



**SGUM
SSUM**

Schweizerische Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin
Società Svizzera di Ultrasonologia in Medicina
Société Suisse d'Ultrasons en Médecine

GRUNDLAGEN DER SONOGRAPHIE

Vorbereitende Unterlagen für die Point-of-Care
Ultraschallkurse (POCUS) der Sektion ICAN der SGUM

POCUS

Point-of-Care Ultrasound

Der Ultraschall kommt zum Patienten
NICHT

Der Patient ins Ultraschallkammerchen

POCUS 2

Im Vergleich zum herkömmlichen Ultraschall wird hier eine spezifische klinische Fragestellung beantwortet. Häufig eine Frage, die sich mit **Ja** oder **Nein** beantworten lässt:

Ist die Aorta im Durchmesser erweitert?
Ist die Gallenblasenwand verdickt?
Ist die Niere gestaut?

Einleitung 1

In den fokussierten Kursen der **ICAN** (Intensivmedizin, **Chirurgie**, **Anästhesie** und **Notfallmedizin**) möchten wir vor allem **praktisches** Wissen und korrekte **Handhabung** vermitteln.

Um dies zu erreichen sollen die Grundlagen der Sonographie vor dem ersten dieser fokussierten Kurse durchgearbeitet werden.

Nach dem Durcharbeiten der Grundlagen folgt ein Test als Lernzielkontrolle.

Einleitung 2

Diese Vorbereitungsunterlagen sollen die Grundlagen in den 3 folgenden Bereichen vermitteln:

- Physikalische Grundlagen der Sonographie
Farbdoppler, Dopplerflusskurven
- Artefakte
- Einrichtung Raum, Gerät
Einstellungen



**SGUM
SSUM**

Schweizerische Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin
Società Svizzera di Ultrasonologia in Medicina
Société Suisse d'Ultrasons en Médecine

PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN DER SONOGRAPHIE

Zusammengestellt von Gilbert Krähenbühl
Kaderarzt Notfallzentrum, Universitätsspital Basel

basierend auf
Grundlagen der Sonographie, Siemens Medical, 1999


Folien Siemens®

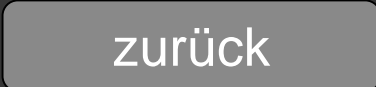
Im Allgemeinen sind diese Folien gedacht um im **Präsentations**modus betrachtet zu werden.

Die Folien von Siemens® enthalten noch erklärende Texte. Diese folgen (gekürzt) als Slides den Schemen.

Sie lassen sich auch im **Entwurfs**modus als Notizen zu den einzelnen Folien simultan einsehen (Volltext).

Folien Siemens®

Mit der Taste  lässt sich zu detaillierteren Folien springen.

Die Taste  bringt einen wieder zurück in den normalen Ablauf.

Themen

- ⦿ **allgemeine Grundlagen**
- ⦿ **B-Mode, A-Mode, M-Mode**
- ⦿ **Doppler**
 - Farbkodierte Dopplersonographie (FKDS)
 - Power Doppler
 - PW-Doppler und CW-Doppler

allgemeine Grundlagen

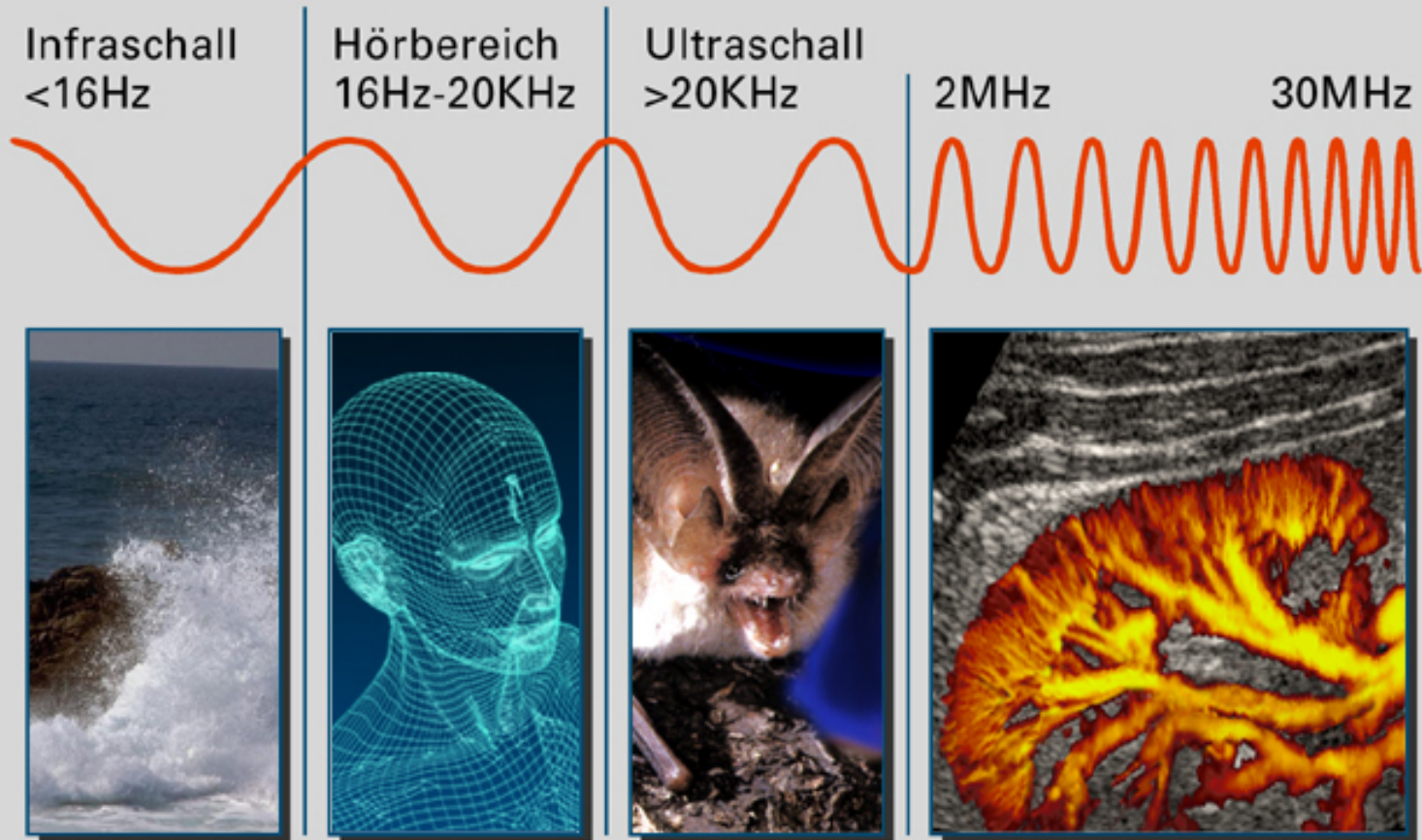


Grundlagen der Sonographie

B-Bild-Verfahren



Frequenzbereiche des Schalls



Frequenz und Wellenlänge

- Frequenzbereich : $f = 2 \text{ MHz bis } f = 30 \text{ MHz}$
- Schallgeschwindigkeit : $c = 1540 \text{ m/s (Gewebe)}$
- Wellenlänge : $\lambda = \frac{c}{f}$
- Wellenlängenbereich : $\lambda = 0,77\text{mm bis } 0,05\text{mm}$

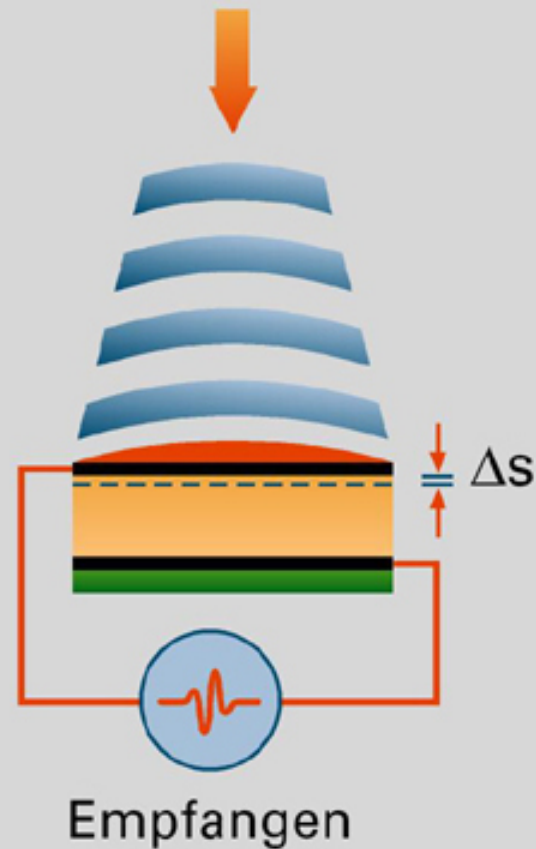
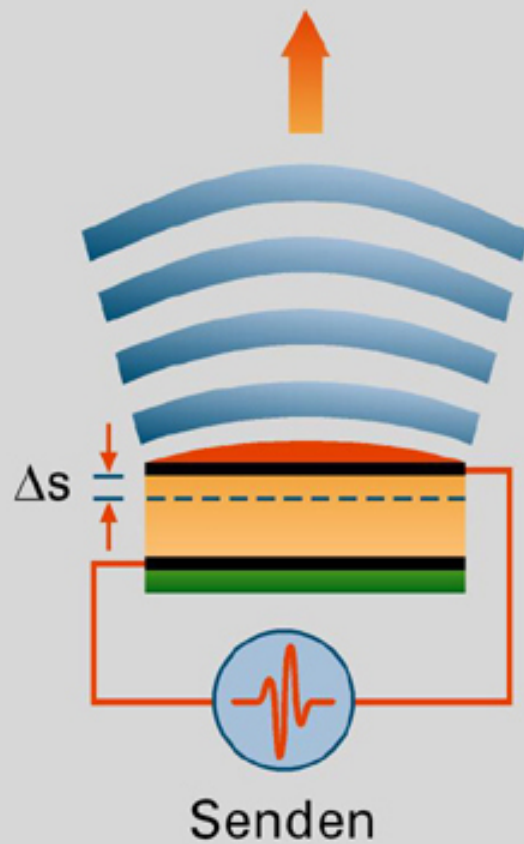
mechanische Welle

Frequenz und Wellenlänge

Durch Messung der **Laufzeit** eines Ultraschallsignals ist bei gegebener Schallgeschwindigkeit **eine eindeutige Zuordnung eines Echos zum Ort seines Entstehens** möglich.

Details

Piezoelektrischer Wandler



Piezoelektrischer Wandler

Zur Erzeugung und zum Empfang von Ultraschall wird der piezoelektrische Effekt genutzt:

Durch Anlegen einer elektrischen Spannung an ein Piezoelement erfährt dieses eine mechanische Verformung, d.h. eine Dickenänderung.

Andererseits wird durch mechanische Verformung im Piezoelement ein elektrisches Signal erzeugt.

Akustische Impedanzen

Medium	Impedanz ($10^6 \cdot \text{Ns/m}^3$)
Fett	1,37
Wasser	1,49
Gehirn	1,58
Leber, Muskel	1,66
Knochen	3,7 - 7,8
Luft	0,00041

Akustische Impedanzen

Die Werte für die Impedanz verschiedener Weichteilgewebe unterscheiden sich voneinander und vom Wert für Wasser nur geringfügig.

Grenzflächen zwischen Weichteil-Organen sind daher für Ultraschall genügend durchlässig, um weiter in die Tiefe vorzudringen und weitere Echos zu erzeugen.

Akustische Impedanzen

Der Impedanzunterschied **zwischen weichem Gewebe und Knochen** ist dagegen beträchtlich mit der Folge, dass die Schallenergie nahezu vollständig reflektiert wird.

Knochenstrukturen sind für Ultraschall in der Regel undurchdringlich und erzeugen Schatten im Bild.

Akustische Impedanzen

Der Impedanzunterschied **zwischen Gewebe und Luft** ist dagegen so groß, dass lufthaltige Räume undurchdringbar sind und dahinterliegende Strukturen nicht erfasst werden können.

Schwächung im Gewebe

Reflexion und Brechung an Strukturen $\gg \lambda$

Streuung an Strukturen $\leq \lambda$

Einflüsse:

- elastische Eigenschaften
- räumliche Verteilung
- Größe
- Frequenz

Absorption

Umwandlung in Wärme

Einflüsse:

- Gewebsart
- Tiefe
- Frequenz

Frequenz und Eindringtiefe

Frequenz	Eindringtiefe	Anwendungen
2,5 MHz	25cm	Herz, Gehirn (TCS)
3,5 MHz	18cm	Leber, Milz
5,0 MHz	13cm	Niere, Pankreas Muskel, Skelett
7,5 MHz	8cm	Schilddrüse, Gefäße Endo-Sonographie
10 MHz	5cm	Augen, Mamma Hoden, Finger
15 MHz	3cm	Subkutane Strukturen
>20 MHz	<2cm	Intravaskulärer US Haut

Frequenz und Eindringtiefe

Die Frequenz hat einen wesentlichen Einfluss auf die Eindringtiefe.

