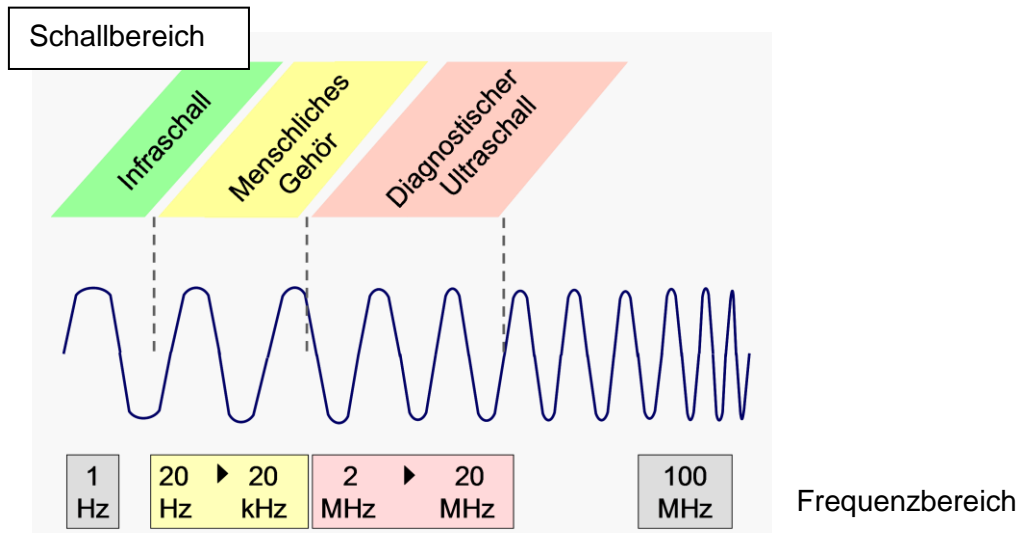


# Ultraschall Basics

## Allgemein

### Definition

Ultraschall ist eine longitudinale mechanische Welle (Druckwelle) jenseits der Hörschwelle (oberhalb von 20 Kilohertz, kHz). Ihre Ausbreitung ist an ein Medium gebunden.



### Erzeugung

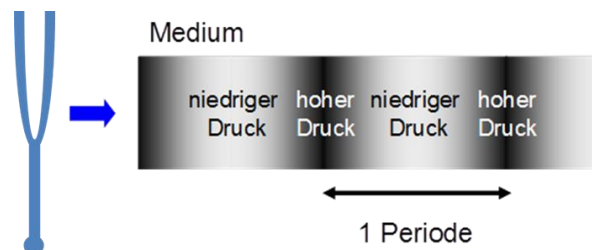
Die Erzeugung von Schallwellen dieser Frequenzen geschieht mit Quarzkristallen, die entsprechend der angelegten Wechselspannung schnell schwingen. Heutige Schallköpfe arbeiten mit Verbindungen aus Blei-Zirkonium-Titanat (PZT).

Physikalisch wird hierbei der indirekte und direkte piezoelektrische Effekt genutzt.

Ihre Ausbreitung kann nur in einem Medium, jedoch nicht im Vakuum, stattfinden.

Dabei werden Materieteilchen (Moleküle) in der Luft oder im Gewebe in Schwingungen versetzt.

Es werden dabei Zonen niedriger und hoher Teilchendichte erzeugt, die so zum wellenartigen Charakter des Schalls führen.



### Ausbreitung


Die Ausbreitung erfolgt in Längsrichtung (= longitudinal). Je weniger sich ein Medium komprimieren lässt, umso langsamer ist die Schallausbreitung. Je dichter ein Medium ist, desto schneller ist die Schallausbreitung. Folgender Zusammenhang besteht zwischen Ausbreitungsgeschwindigkeit ( $c$ ), Frequenz ( $f$ ) und der Wellenlänge ( $\lambda$ ):

$$c = \lambda \cdot f$$

Die Schallausbreitungsgeschwindigkeit ist stark variabel und hängt vom Medium und der Temperatur ab.

