren Abgang der A. carotis interna (ACI) aus der A. carotis communis (ACC). Im Dopplerspektrum abgebildet ist die A. carotis interna mit deutlich angehobenem enddiastolischem Wert im Vergleich zur A. carotis communis. Abbildung 107: Ableitung der A. carotis externa (ACE) im Längsschnitt. Niedriger enddiastolischer Wert als Kennzeichen eines Gefäßes mit nachgeschaltetem Versorgungsbereich mit hohem Widerstand. Abbildung 108: A. vertebralis (AV) links: deutlich sieht man die Farbsignale zwischen den Querfortsätzen der Wirbelkörper (Schallauslöschung). Die Ablei-

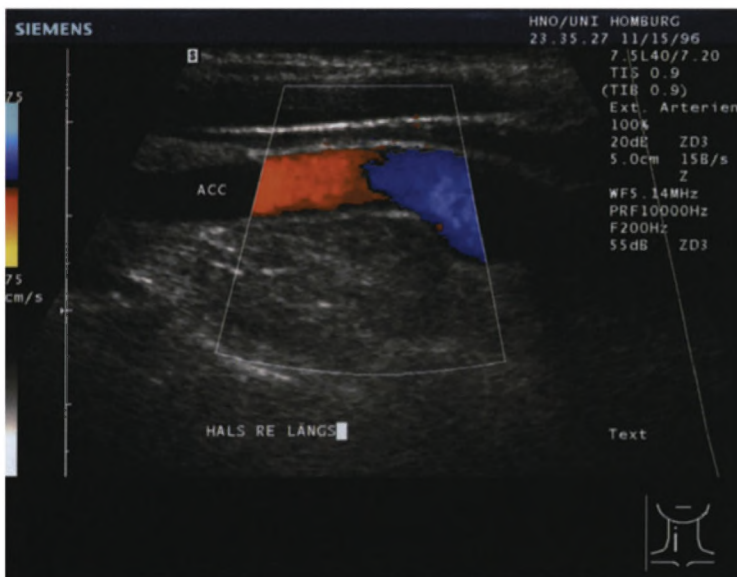


Abb. 104. Die A. carotis communis (ACC) im Farbdoppler. Die Farbumkehr in der Bildmitte ist bedingt durch den sich hier umkehrenden Blutstrom in Bezug auf die Bewegung zur Ultraschallsonde



Abb. 105. Ableitung der A. carotis communis (ACC) mit zugehörigem Spektrum im unteren Bildanteil. Die V. jugularis interna (VJI) ist direkt neben der Arterie sichtbar

tung des Frequenzspektrums zeigt den typischen Verlauf eines Niedrigwiderstandsgefäßes, ähnlich der A. carotis interna. Abbildung 109: A. subclavia (ASCL) links, lateral der A. carotis communis (ACC) und über der Klavikula (CLAV) mit triphasischem Verlauf des Frequenzspektrums (physiologischer Rückfluss zum Herzen in der Diastole).

Neben den qualitativ zu beurteilenden Farbverteilungsmustern und der Möglichkeit der Darstellung des Frequenzspektrums bzw. der Geschwindigkeiten in Abhängigkeit vom zeitlichen Verlauf können auch vom Dopplerwinkel unabhängige periphere Widerstandsindizes für jedes Gefäß bestimmt werden. Von Bedeutung ist hierbei der mittlere Pulsatilitätsindex (MPI) und die Pourcelot-Ratio (PR):

$$MPI = (F_{max} - F_{min}) / F_{med}$$

$$PR = (F_{max} - F_{min}) / F_{max}$$

F_{max} = maximale systolische Dopplerverschiebefrequenz,

F_{min} = minimale diastolische Verschiebefrequenz,

F_{med} = mittlere Dopplerverschiebefrequenz über den gesamten Herzzyklus.

Diese Pulsatilitätsparameter sind zum jeweiligen Gefäßwiderstand direkt proportional, d.h. große Werte für die Pulsatilitätsparameter entsprechen hohen Widerstandswerten der peripheren Gefäße. Es können so unabhängig von der Position des Schallkopfes und damit unabhängig vom Winkel der auf ein Gefäß auftreffenden Sendefrequenz inter- und intraindividuelle Vergleiche aufgestellt werden. Die Pulsatilitätsparame-