Die Eindringtiefe ist die maximale Distanz zwischen Schallkopf und den tiefstgelegenen Strukturen im Gewebe, die noch unbeeinträchtigt vom Rauschen dargestellt werden können.

Die Eindringtiefe nicht nur gewebeabhängig, sondern vor allem frequenzabhängig.

Zur Erläuterung (vorhergehendes Slide):

TCS transkranielle Sonographie

Endo-Sonographie Vaginal- und Prostata-Sonographie

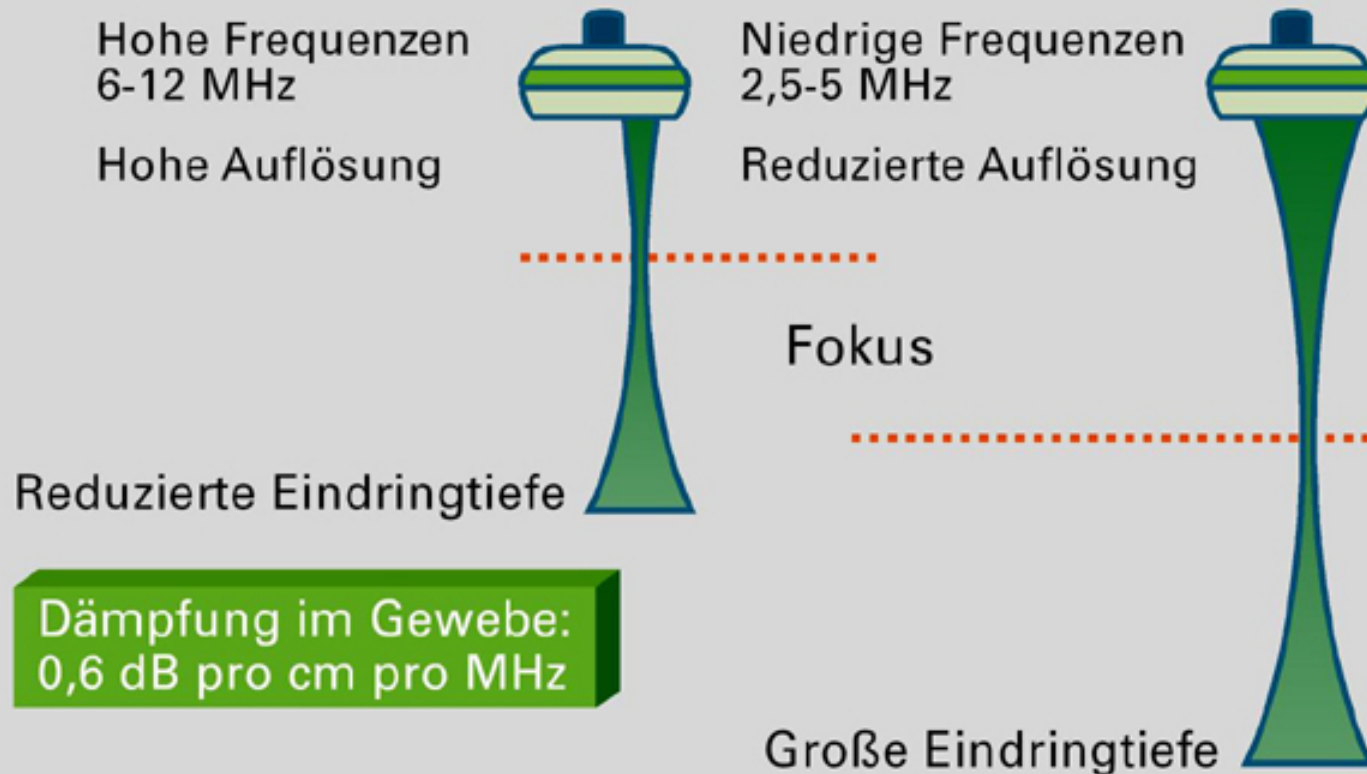
Frequenz und Eindringtiefe

Hohe Frequenzen eignen sich für die Darstellung **oberflächennaher Strukturen**.

Niedrigere Frequenzen dagegen für **große Eindringtiefen**.

Die Eindringtiefe ist umgekehrt proportional zur Frequenz.

Frequenz, Auflösung und Eindringtiefe





**SGUM
SSUM**

Schweizerische Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin
Società Svizzera di Ultrasonologia in Medicina
Société Suisse d'Ultrasons en Médecine

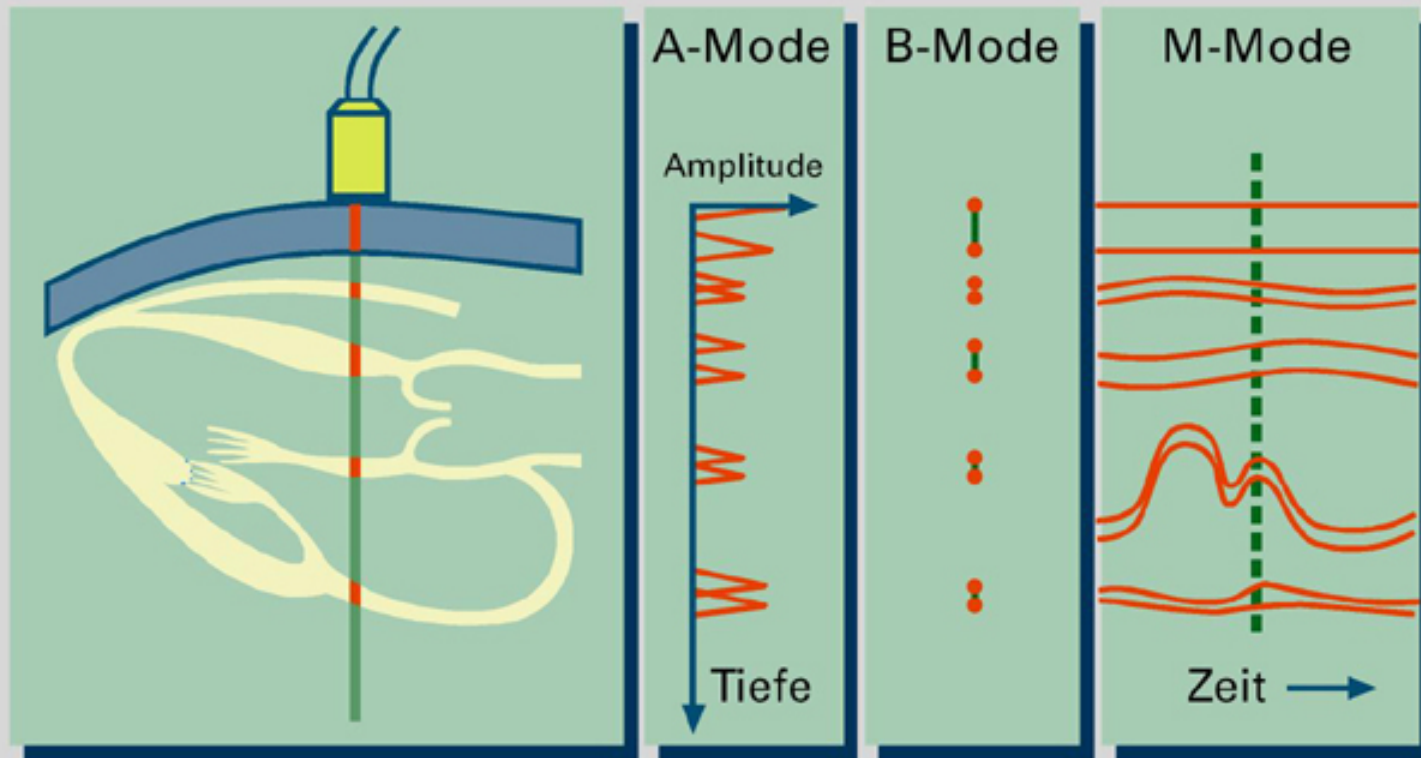
A-Mode: Amplitude Modulation

B-Mode: Brightness Modulation
(korrekt: 2D real-time)

M-Mode: Motion Modulation

VERSCHIEDENE MODI

A-, B- und M-Mode-Verfahren

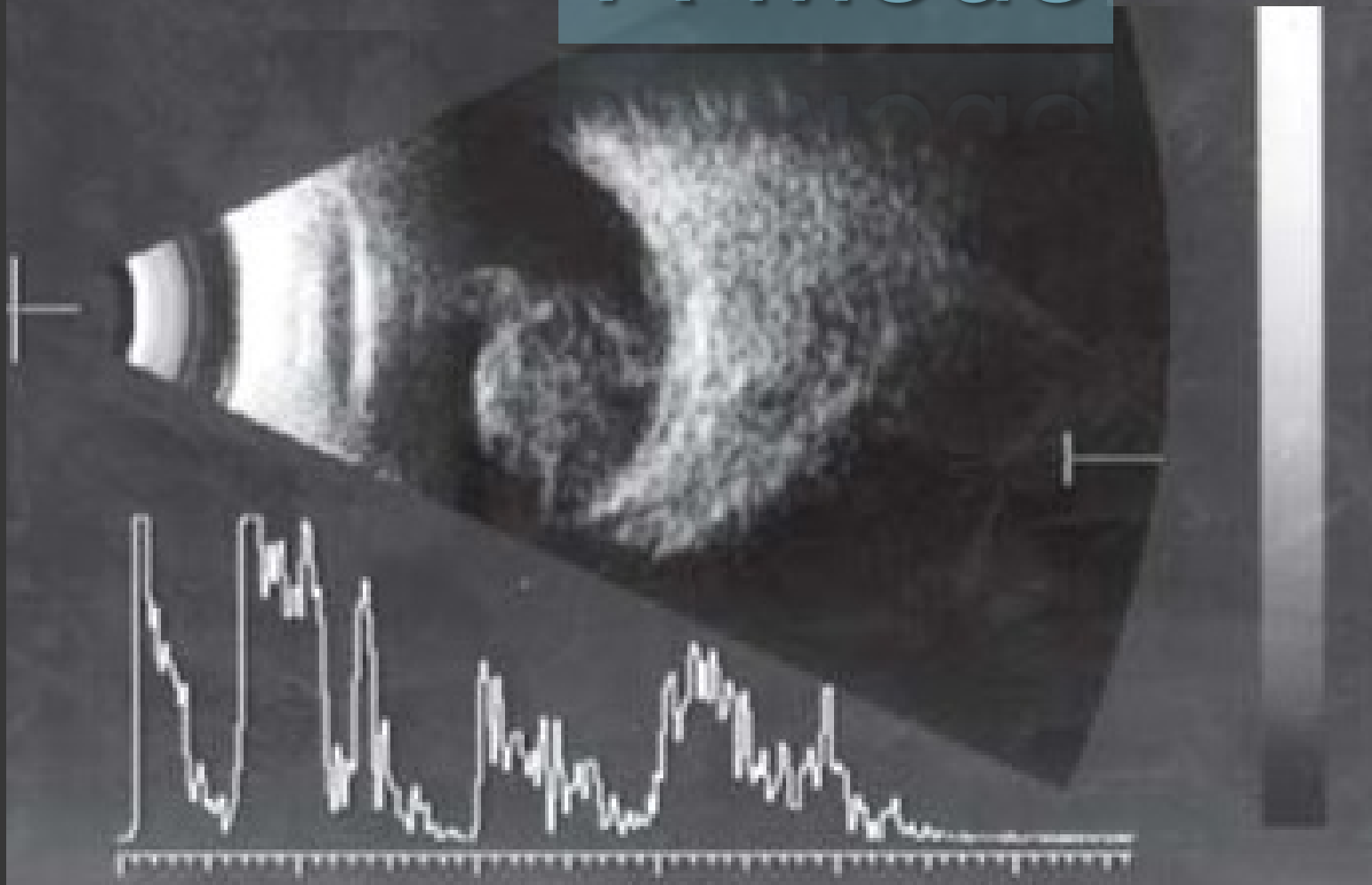


A-Mode-Verfahren

Beim **A-Mode** (A = *Amplitude*), dem ältesten Abbildungsverfahren im diagnostischen Ultraschall, werden die aus dem Körper zurückkehrenden Echos demoduliert, d.h. gleichgerichtet, und mit ihrer Amplitude (Signalstärke) als Funktion der Tiefe dargestellt.