Die Tabelle zeigt typische Ausbreitungsgeschwindigkeiten in Abhängigkeit vom Medium.

Medium	Geschwindigkeit (m/s)
Luft	331
Hirn	1 541
Niere	1 561
Leber	1 549
Muskulatur	1 585
Fettgewebe/ Wasser	1 450
Knochen	4 080



In der Medizin wird für das Weichteilgewebe mit einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von 1540 Meter pro Sekunde gerechnet (interne Geräteeinstellung).

Wie man aus der Tabelle ersieht, stellen Luft, mit der niedrigsten und Knochen, mit der höchsten Geschwindigkeit, Grenzbereiche dar.

Mit dem Begriff der **Flight Time** wird die Geschwindigkeit eines Schallimpulses bis zum Reflektor und zurück angegeben. Sie beträgt für eine Strecke von 1 cm **13 µsec** (6,5 µsec für den Hinweg und 6,5 µsec für den Rückweg).

### Schicksal des Schallstrahls

Ein senkrecht auf eine Grenzfläche auftreffender Schallstrahl, wird in Achsenrichtung reflektiert. Das so erzeugte Bild (B-Bild) hat die beste Abbildungsqualität, was beim Schallen sehr leicht beobachtet werden kann.

Ein schräg auf eine Grenzfläche auftreffender Strahl wird in einem bestimmten Winkel abgelenkt. Sein Echo ist schwächer und damit die Abbildung schlechter.

Bei Eintritt in Gewebe unterliegt der Schall zahlreichen Vorgängen von Reflexion, Brechung, Streuung und Absorption, so dass seine Energie schnell abnimmt. Zudem wird er mit zunehmender Tiefe breiter.

Alle diese Vorgänge führen zur Schallabschwächung (Attenuation). Der Verlust an Schallintensität während der Ausbreitung im Gewebe wird in Watt pro  $\text{cm}^2$  angegeben. Einheiten in Dezibel (dB) werden benutzt, um Differenzen der Schallintensität anzugeben.

Beispiel:

Ein Schall mit einer 100 mal schwächeren Intensität hat eine Abschwächung von – 20 dB.

Ein Schall mit einer 1000 mal schwächeren Intensität hat eine Abschwächung von – 30 dB.

Für weiches Gewebe beträgt die Abschwächung **0,3 dB pro cm pro MHz**.

Die Abschwächungsrate wird auch Abschwächungs-Koeffizient genannt.

Im weichen Gewebe beträgt dieser Koeffizient die Hälfte der Sendefrequenz pro Zentimeter Eindringtiefe.

Das bedeutet: Ein 8 MHz-Signal verliert 4 dB pro Zentimeter Strecke.

Die praktische Bedeutung liegt in der Tatsache, dass hochfrequente Schallköpfe eine große Abschwächung erfahren und umgekehrt. Dementsprechend ist bei der Auswahl der Schallkopffrequenz die Untersuchungstiefe zu berücksichtigen.

## Speziell

### ► **Schall** (unterliegt den Gesetzen der Akustik)

- Ausbreitung an Materie gebunden, im Vakuum nicht möglich
- prinzipiell bestehen 2 Möglichkeiten der Schallausbreitung
  - als longitudinale Welle (in Flüssigkeiten, Gasen, Beispiel: Akustik)
  - als transversale Welle (in Festkörpern, Beispiel: Erdbeben)  
Daneben sind auch longitudinale Wellen in Festkörpern vorhanden.

### ► **Piezokristalle** dienen der Ultraschallerzeugung (oberhalb der Hörschwelle)

- Elektrischer Strom auf Kristall ergibt eine Schallwelle (indirekter Piezo-Effekt)
- Schallwelle auf Kristall ergibt ein elektrisches Signal (direkter Piezo-Effekt)
- In der Medizin werden meist Frequenzen zwischen 2 – 20 Megahertz (MHz) verwendet. Spezielle Indikationen verwenden auch höhere Frequenzen.