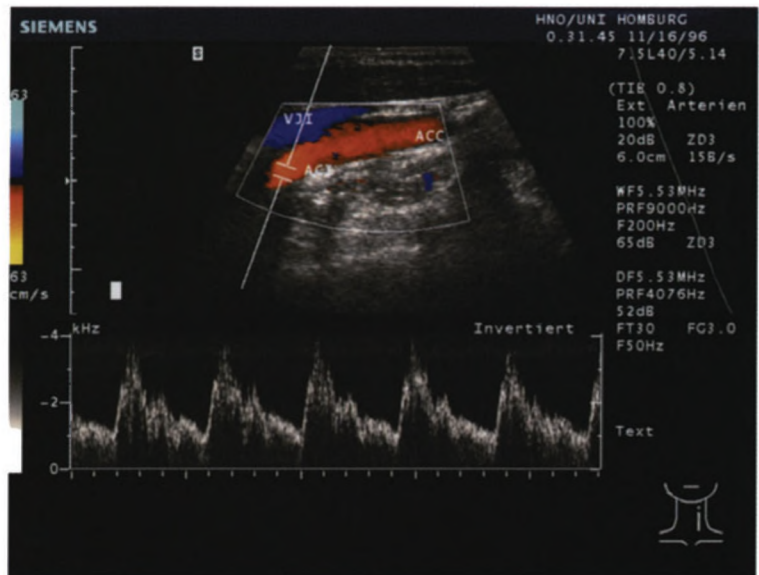


Abb. 106. Ableitung der A. carotis interna (ACI) mit zugehörigem normalem Spektrum – hier im Längsschnitt gezeigt. VJI V. jugularis interna, ACC A. carotis communis

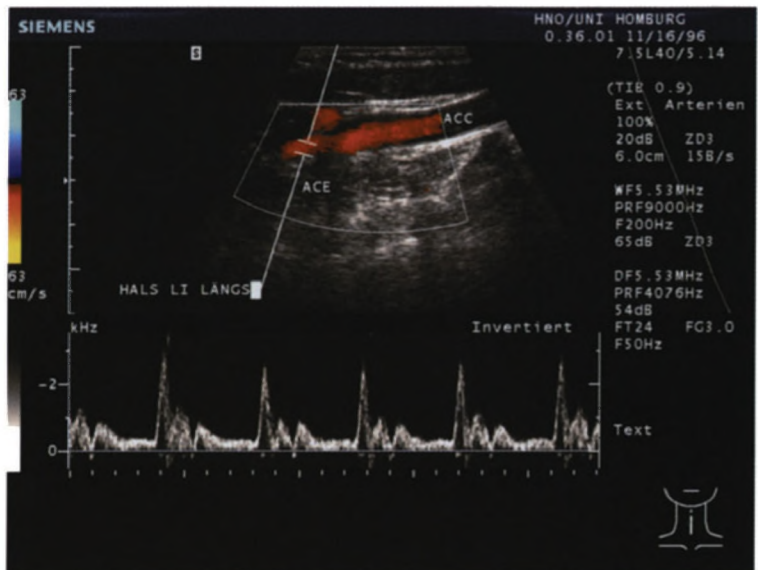


Abb. 107. Ableitung und normales Spektrum der A. carotis externa (ACE). ACC A. carotis communis

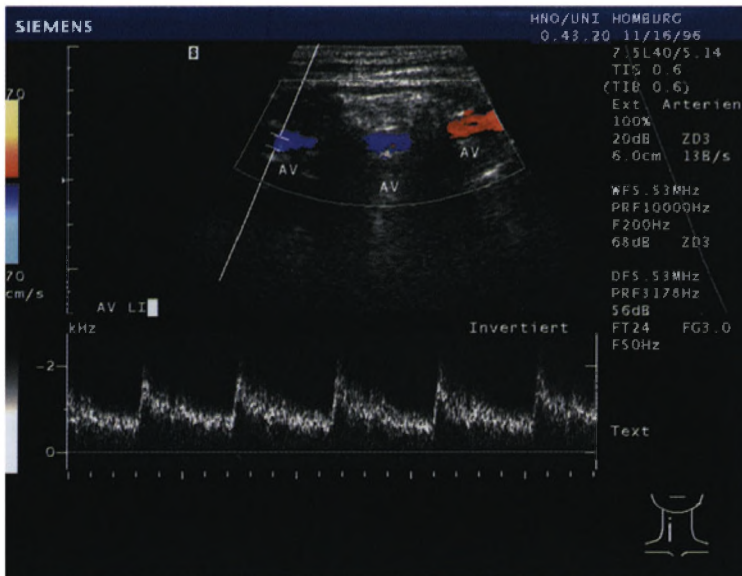


Abb. 108. Ableitung und normales Spektrum der A. vertebralis (AV) hier auf der linken Seite. Man erkennt am Hals im Längsschnitt die einzelnen Gefäßabschnitte zwischen den Querfortsätzen der Halswirbelkörper

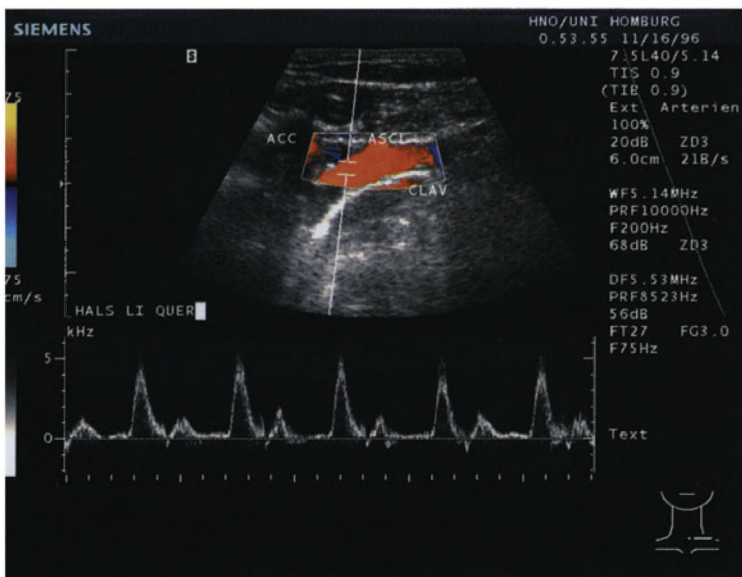


Abb. 109. Ableitung und normales Spektrum der linken A. subclavia (ASCL). Klavikula (CLAV) und A. carotis communis (ACC) zusätzlich im Bild sichtbar