Auge

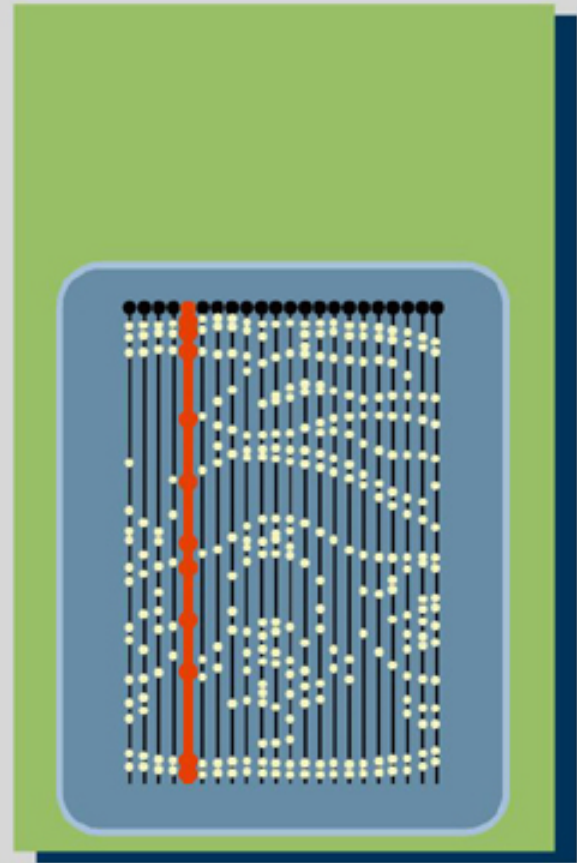
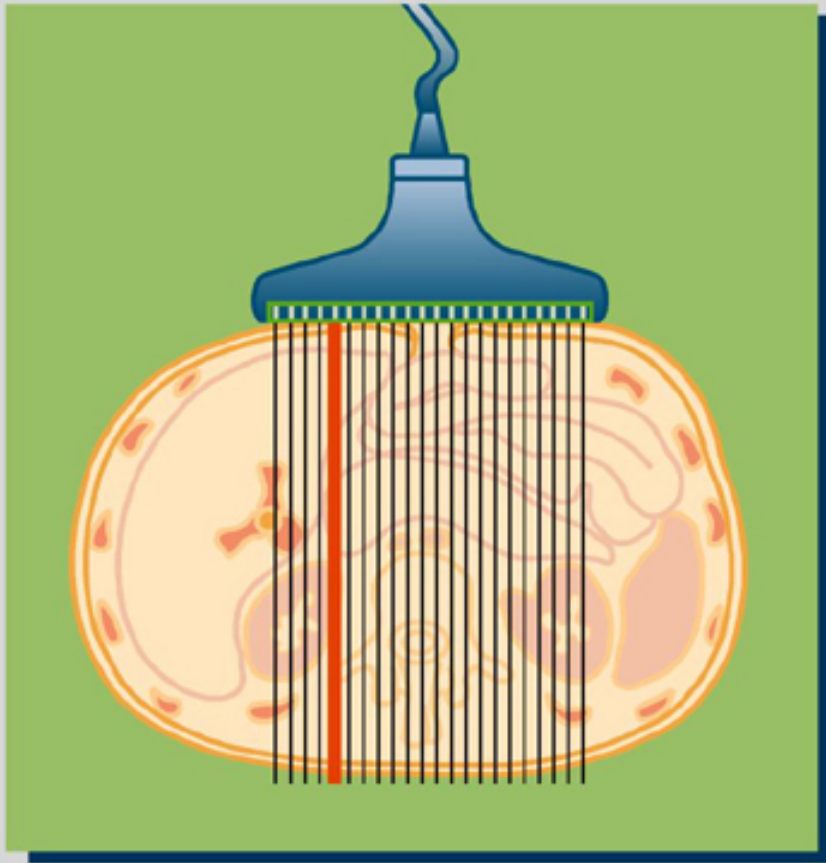
A-Mode



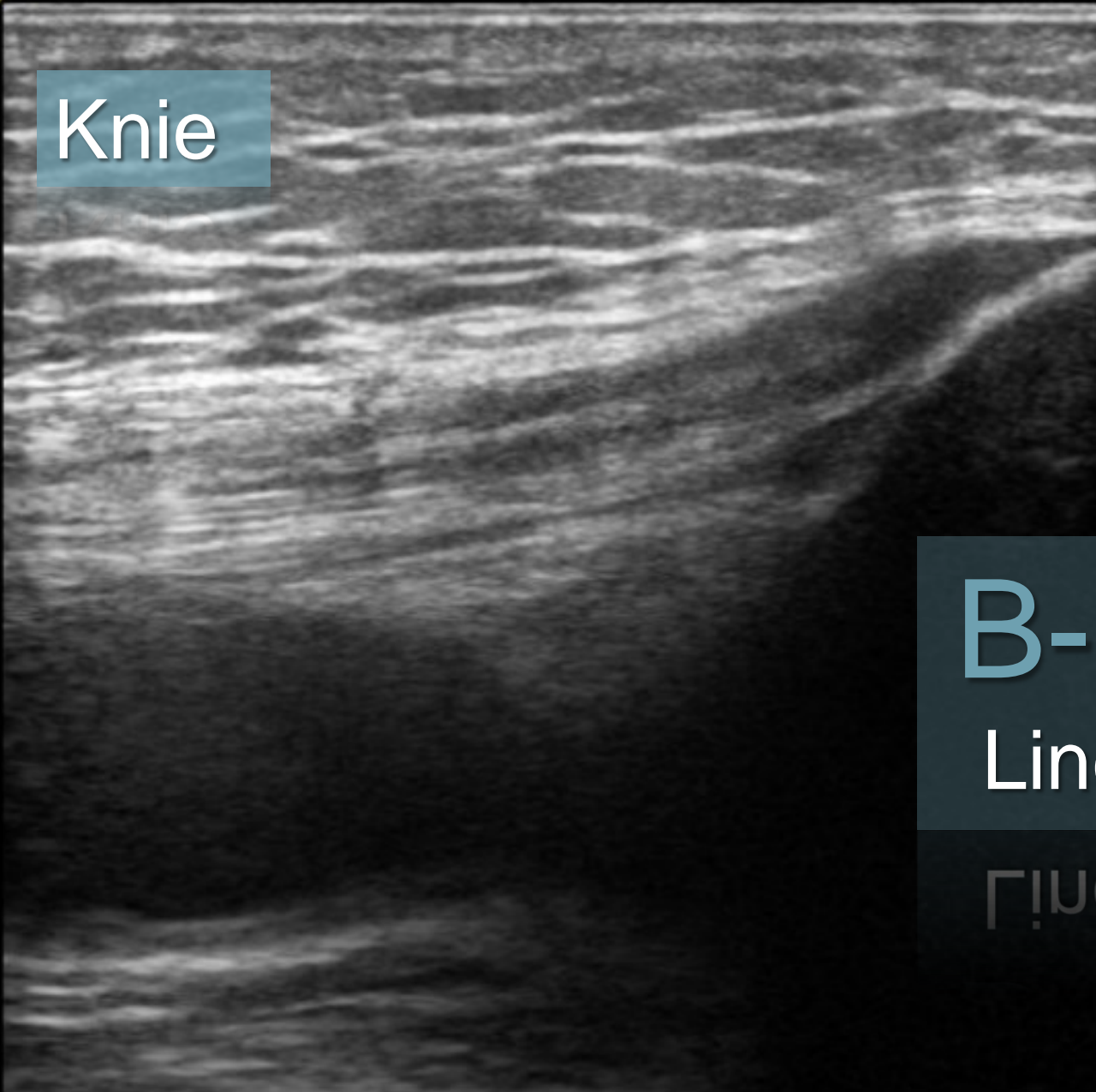
B-Mode-Verfahren

Beim **B-Mode** (B = *brightness*) wird die Signal-Amplitude des Echos in die *Helligkeit* eines Bildpunktes umgesetzt. Die Bildpunkte werden auf einer Zeile entsprechend ihrer Tiefe dargestellt.

B-Bild Aufbau - Parallelscan



Knie



B-Mode
Linearsonde

Linearsonde

- 0

-

- 1

-

◀ - 2

-

- 3

-

- 4

-

M-Mode-Verfahren

Im *time-motion* Verfahren (*TM*- oder *M-Mode*) werden bei ortsfestem Schallkopf die von einer Serie von Sendepulsen erzeugten Ultraschallzeilen im B-Mode in zeitlicher Folge aufgezeichnet.

Dieses Verfahren wird zur Erfassung und **Auswertung von schnellen Organbewegungen** (z.B. Herzwände und -klappen in der Echokardiographie) eingesetzt.

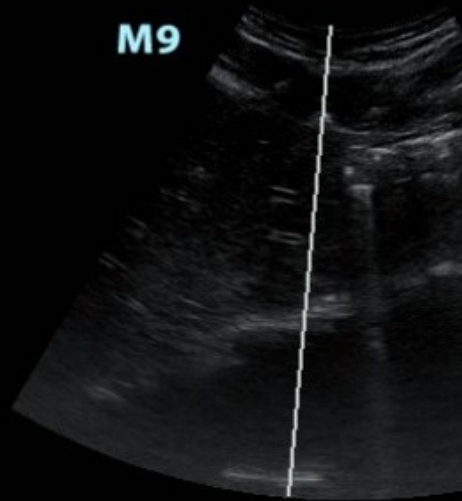
Der Ort des Echos wird über der Zeitachse dargestellt und erlaubt die exakte Vermessung von Bewegungsgeschwindigkeiten und Waddicken.

AP 96.6% MI 1.0 TIS 0.4

Herz



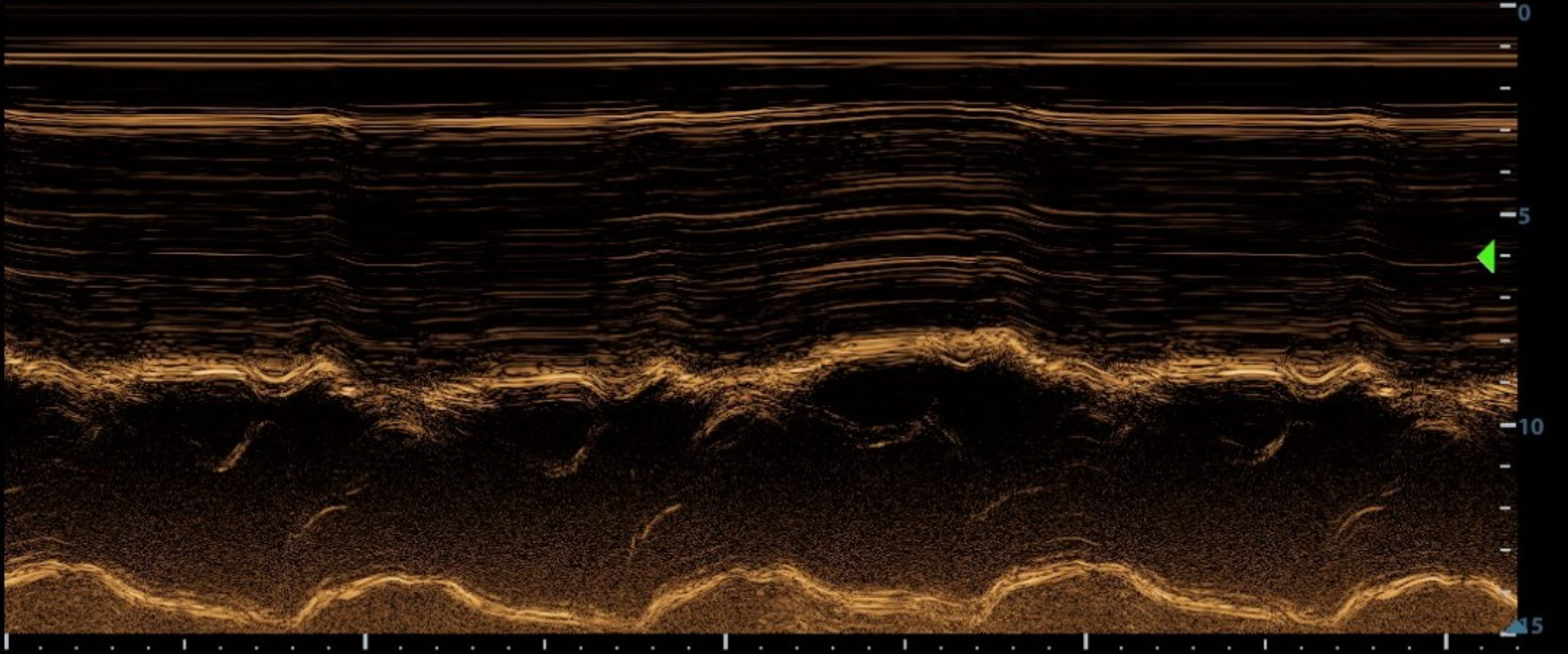
M9



M-Mode
Konvexsonde



301/301





SGUM
SSUM

Schweizerische Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin
Società Svizzera di Ultrasonologia in Medicina
Société Suisse d'Ultrasons en Médecine

Grundlagen

Farbkodierte Dopplersonographie
Powerdoppler

(FKDS, Color-Doppler)
(Angiodoppler)