### ► **Sondenfrequenz** (mit steigender Frequenz nimmt die Eindringtiefe ab)

- sehr hohe Frequenzen
  - Intravascular (IVUS): 10 ~ 50 MHz.
- hohe Frequenzen (5 – 12 MHz) für oberflächliche Strukturen
  - Gefäße (Hals, Arme, Beine)
  - Schilddrüse, Brustdrüse
- niedrige Frequenzen (1 – 6 MHz) für tiefe Strukturen
  - transkranial mit 2 MHz
  - transabdominal mit 3,5 – 5,0 MHz
  - transvaginal mit 5,0 – 7,5 MHz

### ► **Auflösungsvermögen** (resolution)

Entscheidend für eine sichere Diagnostik ist die Bildqualität. Diese wird stark vom Auflösungsvermögen beeinflusst. Unterschieden werden die axiale und laterale Auflösung.

- das Auflösungsvermögen nimmt mit der Frequenz zu
- Axiale Auflösung
  - hintereinander gelegene Objekte in Schallrichtung werden erfasst
  - wird von der Wellenlänge limitiert (Schallfrequenz)
  - 2 Strukturen, deren Abstand kleiner ist als die verwendete Wellenlänge werden nicht mehr getrennt wahrgenommen
  - eine 7,5 MHz Sonde hat 0,2 – 0,3 mm axiales Auflösungsvermögen
  - axiale Auflösung ist etwa 3 mal besser als die laterale
- Laterale Auflösung
  - nebeneinander gelegene Objekte werden:
    - schallkopfnah gut erkannt
    - schallkopffern verschmelzen sie zu einem Objekt, da der Schallstrahl in zunehmender Entfernung breiter wird.
  - ist abhängig von der Bauweise des Schallkopfes und von der Breite des Schallstrahls (Schalldruckfeld)
  - mit der Fokuszone lässt sich die laterale Auflösung optimieren

- ▶ **Schallköpfe** (Transducer) mit 3 Sorten Kristallanordnung (Array)  
Eine hohe Zahl (>250) an mikro-koaxialen Kabeln macht Ultraschallsonden teuer.



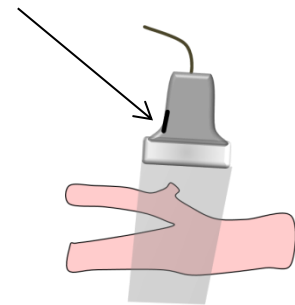
Alle modernen Geräte arbeiten mit Multifrequenz-Schallköpfen

- Linearer Schallkopf (linear array) **5-10 MHz**
  - gut für oberflächliche Strukturen (hochfrequenter Schall)
  - z.B. Gefäße (Arterien, Venenthrombose), Brustdrüse
- Konvexer Schallkopf (curved oder curvilinear array) **1-5 MHz**
  - großflächige Darstellung im Tiefenbereich
  - z.B. abdominale Organe, Geburtshilfe, Gynäkologie
- Sektor Schallkopf (phased oder annular array) **1-5 MHz**
  - gut für tiefe Strukturen (niedrigfrequenter Schall)
  - z.B. kardiologische Diagnostik

Die Frequenzangaben sind orientierend gedacht und können bei den jeweiligen Herstellern abweichen.

- ▶ **Sondenorientierung** (hierzu ist am Schallkopf ein Marker angebracht)

- Die Markerposition (meist links am Bildschirm)
  - Schallen in Längsachse (longitudinal, coronal)  
= Marker zeigt nach 12:00 Uhr (Kopf)
  - Schallen in Querachse (transversal)  
= Marker zeigt nach 9:00 Uhr (rechte Seite)
- In der Kardiologie wird meist mit dem Marker zum rechten Bildrand gearbeitet.