ter werden für die Gefäßbeurteilung seit langem in der herkömmlichen Doppleruntersuchung bestimmt. Sie bieten die Möglichkeit zur Beurteilung von Stenosen oder Gefäßverschlüssen oder dienen auch zur Erfolgsbeurteilung gefäßchirurgischer Maßnahmen. Detailliertere Informationen sind der weiterführenden Literatur zu entnehmen.

Die Auswertung des Real-time-Farbdopplerbildes und des Frequenz-und/oder Geschwindigkeitsspektrums liefert somit von der Zeit abhängige Informationen hinsichtlich der Erkennung von Fluss bzw. von fehlendem Fluss, der Blutflussrichtung, der mittleren Flussgeschwindigkeit des Strömungsverlaufes und etwaiger auftretender Turbulenzen.

4.5

Beurteilung pathologischer Befunde

Grundlage für die sonographische Stenoseabschätzung ist der Vergleich mit der Angiographie. Trotz aller Fehlermöglichkeiten, die sich auch bei der angiographischen Einschätzung des Stenosegrades ergeben können, ist die Angiographie „Goldstandard“. Man unterscheidet prinzipiell zwischen dem lokalen Stenosegrad, der das Verhältnis vom Restdurchmesser in der Stenose zum Durchmesser des ursprünglichen Lumens beschreibt. Dieser gibt die beste Aussage über das tatsächliche Ausmaß der Stenosierung. Der distale Stenosegrad bezieht sich dagegen auf den distalen unstenosierten Gefäßdurchmesser.

In der Terminologie unterscheidet man verschiedene Arten von Stenosen:

- Hämodynamisch wirksame Stenose: Stenose, die zu einer Abnahme der Stromstärke im stenosierten Gefäß führt (Stenosegrad >80%).
- Lokale Stenose: Hämodynamisch nicht relevante Stenose mit einer lokal höheren Strömungsgeschwindigkeit (Stenosegrad >50%).
- Nichtstenosierende Plaque: Lumeneinengung, die nicht zu einer lokalen Strömungsbeschleunigung führt (Stenosegrad <50%).

Insgesamt ergibt sich bei den verschiedenen zur Verfügung stehenden Untersuchungsmethoden von

cw-Doppler mit direkter und indirekter Ableitung, pw-Doppler mit Spektrumanalyse, B-Bild und Farbdoppleruntersuchungen eine Vielzahl von morphologischen und dopplersonographischen Kriterien für die Bestimmung von Stenosegraden. Widder hat diese Kriterien am Beispiel der A. carotis interna in einer Zusammenstellung sehr gut aufgezeigt (Tabelle 3).

Zur Verdeutlichung der Befunde seien im Folgenden nochmals einige typische pathologische Befunde als Auswahl gezeigt.

Abbildung 110 zeigt die Ableitung der A. carotis interna im cw-Doppler im Seitenvergleich mit Verlust der Pulsatilität im Bereich der Stenose und poststenotischer Normalisierung. Die Befunde der übrigen Gefäße waren unauffällig. Es liegt hier eine mittelgradige Stenosierung (60–70%) der linken A. carotis interna im Abgangsbereich vor.

Abbildung 111: hämodynamisch nicht wirksamer echoarmer Plaque im Längsschnitt der linken A. carotis communis (ACC) unterhalb des M. sternocleidomastoideus (MSCM). Abmessungen zur Bestimmung des distalen und lokalen Stenosegrades.

Abbildung 112: filiforme Abgangsstenose der linken A. carotis externa (ACE) mit Dopplerfrequenzen über 6 kHz. A. carotis communis (ACC) und A. carotis interna (ACI) zusätzlich erkennbar.

Abbildung 113: mittel- bis hochgradige Stenose der A. carotis interna (ACI) links.

Tabelle 3. Kriterien und Definitionen zur Bestimmung von Stenosegraden mit der Dopplersonographie. (Nach Widder 1995)