Spektraler Doppler

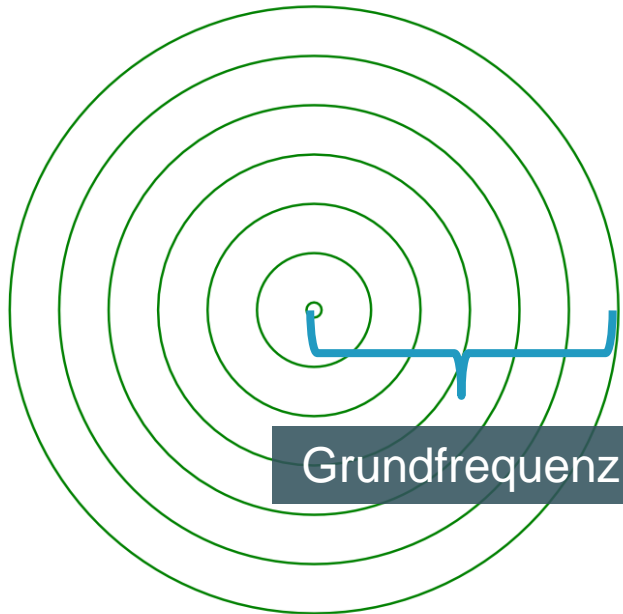
Pulsed Wave Doppler
Continuous Wave Doppler

(PW-Doppler)
(CW-Doppler)

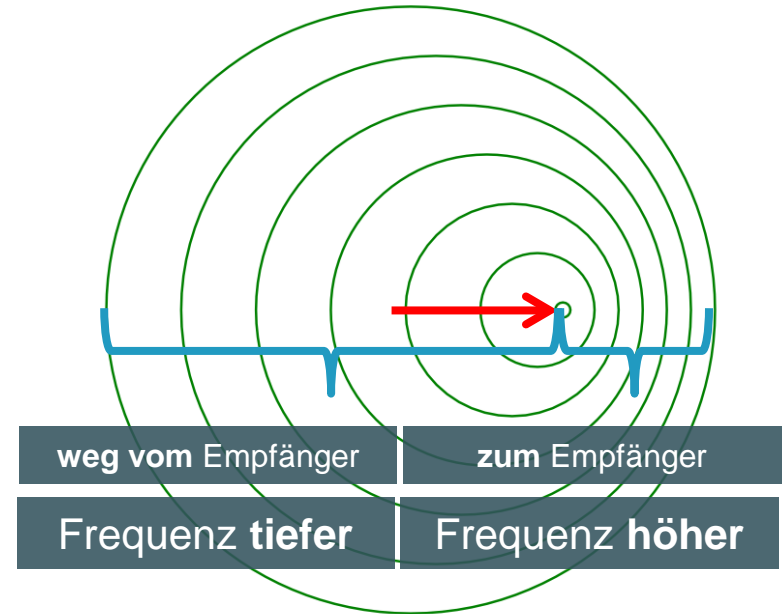
DOPPLER MODI

Doppler Effekt

in Ruhe



in Bewegung



Doppler-Effekt

Bewegt sich eine Schallquelle **vom Empfänger weg, reduziert** sich die Frequenz des abgegebenen Schalls.

Bewegt sich eine Schallquelle **zum Empfänger hin, erhöht** sich die Frequenz des abgegebenen Schalls.

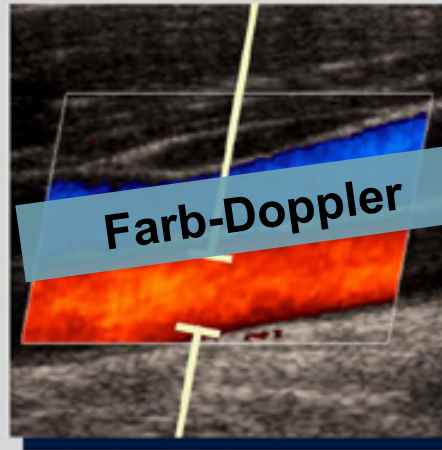
Details

Doppler- und Duplex-Verfahren



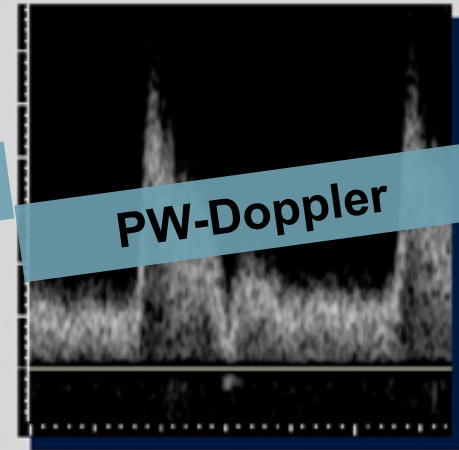
Räumliche Verteilung des Flusses in zeitlicher Folge

Powerdoppler



Räumliche Verteilung und Richtung der mittl. Flussgeschwindigkeit in zeitlicher Folge

Farbdoppler



Zeitlicher Verlauf der Geschwindigkeitsverteilung an einem Ort

Pulse Wave Doppler

Doppler-Verfahren

Für die Darstellung der Doppler-Information gibt es drei Verfahren:

- ① Power Doppler
- ① Farbdoppler
- ① spektraler Doppler
(PW-Doppler und CW-Doppler)

Doppler-Verfahren

Im **Power Doppler-Mode** wird die Existenz von Fluss in den Gefäßen nachgewiesen und als räumliche Flussverteilung dem B-Bild einfarbig überlagert.

Das Power-Doppler-Bild **enthält keine Information** über die **Flussgeschwindigkeit** und –**richtung**.

Es vermittelt die übersichtliche Darstellung von (auch sehr kleinen) Gefäßstrukturen und pathologischen Gefäßveränderungen.

Doppler-Verfahren

Das **Farbdoppler-Bild** ist die Darstellung örtlicher Flussgeschwindigkeiten im überlagerten B-Bild.

Sein Informationsgehalt umfasst die Flussrichtung relativ zur Einstrahlrichtung (**rot** bzw. **blau** kodiert), die mittlere Flussgeschwindigkeit (Farbhelligkeit) und – im Rahmen einer begrenzten Bildfrequenz – auch die Flussdynamik.

Doppler-Verfahren

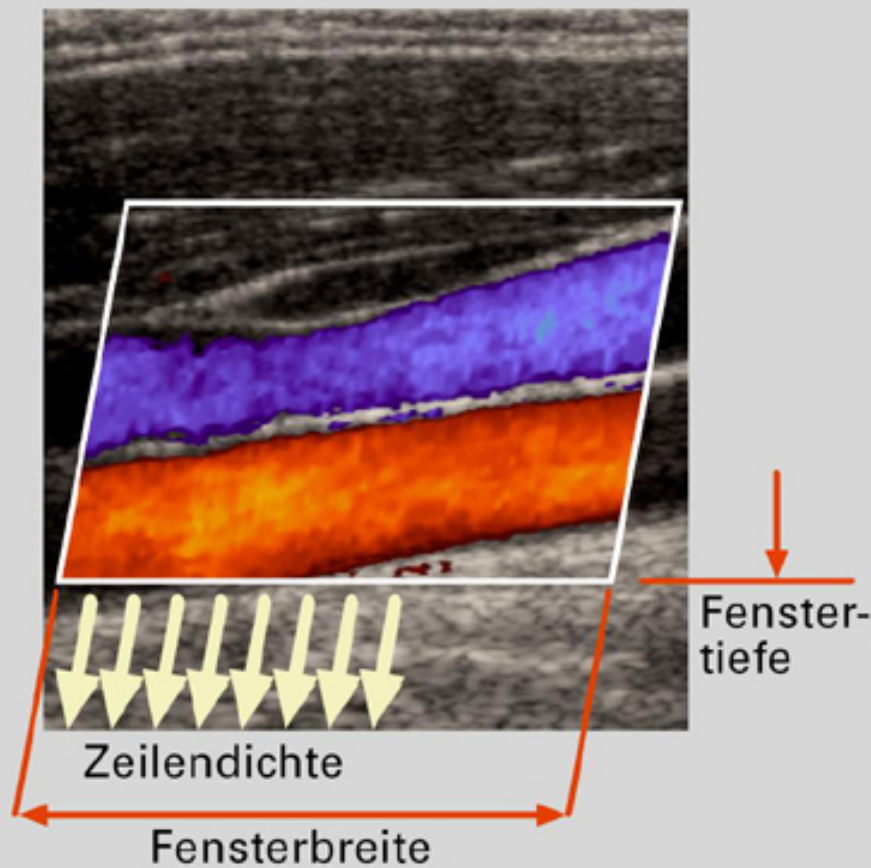
Das Doppler-**Spektrum** ist die Darstellung der Verteilung der **Flussgeschwindigkeit** und ihrer Häufigkeit an einem definierten Messort **als Funktion der Zeit**.

Der Messort wird mit Hilfe des B-, Farbdoppler- oder Power Doppler-Bildes eingestellt (*Duplex-Betrieb*).

Zielparameter der Doppler-Untersuchung

- Erkennen von Fluss bzw. von fehlendem Fluss
- Flussgeschwindigkeit und Geschwindigkeitsverteilung
- Flussrichtung
- Strömungsverlauf
- zeitlicher Verlauf
- Beurteilung der Vaskularisation
- Beurteilung der Perfusion

Parameter des Farb- und Power Dopplers



Einstellparameter

- PRF
- Sendefrequenz
- Einstrahlwinkel
- Priorität
- Wandfilter
- Nulllinie
- zeitl. Mittelung

Bildfrequenz abhängig von

- Fensterbreite
- Fenstertiefe
- Zeilendichte

Parameter des Farb- und Power Dopplers

Die Einstellparameter dienen der Optimierung des Farbdoppler und Power Doppler-Bildes. Für die Wahl der **Sendefrequenz f** , der **Pulsrepetitionsfrequenz PRF** gelten folgende Gesetzmäßigkeiten:

Hohe Flussgeschwindigkeiten

f niedrig

PRF hoch

Niedrige Flussgeschwindigkeiten

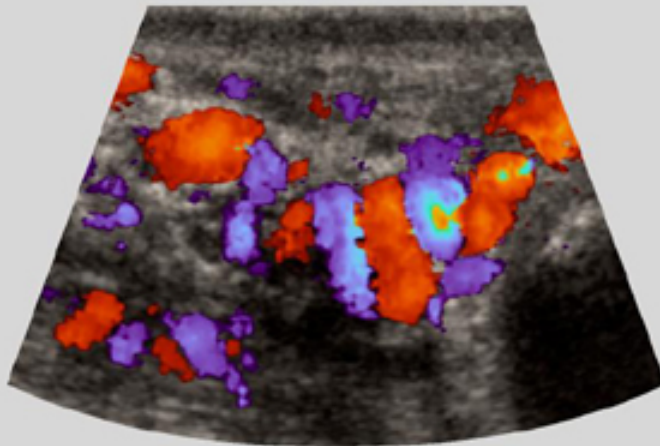
f hoch

PRF niedrig

Details

Verhalten bei Richtungsänderung

Farbdoppler



Farbumschlag bei Richtungs-
änderung des Gefäßes

Power Doppler



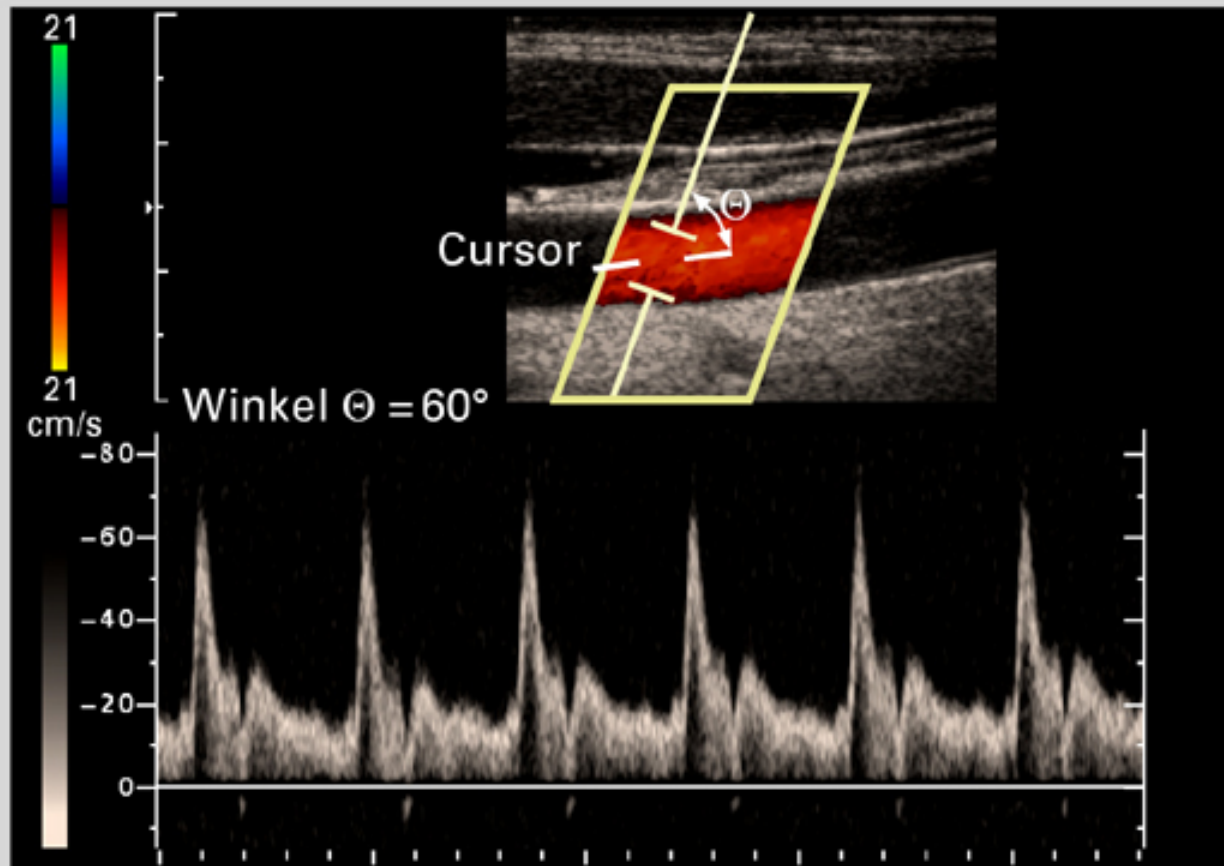
Flussdarstellung unabhängig
von Richtung des Gefäßes
oder des Flusses

Verhalten bei Richtungsänderung

Während beim Farbdoppler-Bild Flussrichtungs-Änderungen (auf den Schallkopf zu bzw. weg) zu einem Farbumschlag führen, ist die Darstellung im Power Doppler unabhängig von der Richtung des Gefäßes bzw. des Flusses.