- ▶ **Abbildungsverfahren** (Modes); die Art, wie der Ultraschall „sieht“

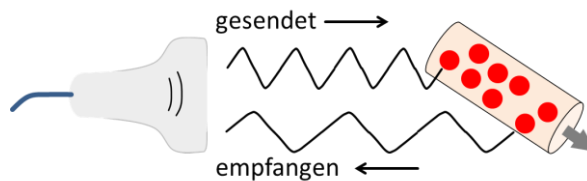
- A-Mode (Amplituden Modus)
  - ein einzelner Schallstrahl wird an Grenzflächen reflektiert und erzeugt Einzelausschläge (Amplituden) auf dem Monitor (1-D Verfahren)
  - wegen fehlender anatomischen Orientierung bedeutungslos
  - wichtig als Grundlage für den Aufbau des B-Bildes
- B-Mode (Brightness Modus)
  - liefert ein zweidimensionales Bild unterschiedlicher Grauwerte von weiß bis schwarz (= 2-D Verfahren)
- M-Mode (Motion Modus)
  - Wiedergabe von Bewegungsmustern. Wenn sich reflektierende Grenzflächen bewegen (z.B. Herzklappen), ändert sich ihr Abstand zum Schallkopf und damit die Schalllaufzeit. Wird dieses Maß für die Entfernung von Schallkopf zum Reflektor (Klappe) als zeitliche Funktion registriert, entstehen Kurven.
  - Verwendung in der Echokardiographie (normaler Herzzyklus, pathologische Befunde)

### ► **Sende- und Empfangstechnik**

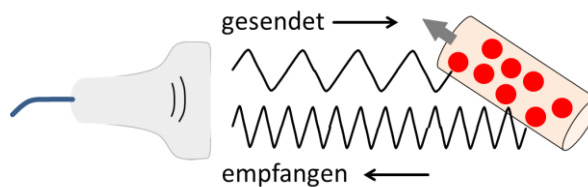
- cw Sonographie (continuous wave)
  - 2 Kristalle arbeiten simultan; einer sendet, einer empfängt
  - ein B-Bild wird nicht generiert
  - alle Geschwindigkeiten werden korrekt erfasst
  - eine Geschwindigkeitsmessung in cm / sec. ist nicht möglich (keine Winkelkorrektur, da kein B-Bild)
- pw Sonographie (pulsed wave)
  - Sendung und Empfang wird von nur einem Kristall vorgenommen
  - durch Wahl eines Sampling volume (Messtorweite) lässt sich jedes Gefäß selektiv erfassen
  - ist die Abtastfrequenz (PRF) zu niedrig gewählt, werden schnelle Strömungen (z.B. in Stenosen) nicht korrekt erfasst (Auftreten von Aliasing)

### ► **Doppler, Duplex, Triplex**

- Doppler (Christian Doppler, österreichischer Physiker)
  - Sendefrequenz und Echofrequenz sind beim Schallen bewegter Objekte verschieden (diesen Unterschied nennt man Dopplershift)
  - entfernt sich das beschallte Objekt, wird die Echofrequenz niedriger



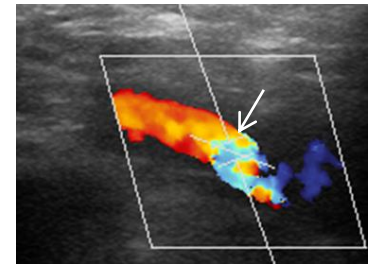
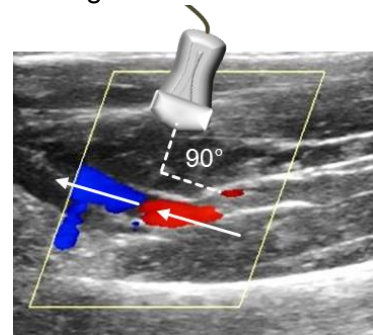
- nähert sich das beschallte Objekt, wird die Echofrequenz höher



- mit den Hauptfarben „Rot“ und „Blau“ werden beim Farbdoppler Strömungsrichtungen angezeigt (kodiert)
  - zusätzliche Farben (Gelb, Grün, Weiß) zeigen schnelle Frequenzen (Strömungen) an
- Duplex = Kombination aus B-Bild + pw-Doppler