	Nichtstenosierende Plaques	Geringgradige Stenose	Mittelgradige Stenose	Hochgradige Stenose	Subtotale Stenose
Lokaler Stenosegrad	<40%	40–60%	60–70%	ca. 80%	>90%
Distaler Stenosegrad	0	<30%	ca. 50%	ca. 70%	>90%
Indirekte Kriterien	Keine Strömungsbehinderung	–	–	A. ophthalmica: Nullströmung oder retrograde Strömung, A. carotis communis: Strömung vermindert	
Direkte Kriterien im Stenosebereich (cw-Doppler)	Unauffällig	Veränderung im Audiosignal, geringe lokale Strömungszunahme	Strömungszunahme, Verlust an Pulsatilität, systolische Dezeleration	Starke Strömungszunahme und Dezeleration	Variables Stenose-signal, Intensitätsminderung
Spektrumanalyse	Unauffällig	Verbreiterung	Verbreiterung, Intensitätszunahme niederfrequenter Strömungsanteile	Verbreiterung, inverse Frequenzanteile	Reduziert, inverse Frequenzanteile
Poststenotisch	Unauffällig	Unauffällig	Unauffällig	Verminderte systolische Geschwindigkeit	Stark reduziertes Signal
Spitzenfrequenz bei 4 MHz Sendefrequenz	<4 kHz	>4 kHz	4–8 kHz	>8 kHz	Variabel
Systolische Maximalgeschwindigkeit (cm/s)	<120	>120	>120	>240	Variabel
Farbdoppler	Keine oder lokale Verwirbelung	Lange segmentale Beschleunigung	Umschriebene segmentale Beschleunigung	Eng umschriebene segmentale hochgradige Strömungsbeschleunigung, poststenotische Rückstromanteile	

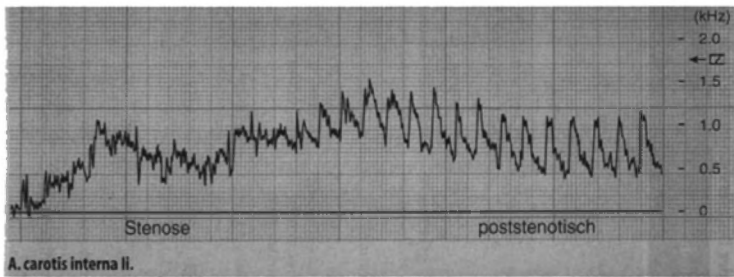


Abb. 110. Pathologischer Befund im Bereich der A. carotis interna links mit ca. 60- bis 70%iger Stenose

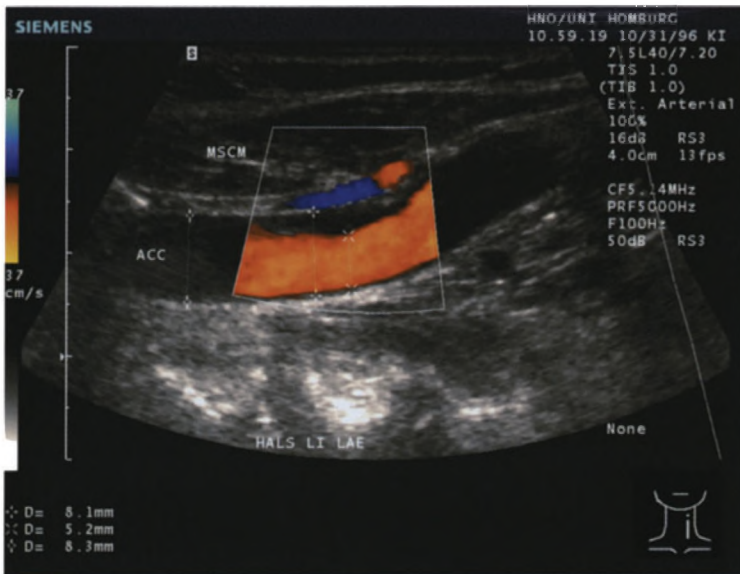


Abb. 111. Darstellung eines echoarmen Plaques im Bereich der A. carotis communis (ACC) im Längsschnitt direkt unter dem M. sternocleidomastoideus (MSCM). Die Abmessungen dienen zur Bestimmung des lokalen und distalen Stenosegrades (s. Text)

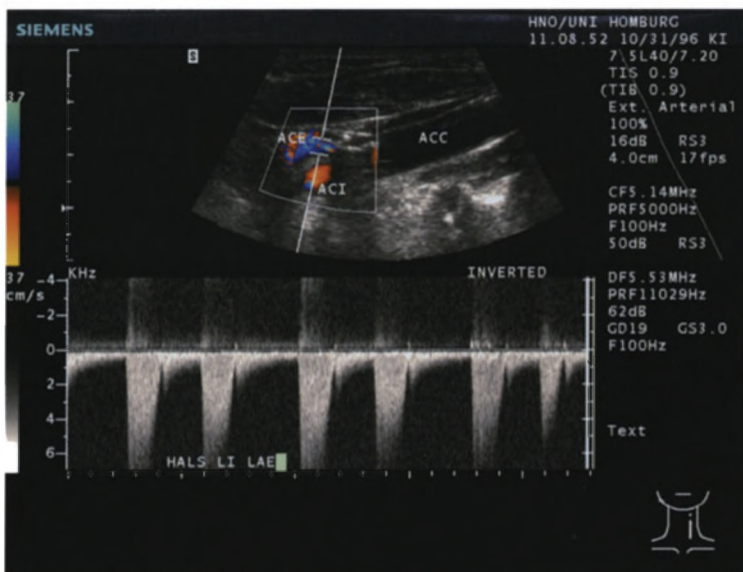


Abb. 112. Hochgradige Externaabgangsstenose mit Aliasing und Frequenzen über 6 kHz. ACE A. carotis externa, ACC A. carotis communis, ACI A. carotis interna

Abbildung 114: Kinking der A. carotis interna (ACI) im Querschnitt am rechten Hals zwischen V. jugularis interna (VJI) und V. facialis (VF). Farbumschlag durch Veränderung der Flussrichtung in Bezug auf die Schallsonde.