Komplexere Gefäßstrukturen - wie dieses Beispiel einer Varikozele im Skrotum - sind deshalb im Power Doppler oft einfacher zu identifizieren.

Winkelkorrektur



Winkelkorrektur

Aus den spektralen Dopplerfrequenzen kann mit Hilfe der Dopplerformel die Geschwindigkeitsverteilung berechnet werden. Ist der Einstrahlwinkels zur Gefäßachse nicht 0° müssen die Messwerte korrigiert werden.

Dies geschieht durch Platzieren einer Hilfslinie (*Cursor*) im Messtor und durch Ausrichten der Linie entlang der Gefäßachse.

Details

Genauigkeit der Winkelkorrektur

Winkel Θ	Korrektur-Faktor $1/\cos \Theta$	Korrektur-Fehler*
30°	1,15	± 3%
45°	1,41	± 6%
60°	2,00	± 9%
72°	3,24	± 15%
75°	3,86	± 21%
80°	5,76	± 30%

Bei einem Winkel > 60° wird die Messung zu ungenau!

$$v \sim \frac{\Delta f}{\cos \Theta}$$

* bei Schätzgenauigkeit von ± 3° für den Einstrahlwinkel

Genauigkeit der Winkelkorrektur

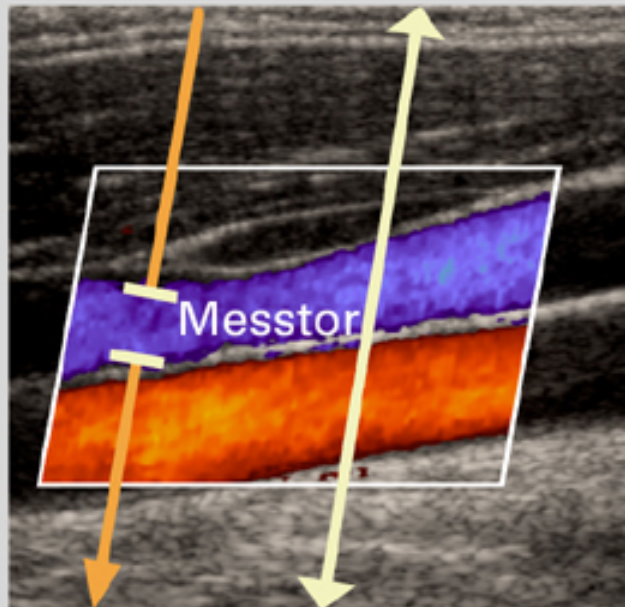
Die Tabelle gibt einige Werte für den Korrekturfaktor und den Korrekturfehler in Abhängigkeit vom eingestellten Winkel, für eine angenommene Schätzgenauigkeit von $\pm 3^\circ$ bei der Winkelbestimmung im B-Bild.

Genauigkeit der Winkelkorrektur

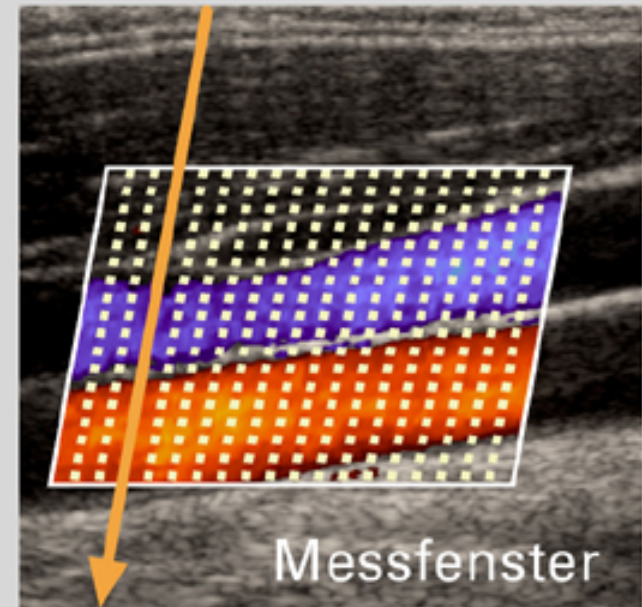
Auf eine quantitative Auswertung von Flussgeschwindigkeiten sollte bei einem Einstrahlwinkel von $> 60^\circ$ verzichtet werden.

Ort der Doppler-Messung

PW-Doppler CW-Doppler



Farb- und Power Doppler



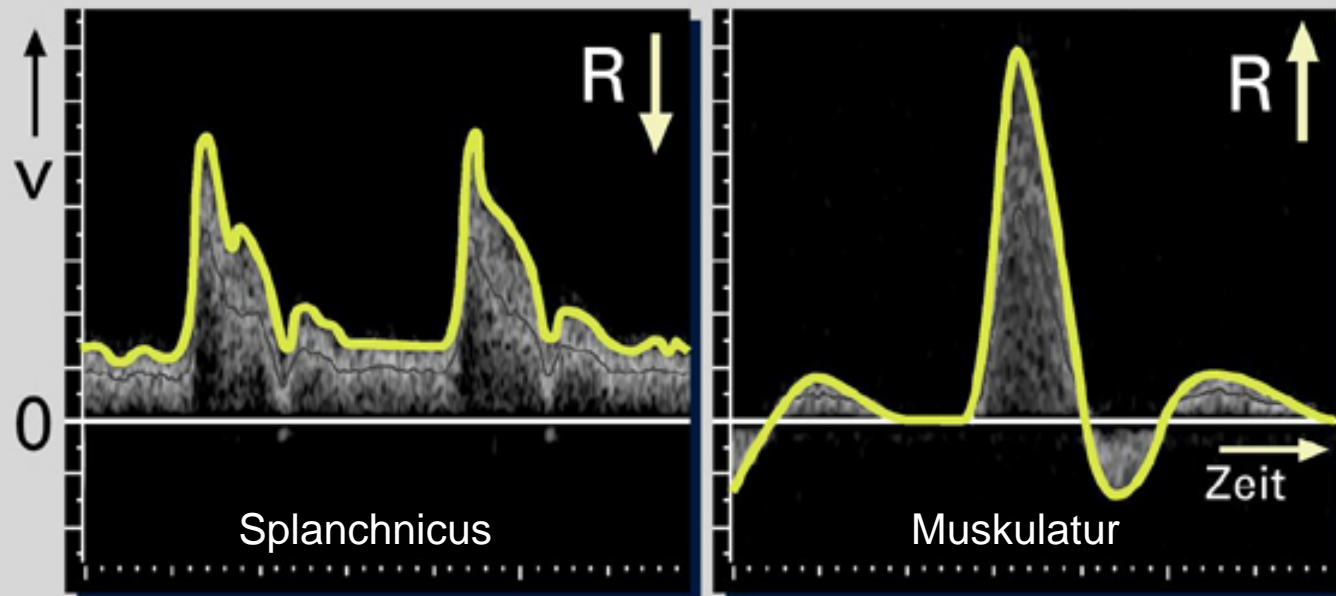
Ort der Doppler-Messung

Beim CW- und beim PW-Doppler ist die Messung auf eine feste Ultraschallzeile beschränkt.

Beim **PW-Doppler** wird Ort und Größe des Messfensters längs dieser Zeile eingestellt.

Beim **CW-Doppler** erstreckt sich **das Messfenster über die gesamte Tiefe der Zeile.**

Doppler-Profile und Gefäßwiderstand



$$Q = \frac{P}{R}$$

Q: Volumenfluss
P: Perfusions-Druckgradient
R: Gefäßwiderstand

Grundlagen der Sonographie
monophasisch

©Siemens AG 1999 Med USSE/2010
triphasisch

Doppler-Profil

niedriger Gefäßwiderstand

monophasisches Kurvenprofil
typisch für die **Splanchnicus-Gefäße**

Doppler-Profil

hoher Gefäßwiderstand

triphasisches Kurvenprofil

typisch für die Extremitäten versorgenden peripheren Gefäße

Doppler-Profile und Gefäßwiderstand

Aus den Hüllkurven des Doppler-Spektrums können zur Beschreibung des Gefäßwiderstandes Indizes für Widerstand und Pulsatilität berechnet werden (**Resistance Index [RI]**, **Pulsatilitäts Index [PI]**).

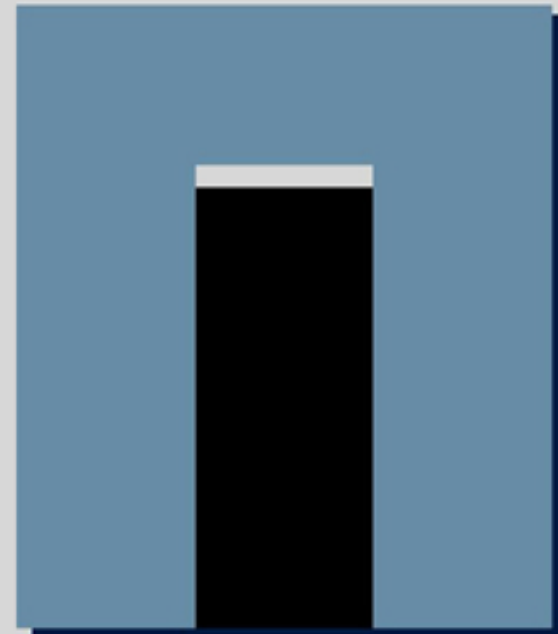
Artefakte

- Artefakte sind nicht das direkte Abbild der Realität, sondern kommen durch zusätzliche Effekte zustande
- Das Unterscheiden von Artefakten vom sonographischem Abbild des Gewebes ist zur Beurteilung wichtig
- Artefakte helfen in der Differenzierung
 - Schallschatten → Konkrement
 - dorsale Schallverstärkung → Flüssigkeit