- Triplex = Kombination aus B-Bild + pw-Doppler +Farbkodierung

- Der Farbübergang von Rot nach Blau (oder umgekehrt) über eine schmale schwarze Linie stellt eine normale Strömung dar. Beim Schallen im rechten Winkel zum Gefäß tritt dieses Phänomen häufig auf:
  - rote Farbe = Fluss auf die Sonde zu;
  - blaue Farbe = Fluss von der Sonde weg
- Der Farbübergang von Rot nach Blau (oder umgekehrt) über eine weiße Linie (Pfeil) bedeutet eine Strömungsstörung (Hinweis auf Aliasing)



#### ► Bildschirm mit B-Bild

- schwarz = echoleer = Blut, Pleura- und Perikarderguss, Liquor
- grau = isoechogen = Muskulatur, Fett, evtl. Gefäß-Plaques
- weiß = echoreich = Zwerchfell, Pleura, Nerven, Bänder
- hell weiß = hyperechogen = Knochen (totale Reflexion)

#### ► Berechnungen

Neben der morphologischen Beurteilung von gesunden und kranken Körperregionen mittels B-Bildsonographie lassen sich eine Fülle von hämodynamischen Parametern mit Hilfe der Gerätesoftware bestimmen.

Spitzengeschwindigkeiten, Volumenflüsse und Volumenberechnungen sowie verschiedene Indizes sind entscheidende Parameter der kardiovaskulären Diagnostik.

Zu den wichtigen Größen für die Gefäßdiagnostik gehören:

- Resistive Index **RI**
- Pulsatilitätsindex **PI**
- Flow Volume **FV**

Welcher Indexbestimmung (RI oder PI) der Vorzug gegeben werden soll ist mehr mathematisch-statistisch als klinisch von Bedeutung. Sie dienen im Wesentlichen der Quantifizierung prä- oder poststenotisch abgeleiteter Frequenzspektren.

Hämodynamisch interessant ist der PI-Wert, da er über den gesamten Herzzyklus informiert, während der RI nur anhand systolischer und enddiastolischer Einzelwerte sich berechnet.

Letztendlich dienen die vom Gerät berechneten Werte als Hinweis für gegebene peripheren Widerstände und sollten in klinische Entscheidungen einbezogen werden.

Aussagen zur Funktionsfähigkeit von Bypassanlagen, Entwicklung von Dialysefisteln und der Organfunktion nach Transplantation können mit Hilfe dieser Parameter getroffen werden.

■ **Resistive Index RI** (nach Pourcelot, 1974)

Beschreibt den Gefäßwiderstand distal zum Messort.

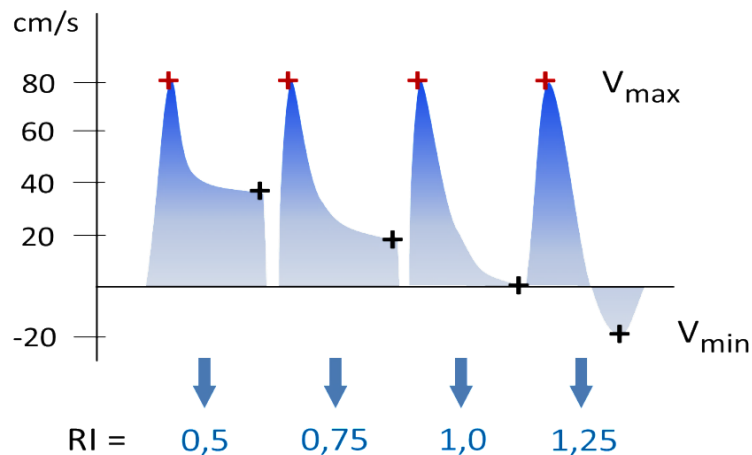
Messgrößen: maximale Strömungsgeschwindigkeit  
minimale Strömungsgeschwindigkeit

Berechnung:

$$RI = \frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{\max}}$$

Norm: 0,5 – 0,7 (Werte über 0,8 sind pathologisch)

Im Beispiel unten sind 4 unterschiedliche arterielle Frequenzspektren abgeleitet. Von links nach rechts handelt es sich um zunehmende peripheren Widerstände mit entsprechend verändertem Dopplerspektrum. Der zugehörige RI-Wert ist berechnet.