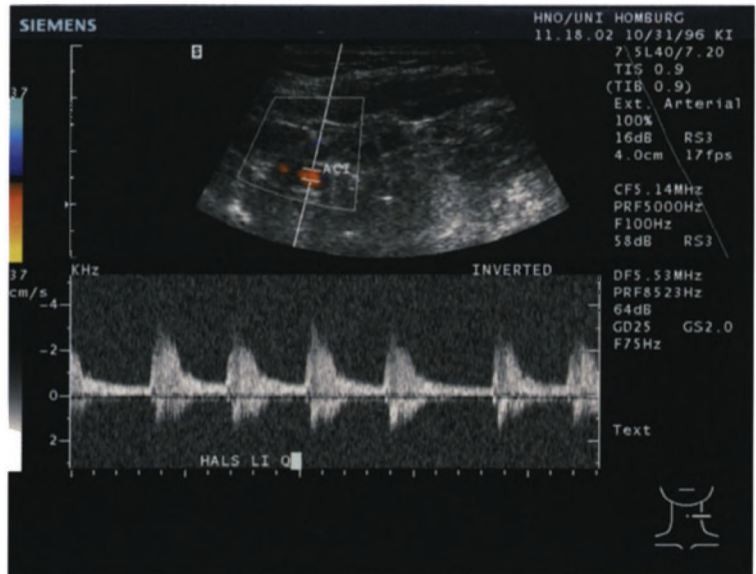


Abb. 113. Stenose im Bereich der A. carotis interna (ACI) mit zugehörigem Spektrum. Verschwinden des systolischen Fensters, negative Anteile des Spektrums

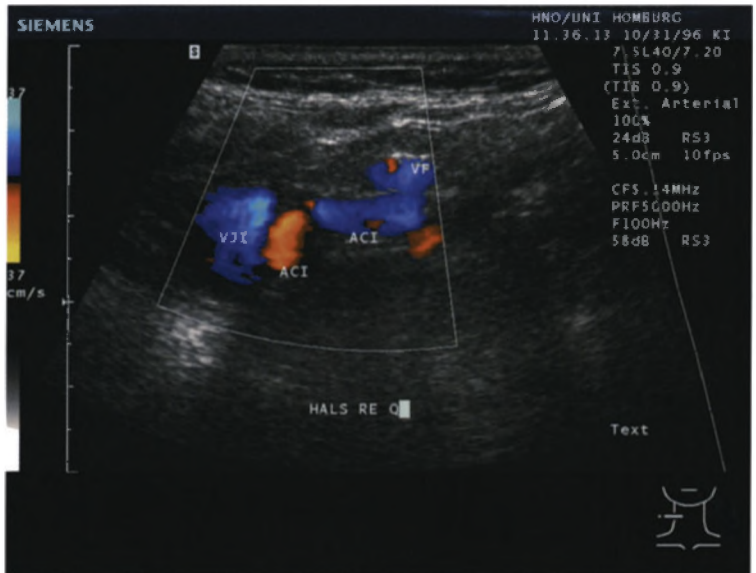


Abb. 114. Kinking im Bereich der A. carotis interna mit Richtungswechsel des Gefäßes; sichtbar am zugehörigen Farbumschlag trotz erhaltender Kontinuität. ACI A. carotis interna, VF V. facialis, VJI V. jugularis interna

4.6 Fehlerquellen

Die verschiedenen o.g. Doppleruntersuchungsmethoden sind selbst in der Hand des geübten Untersuchers als nicht immer einfach durchführbar und auswertbar einzuschätzen. Eine besonders häufige Fehlerquelle stellt daher die mangelnde Erfahrung des Untersuchers dar. Insbesondere kann es dann zu folgenden Problemen kommen:

- Verwechslung der A. carotis interna mit der A. carotis externa oder A. vertebralis, vermeidbar durch Vibrationsmanöver und anatomische Zuordnung.
- Knick- und Schlingenbildungen (Kinking, Coiling) führen besonders bei der cw-Doppleruntersuchung zu Fehldeutungen, da der Dopplerwinkel unbekannt ist und daher falsch-hohe oder falsch-niedrige Strömungsgeschwindigkeiten angezeigt werden.
- Ein steiler Dopplerwinkel mit der cw-Sonde kann zu höheren Flussgeschwindigkeiten in der distalen A. carotis interna führen als die Geschwindigkeiten, die am Internaabgang gemessen werden.
- Beim cw-Doppler können Schilddrüsengefäße manchmal mit der A. carotis interna verwechselt werden, eine Struma kann zur Verdrängung der A. carotis führen, die sich dann manchmal sehr weit in der Tiefe des Halses befindet.
- Eine schlechte B-Bild-Qualität kann zu einer falschen Einschätzung der Gefäßwände führen.
- Durch Messung der Fließgeschwindigkeit bzw. Dopplerfrequenz hinter kalifizierenden Plaques mit distaler Schallauslöschung wird das Dopplersignal abgeschwächt bzw. verschwindet ganz, es kommt hierbei zu falschen Messungen.
- Beim gepulsten Doppler können sehr hohe Strömungsgeschwindigkeiten in Stenosen aufgrund der o.g. Nyquist-Grenze (s. Kap. 4.2.3) bei der pw-Doppler- und Farbdoppleruntersuchung nicht gemessen werden.
- Distal von subtotalen Stenosen können zu niedrige Strömungsgeschwindigkeiten gemessen werden.
- Das Messvolumen kann falsch plziert werden. Die Bestimmung der maximalen Flussgeschwindigkeit erfordert oft längeres Suchen. Umschriebene höchstgradige Stenosen sind oft schwer zu finden und nur durch längeres Suchen von einem Verschluss zu unterscheiden. Für quantitative Messungen sollte das Messvolumen dem Gefäßlumen angepasst sein und zentral axial liegen.
- Für quantitative Messungen sollte der Schallwinkel korrekt eingestellt werden und möglichst nicht größer als 60° sein. Dies gilt vor allem bei vergleichenden Geschwindigkeitsmessungen.
- Bei hochgradigen Internastenosen und Verschlüssen können A. carotis interna und externa verwechselt werden, da die A. carotis externa dann als Kollateralgefäß ein internaähnliches Signal besitzt.

4.7 Farbdopplersonographische Differentialdiagnostik

4.7.1 Solide und zystische Raumforderungen

Die sichere Differenzierung solider von zystischen Raumforderungen ist B-Bild-sonographisch nicht immer zuverlässig möglich. Akut entzündlich veränderte Lymphknoten können ebenso echoleer erscheinen wie eine mit Sekret gefüllte laterale Halszyste.

In Abhängigkeit vom zugrundeliegenden Gewebetyp lassen sich dopplersonographisch in Lymphknoten oder Tumoren Binnengefäße darstellen.

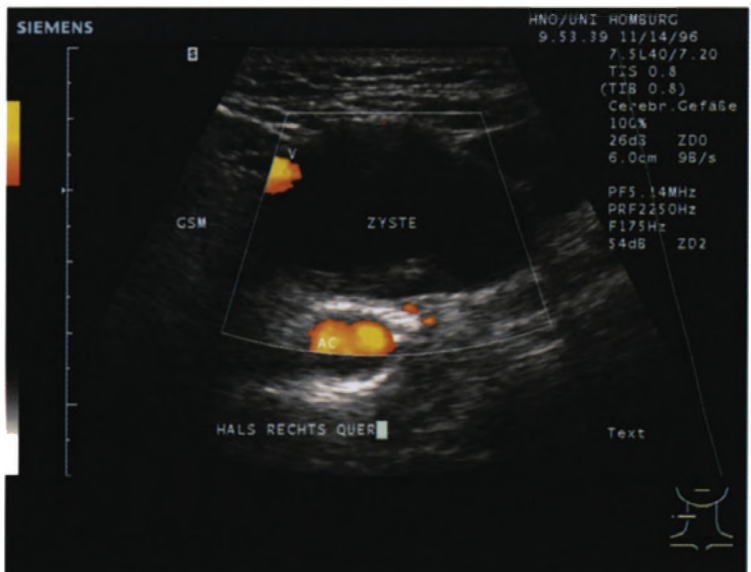
Dieser Nachweis einer Binnenvaskularisation schließt eine Zyste aus. Ein entzündlich veränderter Lymphknoten mit deutlicher Vaskularisation ist in Abb. 115 zu erkennen. Günstig erweist sich bei solchen Messungen im Bereich kleinster Gefäße die Verwendung des Powermodus (P-Mode, Farbdopplerangiographie).

Eine Zyste lässt sich demgegenüber farbdopplersonographisch daran erkennen, dass keine Vaskularisation nachweisbar ist. Besonders deutlich wird dieser Befund, wenn neben dem echoarmen Zystenanteil auch die Grenzen zum umgebenden Gewebe im Untersuchungsgebiet liegen. Es kann dann eine Durchblutung des umliegenden Gewebes nachgewiesen werden, die Grenze zur avaskulären Zone ist durch die Zystenwand eindeutig vorgegeben (Abb. 116).

Abb. 115. Darstellung eines Lymphknotens mit zugehöriger Vaskularisation im Power-Mode (s. Text)



Abb. 116. Darstellung einer lateralen Halszyste mit fehlender Vaskularisation. Die im Power-Mode dargestellten Gefäße befinden sich deutlich außerhalb der echoleeren Raumforderung. V Vene, GSM Glandula submandibularis