Abschattung durch starken Reflektor

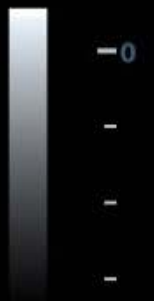


Echobild



AP 96.6% MI 1.4 TIS 0.4

M9



-0

-

-

-

-

-

-

-

-

-

-

-

-

-

-

-

-

-

-

-5

-10

-15

-

-



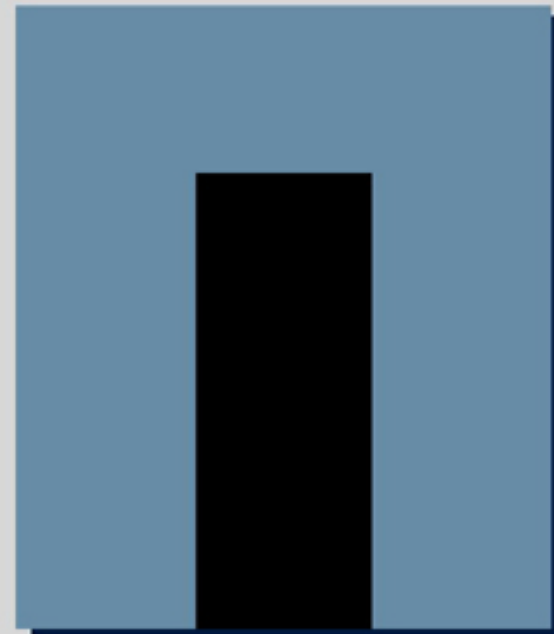
130/130

Abschattung durch starken Reflektor

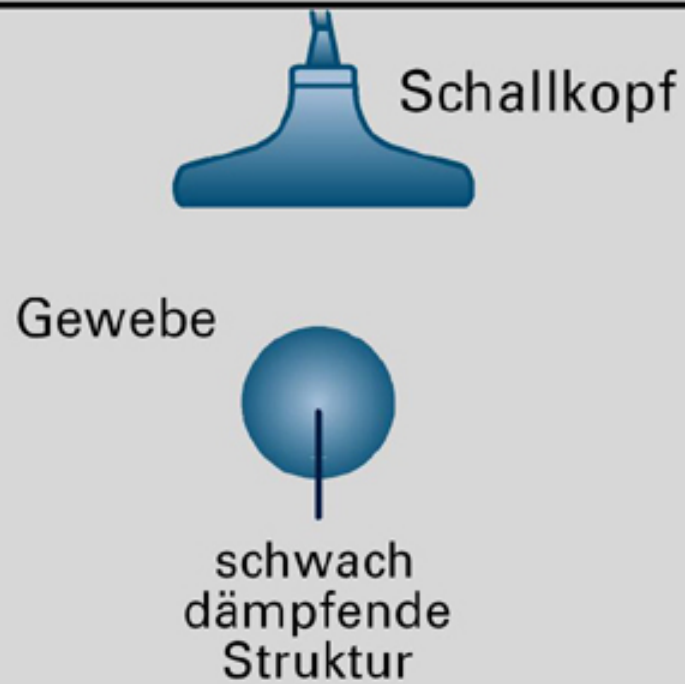


Schräge
Schalleinstrahlung

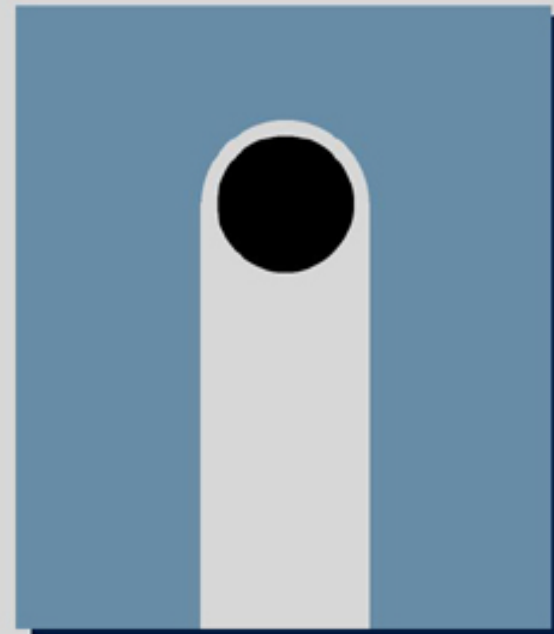
Echobild

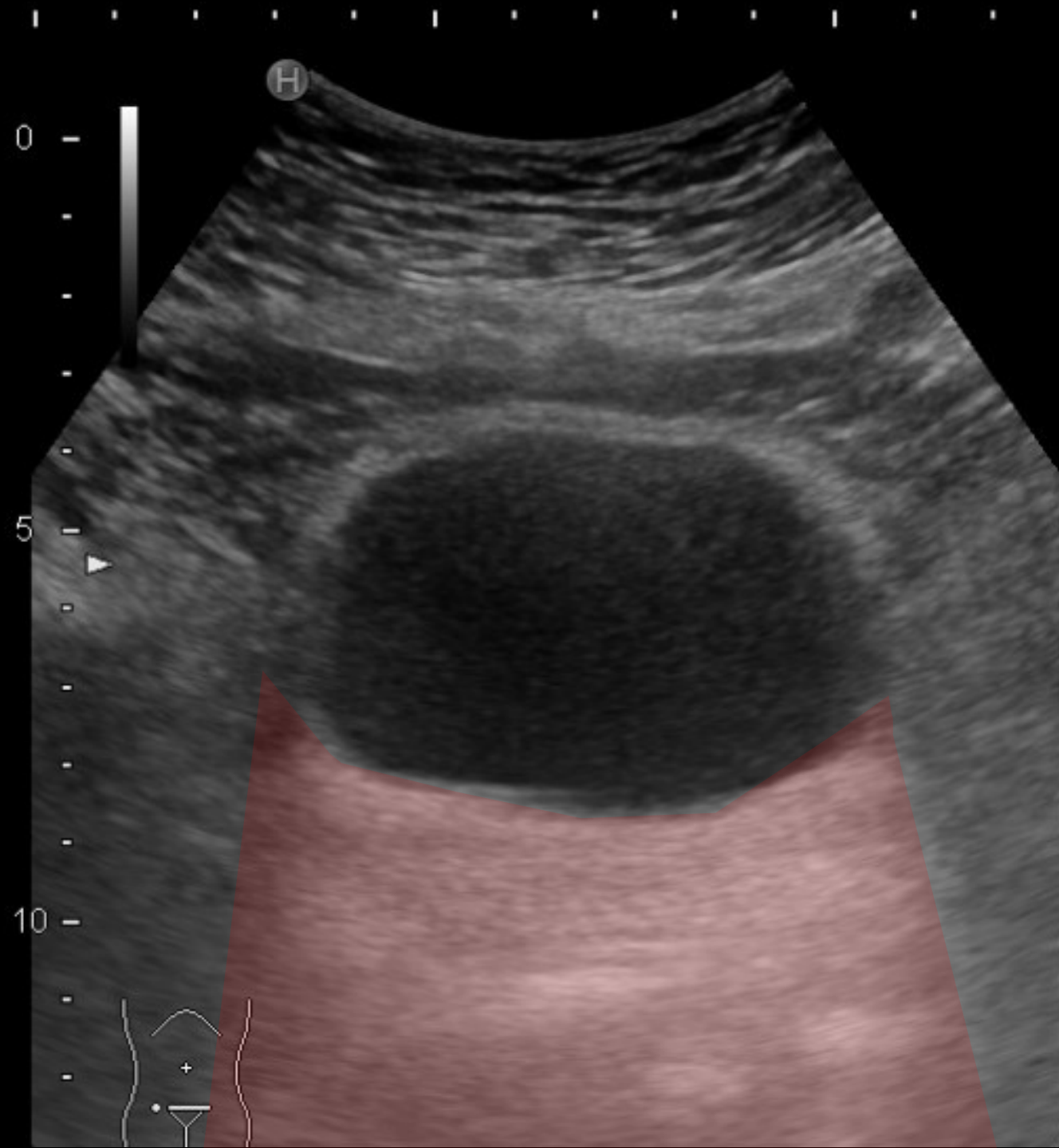


"Schallverstärkung"

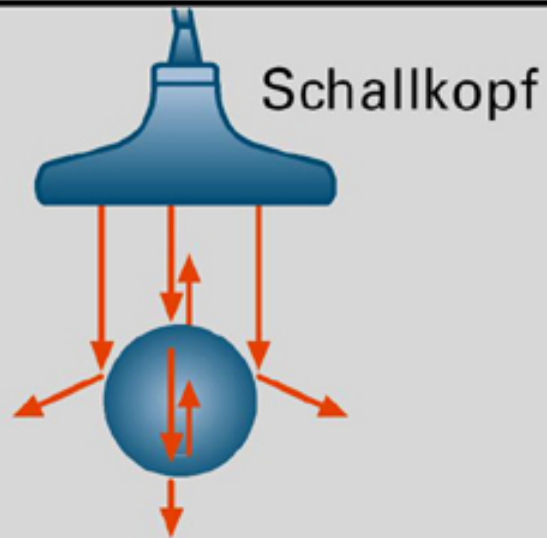


Echobild

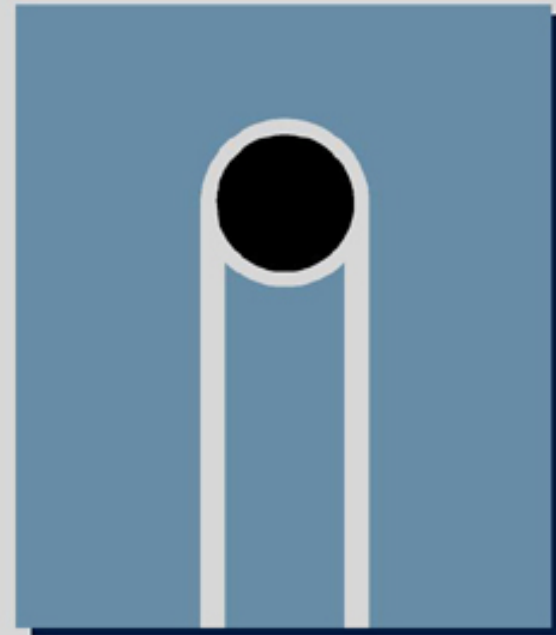




Tangentenartefakt

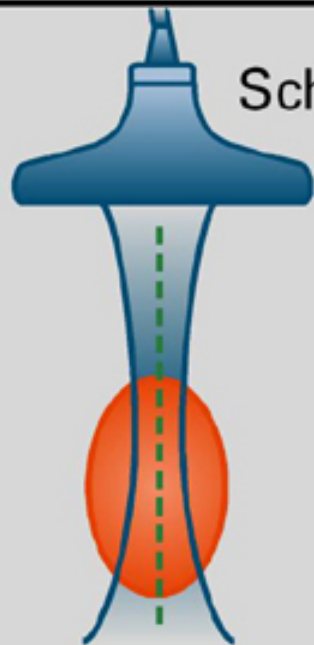


Echobild



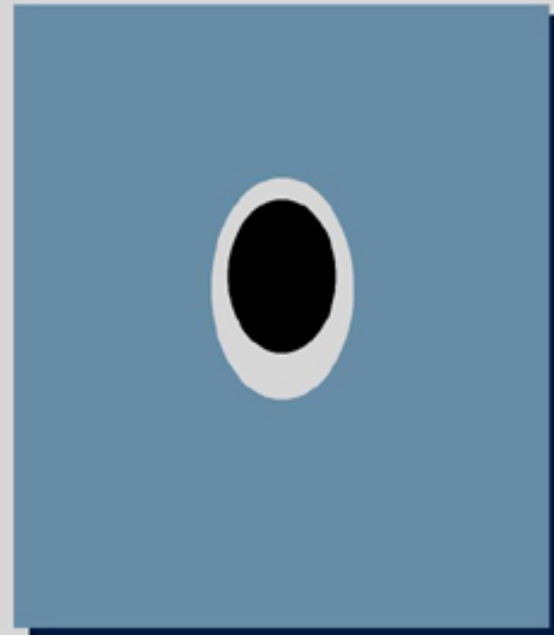


"Künstliche Sedimentation"