Bei gleichbleibender  $V_{\max}$  und abfallender  $V_{\min}$  steigt der RI-Wert kontinuierlich an. RI-Wert und  $V_{\min}$  verhalten sich gegensätzlich.

Hohe RI-Werte gehen mit einem erhöhten peripheren Widerstand einher.

■ **Pulsatility Index PI** (nach Gosling, 1975)  
Abschätzung proximaler und peripheren Widerstände.

Messgrößen:

- maximale Strömungsgeschwindigkeit ( $V_{\max}$ )
- minimale Strömungsgeschwindigkeit ( $V_{\min}$ )
- zeitgemittelte mittlere Geschwindigkeit ( $V_{\text{mean}}$ )

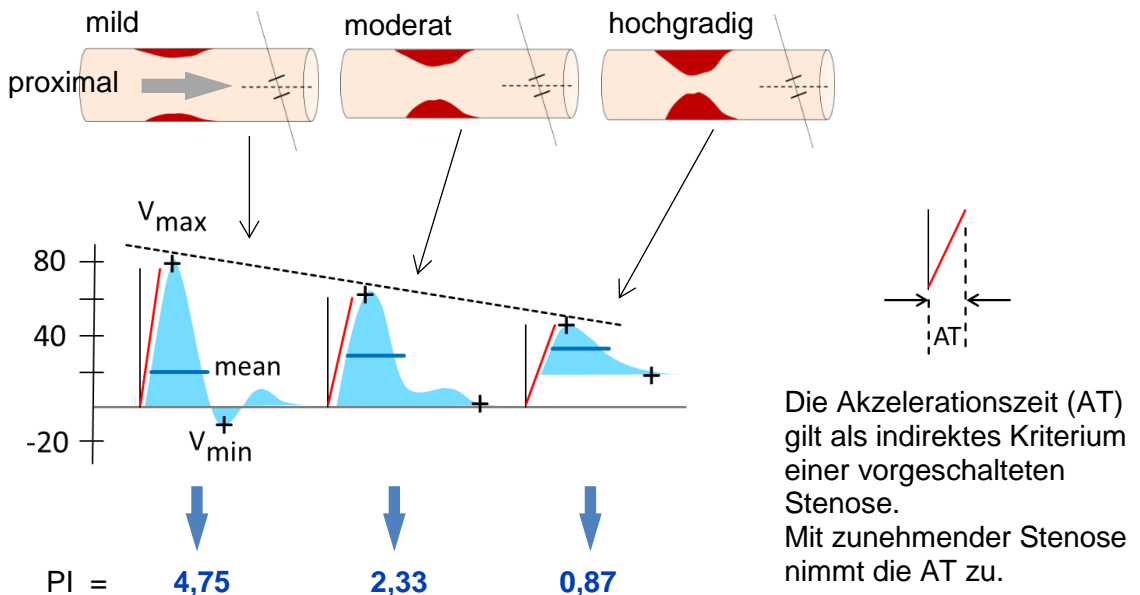
Berechnung:

$$PI = \frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{\text{mean}}}$$

Norm:

- > 4 für Oberschenkelarterien
- > 8 für Unterschenkelarterien
- (je peripherer desto höher der PI)

Frequenzspektrum und PI-Wert distal einer Stenose:



Mit zunehmender proximaler Stenose nimmt der PI kontinuierlich ab. Wäre der Messort vorgeschaltet zu einer Stenose, würde der PI-Wert zunehmen.

Praktische Bedeutung:

Intraoperative Flussmessungen (Koronarchirurgie, periphere Gefäßchirurgie) sind im Rahmen der Qualitätskontrolle nach Bypassoperationen üblich. Hierzu wird ein steriler Flussmesskopf (mit zwei Schallsendern und einem Reflektor auf der Gegenseite) verwendet, der um den Bypass gelegt wird. Es werden das durchflossene Volumen (in ml/min) und der PI-Wert automatisch berechnet. Das operative Ergebnis kann sofort beurteilt werden.