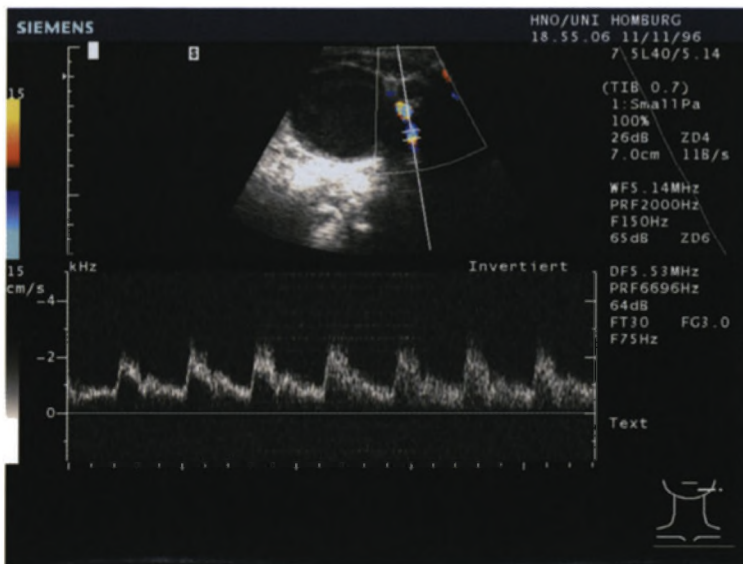


Abb. 117. Halsmetastase eines Plattenepithelkarzinoms im Bereich der Schädelbasis. Die Raumforderung erreicht die A. carotis interna in diesem Bereich. Das ableitbare Spektrum zeigt eine durchgängige Arterie

4.7.2 Gefäße

4.7.2.1

Tumorkompression/-infiltration

Die im Hinblick auf die therapeutische Konsequenz wichtige Frage einer Gefäßkompression bzw. einer Gefäßinfiltration durch einen malignen Tumor kann mit Hilfe der B-Bild-Sonographie oft nicht eindeutig beantwortet werden.

Eine diagnostische Hilfestellung aber keine endgültige Klärung bietet hier die Farbdopplersonographie. Grundlage sind hierbei ein fehlender, reduzierter oder erhaltener Blutfluss und Abweichungen des Frequenzspektrums im Bereich des Tumorwachstums. Wie in der B-Bild-Sonographie erleichtert im venösen Schenkel das Durchführen des Valsalva-Manövers die Untersuchung. Abbildung 117 zeigt eine echoarme Raumforderung (Halsmetastase bei unbekanntem Primärtumor) distal der Bifurkation mit einer Ausdehnung von über 4 cm. Präoperativ interessierten hier die Lage und Durchgängigkeit der A. carotis interna am Übergang zur Schädelbasis; mit Hilfe der Farbdopplersonographie konnte eine Verdrängung nach medial bei normalem Internafrequenzspektrum festgestellt werden.

4.7.2.2

Thrombosen, Verlaufsanomalien, Aneurysmen

Der topographischen Orientierung dienen im gesamten Halsverlauf die großen Gefäße. Im Bereich des Venenwinkels lässt sich im Querschnitt das typische Quartett der jeweils gleichartig farbkodierten A. carotis externa und A. carotis interna einerseits sowie der V. jugularis interna mit V. facialis andererseits darstellen.

Mittels der Farbdopplersonographie können die Zuflüsse und Abgänge zu bzw. von den einzelnen Gefäßanteilen eindeutig lokalisiert und sicher verfolgt werden. Eine Verwechslung mit Lymphknoten, Bindegewebebestrukturen oder Muskelgewebe ist somit ausgeschlossen.

Anhand der qualitativen Farbverteilung, des Frequenzspektrums und der quantitativen Bestimmung von Pulsatilitätsparametern erhält der Untersucher einen Aufschluss über die Durchblutung in den jeweiligen Gefäßen. Thrombosen und Engstellen der V. jugularis interna lassen sich somit anhand einer fehlenden oder reduzierten Durchblutung sicher erfassen.

Aber auch Anomalien im Gefäßverlauf der A. carotis (z.B. Kinking) oder Aneurysmen können farbdopplersonographisch diagnostiziert werden. Typisch für das Kinking ist der richtungswechselnde Strömungsfluss (s. Abb. 114), ein ausgeweiteter Aneurysmasack imponiert durch turbulente Strömungsanteile, erkennbar an einer wechselnden, unregelmäßigen Farbkodierung und Vermehrung der im Frequenzspektrum auftretenden Anzahl der Einzelfrequenzen.

4.7.2.3

Gefäßreiche Tumoren

Eine Differenzierung zwischen Hämangiomen und Lymphangiomen aufgrund sonomorphologischer Charakteristika im B-Bild ist nicht möglich. Je nach Füllungszustand weisen die nicht immer scharf begrenzten Raumforderungen eher echoarme bis echoleere oder echoreichere Anteile auf, die bei Muskelkontraktion oder Kompression mit dem Schallkopf ihre Größe ändern und teilweise völlig zum Verschwinden gebracht werden können.