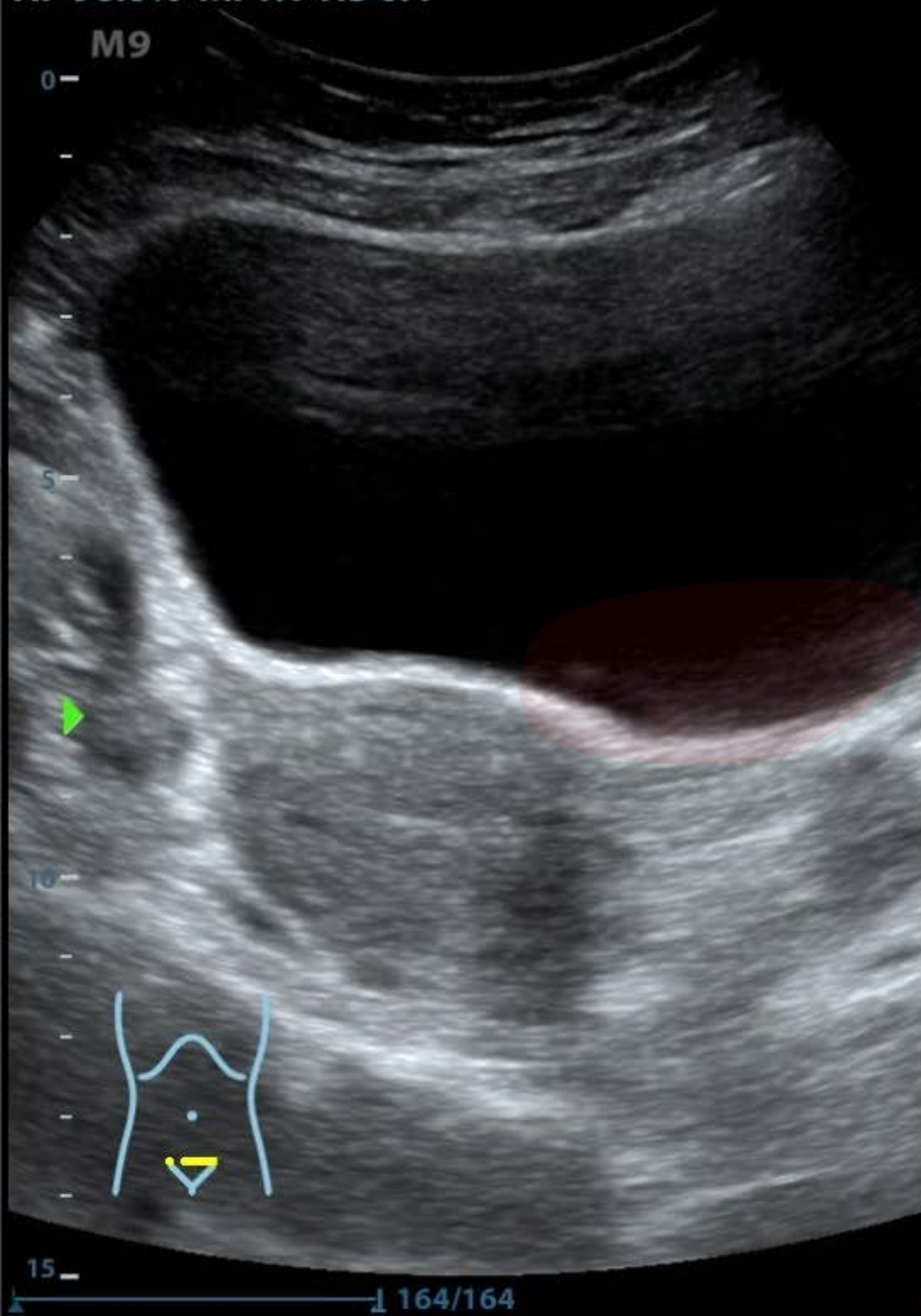
Schallkopf

Echobild



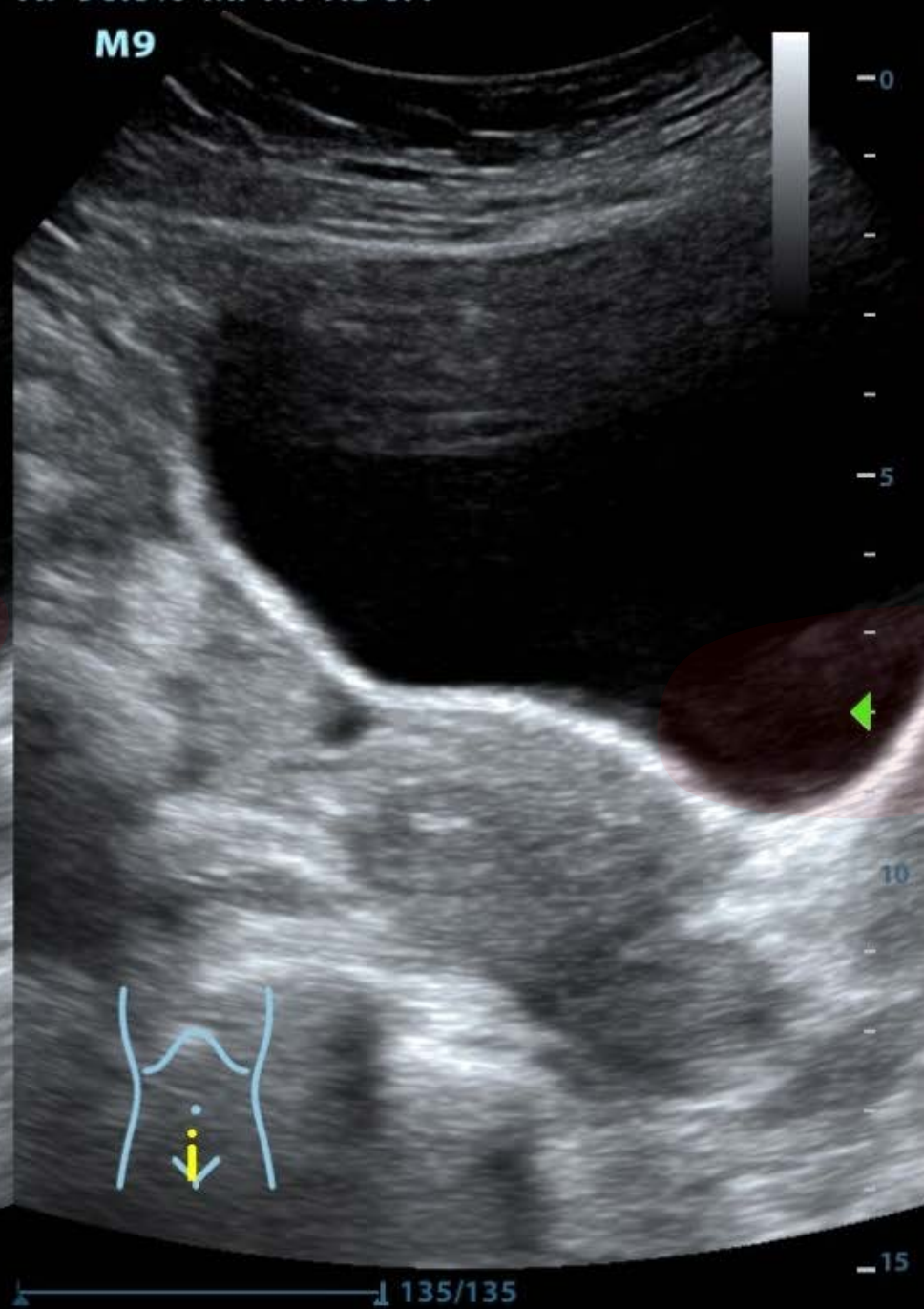
AP 96.6% MI 1.1 TIS 0.4

M9

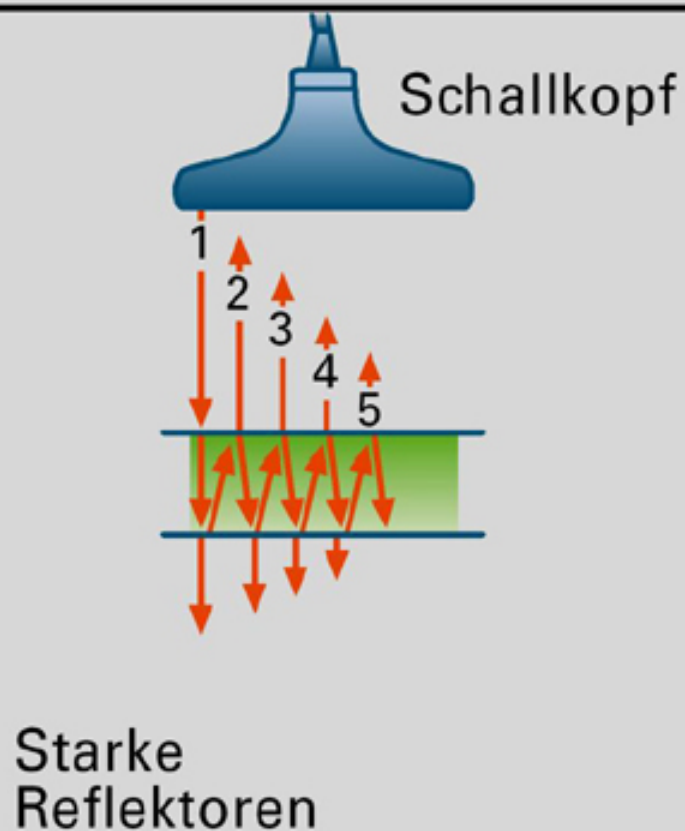


AP 96.6% MI 1.1 TIS 0.4

M9

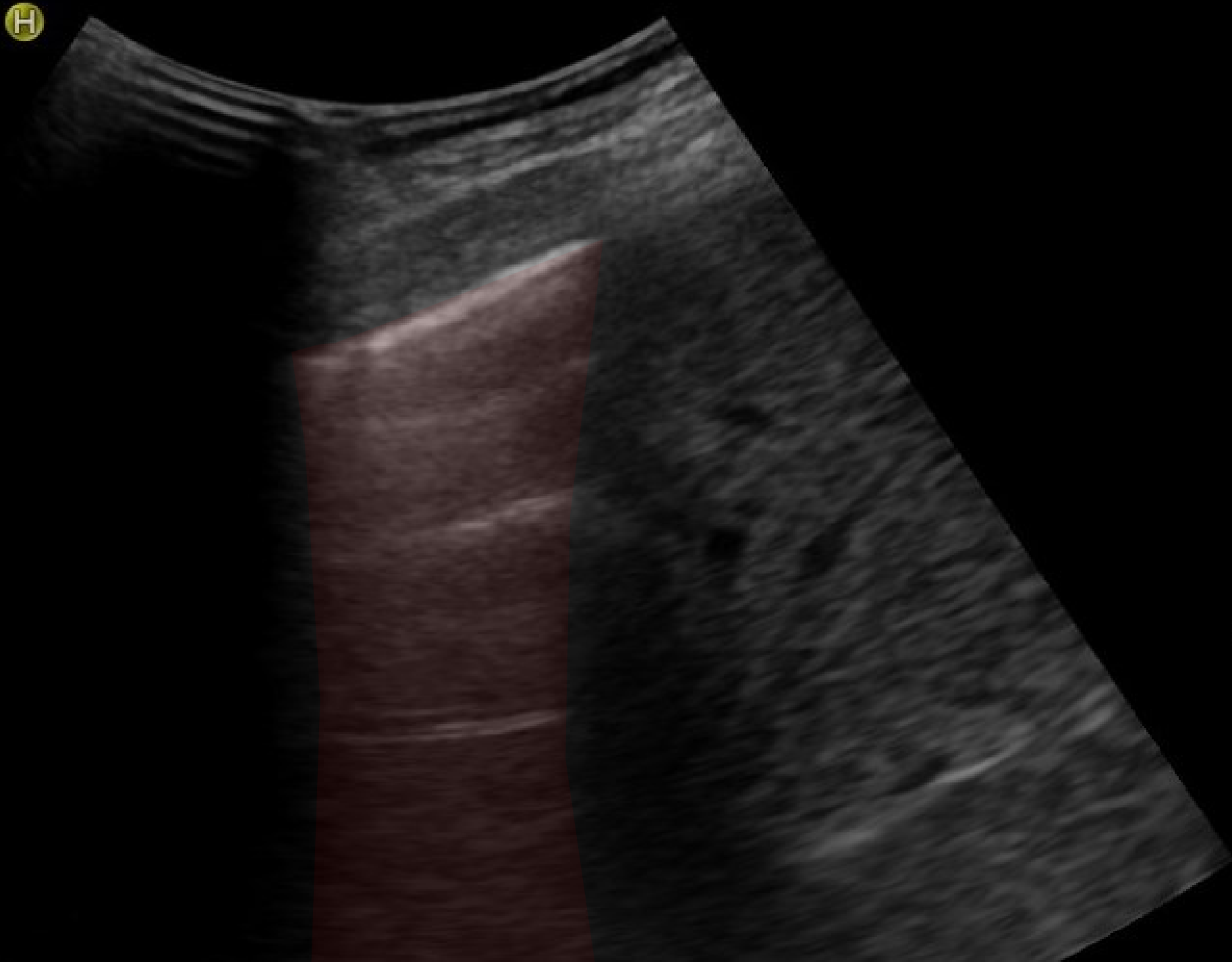


Mehrfachreflexion

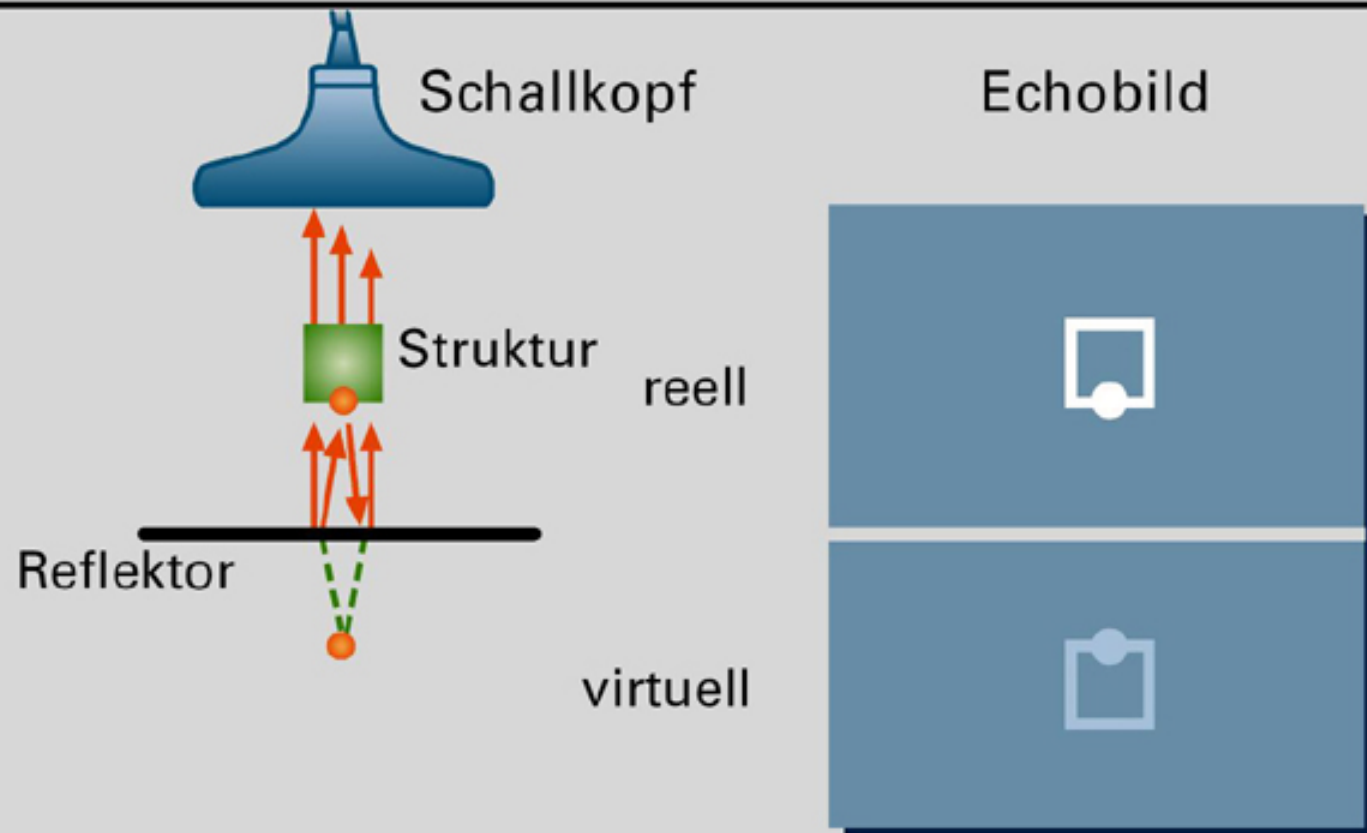