- PI-Wert erhöht - spricht für eine Widerstandserhöhung peripher  
→ Risiko des Bypassverschlusses
- PI-Wert erniedrigt - spricht für eine Widerstandserhöhung proximal  
→ z.B. technischer Fehler der proximalen Anastomose



## ■ Flow Volume FV

Flussvolumina können nicht-invasiv über jedem Gefäß mittels Duplexsonographie ermittelt werden.

Messgrößen:

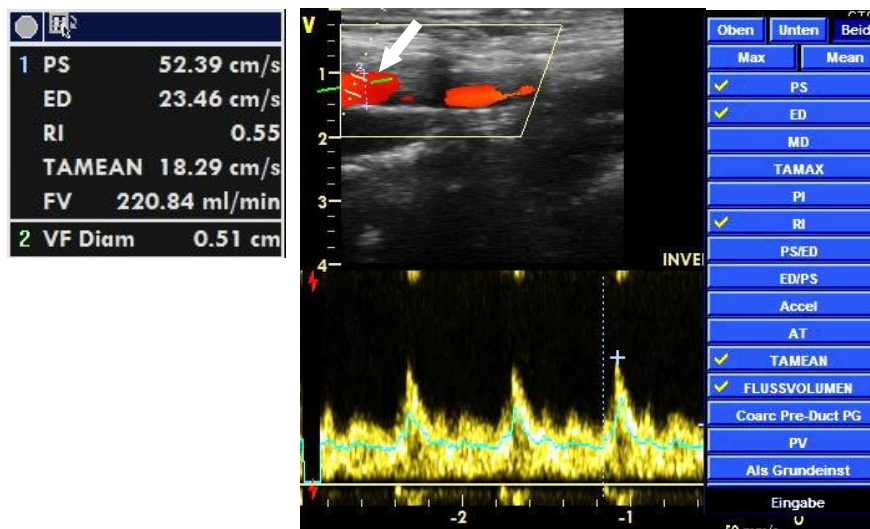
- Gefäßquerschnittsfläche (Radius x Radius x  $\pi$ )
- die zeitgemittelte mittlere Flussgeschwindigkeit (TAMV, time averaged mean velocity)

Berechnung: TAMV (cm/s) x Fläche A (cm<sup>2</sup>) x 60 = Flussvolumen (ml/min)  
(diese Formel ist in der Gerätesoftware integriert)

- zur Flächenberechnung wird der Gefäßdurchmesser bestimmt
- Faktor 60 dient der Umrechnung auf 1 Minute (60 Sekunden)

- Ableiten und einfrieren des Frequenzspektrums. Die über einen Herzzyklus gemittelte Flussgeschwindigkeit wird als Kurve ermittelt und daraus die TAMV vom Gerät berechnet.
- Ausmessen des Gefäßdiameters und Bestätigen mit der Set-Taste.
- Winkelkorrektur (Schallstrahl zur Gefäßachse) vornehmen.
- Das Flussvolumen in ml/min. wird angezeigt.

### Klinisches Beispiel:



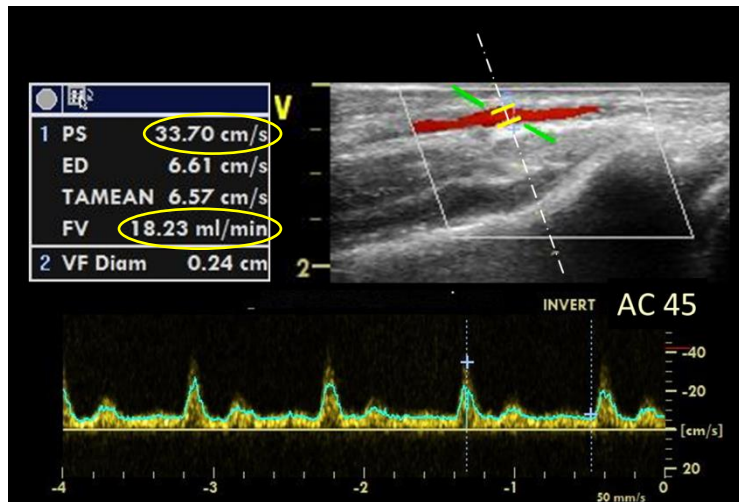
Dargestellt ist die Arteria carotis interna (Pfeil) im Farbmodus mit Ableitung des Frequenzspektrums. Die blaue Linie im gelben Spektrum stellt die vom Gerät berechnete mittlere Flussgeschwindigkeit (TAMV = TAMEan) dar.