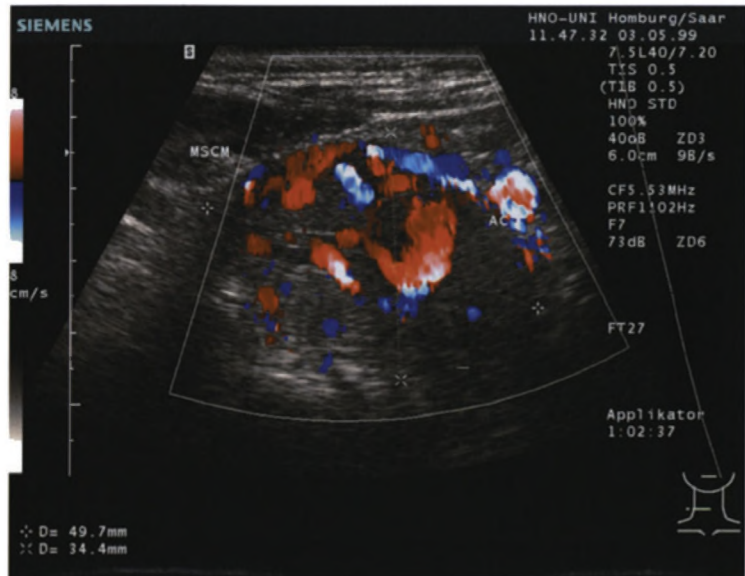


Abb. 118. Paragangliom (+) (Glomustumor) am rechten Hals im B-Bild (Farbdopplerbeobachtung s. Kap. 3, Abb. 64). AC A. carotis, MSCM M. sternocleidomastoideus

Während sich Lymphangiome in der Regel farbdopplersonographisch ohne Fluss darstellen, ist der Nachweis von Hämangiomen möglich, da auch geringe Blutströmungsgeschwindigkeiten erkennbar sind. Eine diagnostische Erschwernis stellen jedoch Hämangiome mit kavernösen Anteilen und einer nahezu sistierenden Blutzirkulation dar. Durch Sonopalpation kann in diesen Fällen jedoch eine Flüssigkeitsbewegung induziert und im Bild sichtbar gemacht werden.

Die sich im Bereich der Karotidgabel manifestierenden Glomustumoren lassen sich von vergrößerten zervikalen Lymphknoten B-Bild-sonographisch nicht immer sicher differenzieren. Farbdopplersonographisch lässt sich jedoch die Diagnose durch den Nachweis eines vaskularisierten Tumors erhärten, im Idealfall zeigt sich eine stark vaskularisierte Raumforderung im Bifurkationsbereich der A. carotis (Abb. 118).

4.7.3 Tumornachsorge

Eine Erleichterung bringt die Farbdopplersonographie diagnostisch auch in der Tumornachsorge mit sich, da bei Zustand nach Chemoradiotherapie und/oder Neck dissection oft erhebliche Gewebefibrosen und Vernarbungen vorliegen, die die Orientierung manchmal sehr erschweren.

Farbkodiert können die Halsgefäße von entsprechenden Lymphknoten und Bindegewebeformationen sicher und schnell abgegrenzt werden.

4.7.4 Differenzierung benigner und maligner Raumforderungen

Die Erwartungen bzgl. einer möglichen farbdopplersonographischen Differenzierung benigner von malignen Halslymphknoten sowie benigner und maligner Parotistumoren durch qualitative und/oder quantitative Strömungsparameter haben sich bisher nicht erfüllt. Bis heute existieren im normalen Untersuchungsablauf keine sicheren farbdopplersonographischen Kriterien zur Unterscheidung benigner von malignen Neubildungen.

Denkbar wäre jedoch die Kombination des Einsatzes eines Farbdopplers in Verbindung mit computergestützten Texturanalysen des zu untersuchenden Gewebes. Möglicherweise lassen sich hierdurch in Zukunft weitergehende diagnostische Erkenntnisse gewinnen.

4.8

Zusammenfassende Wertung

Die Farbdopplersonographie ist ein hilfreiches Instrumentarium in der Diagnostik von Raumforderungen und pathologischen Veränderungen im Kopf-Hals-Bereich, insbesondere die arterielle und venöse Gefäßversorgung betreffend. Sie kann in vielen Fällen als Ergänzung zur konventionellen B-Bild-Sonographie zusätzliche Informationen liefern und auch primär zur Gefäßdiagnostik eingesetzt werden.

Dieser zusätzliche Informationsgewinn ergibt sich aus der Darstellung und Quantifizierung des physiologischen und pathologischen Blutflusses der Gefäße im Kopf-Hals-Bereich und der Art und Größe der Vaskularisation von Raumforderungen. Insbesondere Erkrankungen, die das Gefäßsystem direkt betreffen (Glomustumoren, Thrombosen, Verlaufsanomalien, Aneurysmen) lassen sich wesentlich besser als ledig-

lich alleine durch die B-Bild-Sonographie erkennen und vor allem auch funktionell und quantitativ beschreiben.

Eine Differenzierung benigner von malignen Prozessen aufgrund farbdopplersonographischer Beurteilungskriterien ist derzeit jedoch nicht sicher möglich.

Als Indikationen für die Anwendungen der Dopplersonographie gelten:

- frühzeitige Erkennung von Stenosen der A. carotis, insbesondere auch zur Gefäßdiagnostik nach Operation und Bestrahlung;
- differentialdiagnostische Abklärung neurootologischer Symptome;
- Diagnostik vaskulärer Tumoren;
- präoperative Beurteilung der Halsgefäße bei ausgedehnten Tumoren;
- Beurteilung der Gefäße im Kopf-Hals-Bereich bei gefäßgestielten Lappenplastiken.