Rechts im Bild ist das Kalkulationsfenster geöffnet und FLUSSVOLUMEN angeklickt. Links oben können verschiedene Parameter abgelesen werden. Sie liegen sämtlich im Normbereich.

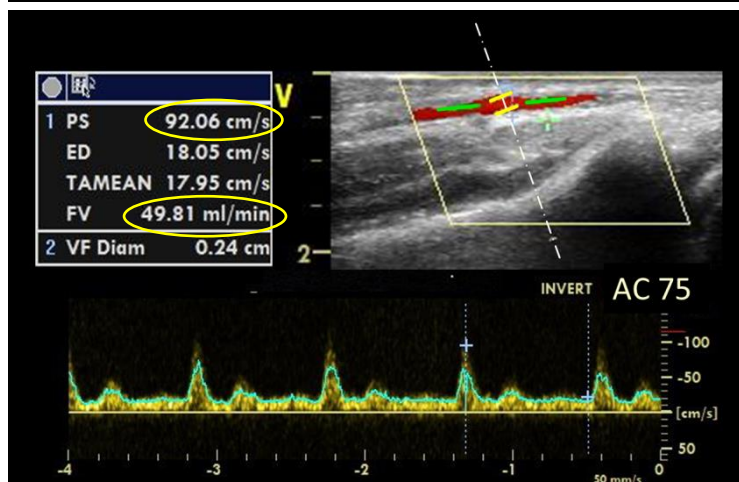
Das durchflossene Volumen (FV) beträgt 220,84 ml/min.

Auf die Bedeutung des Schallwinkels zum Gefäßverlauf ist zu achten. Dieser muss entsprechend der Gefäßachse am Duplexbild manuell eingestellt werden (Winkelkorrektur-Knopf).

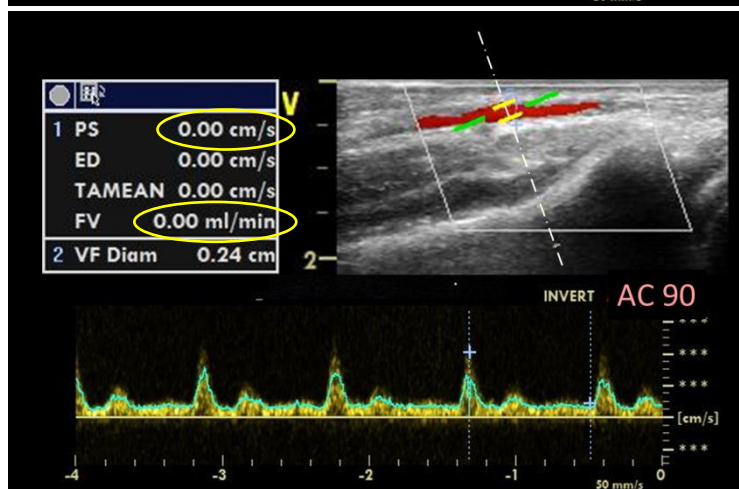
Wie die Messung des systolischen Maximalflusses (PS) und Flussvolumens (FV) zeigt, schwanken die berechneten Werte erheblich, wenn die Achsenkorrektur (grüne Linien) geändert wird.



Winkelkorrektur 45°  
PS 33,70 cm/s  
FV 18,23 ml/min  
**falsch gemessen**



Winkelkorrektur 75°  
PS 92,06 cm/s  
FV 49,81 ml/min  
**korrekt gemessen**



Winkelkorrektur 90°  
PS 0,00 cm/s  
FV 0,00 ml/min  
**falsch gemessen**