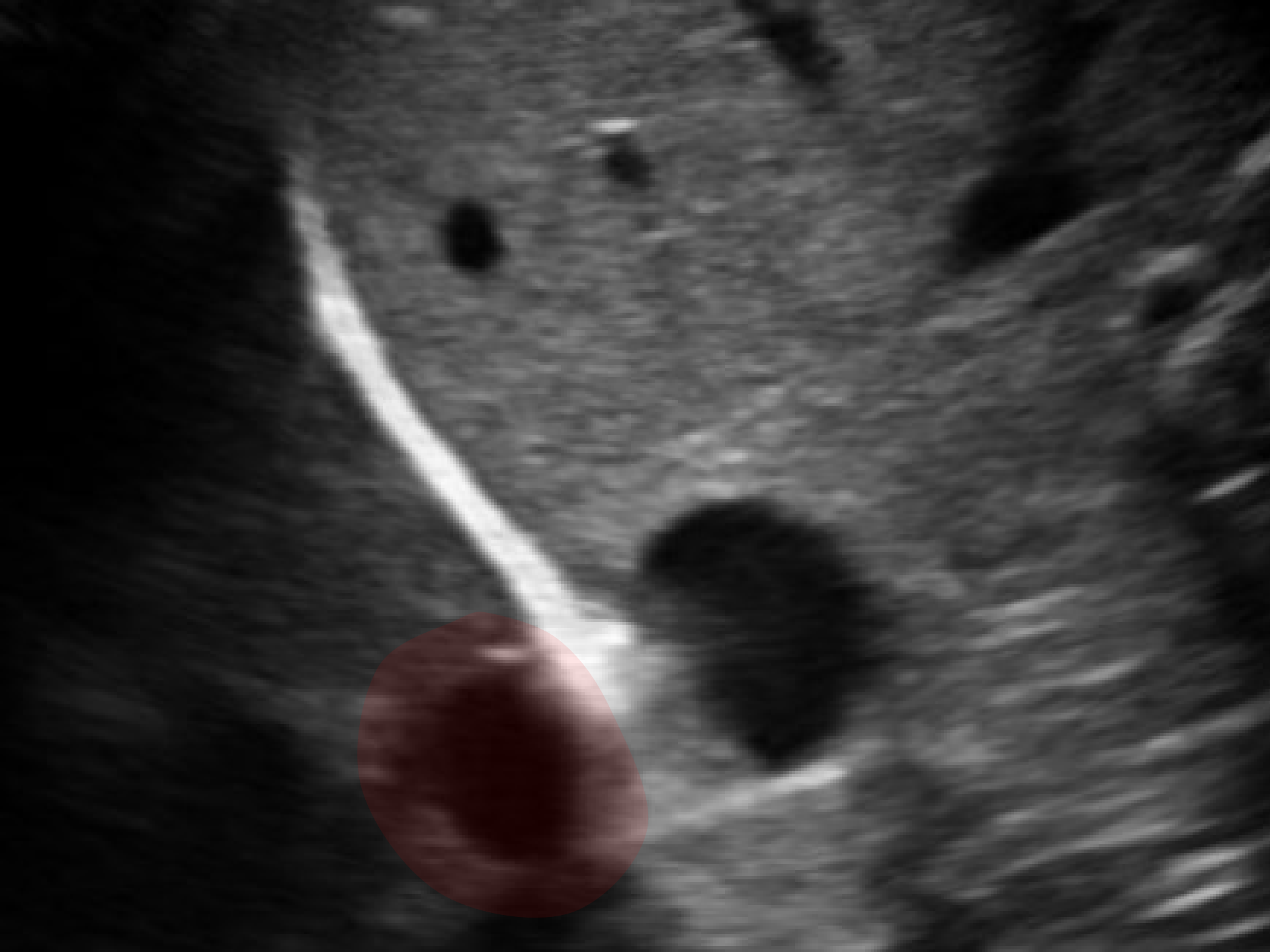
Echobild



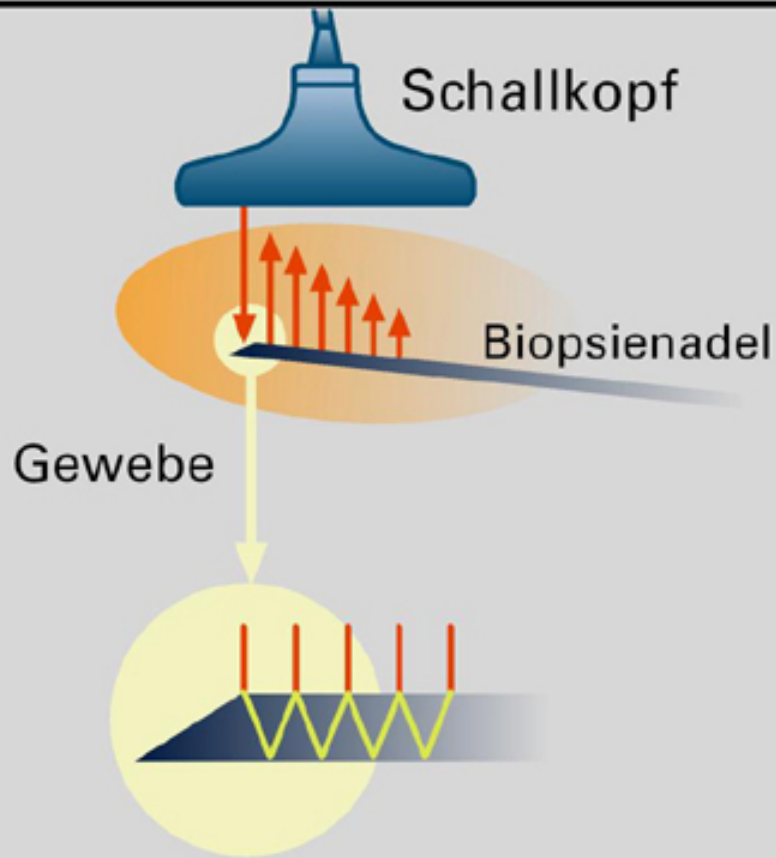


Spiegelung durch starken Reflektor

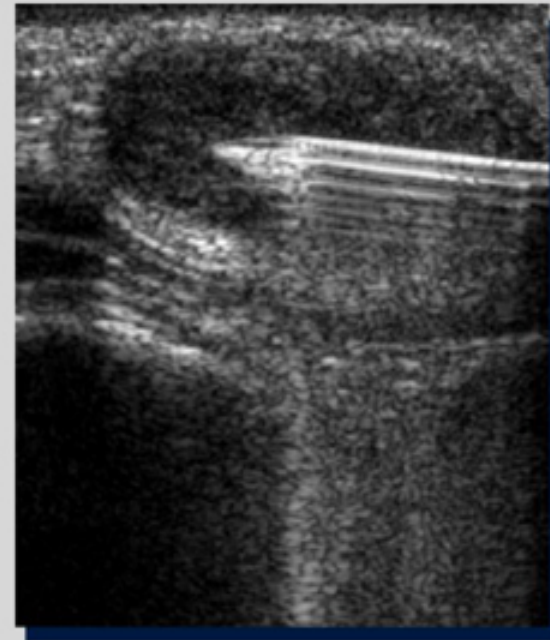




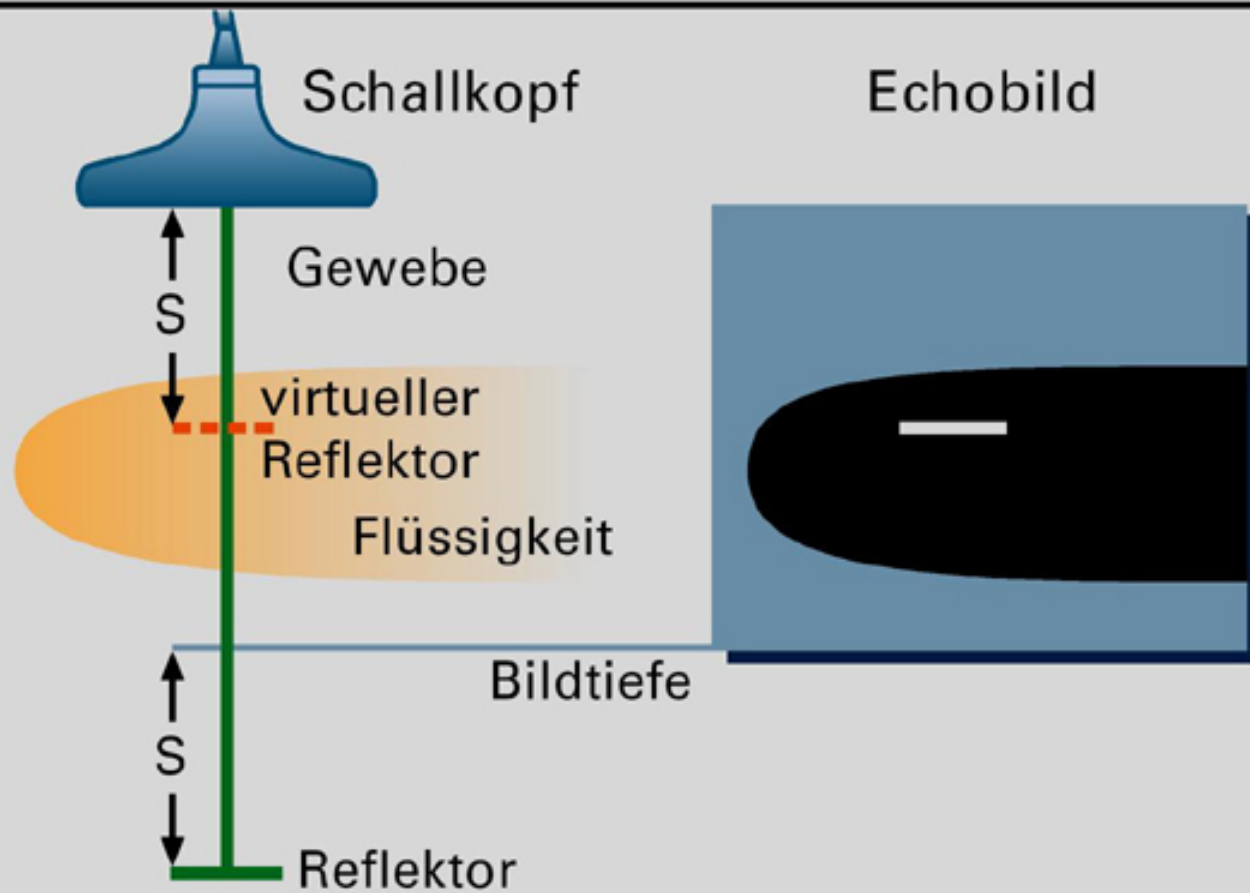
"Kometenschweif" durch Mehrfachreflexionen



Echobild

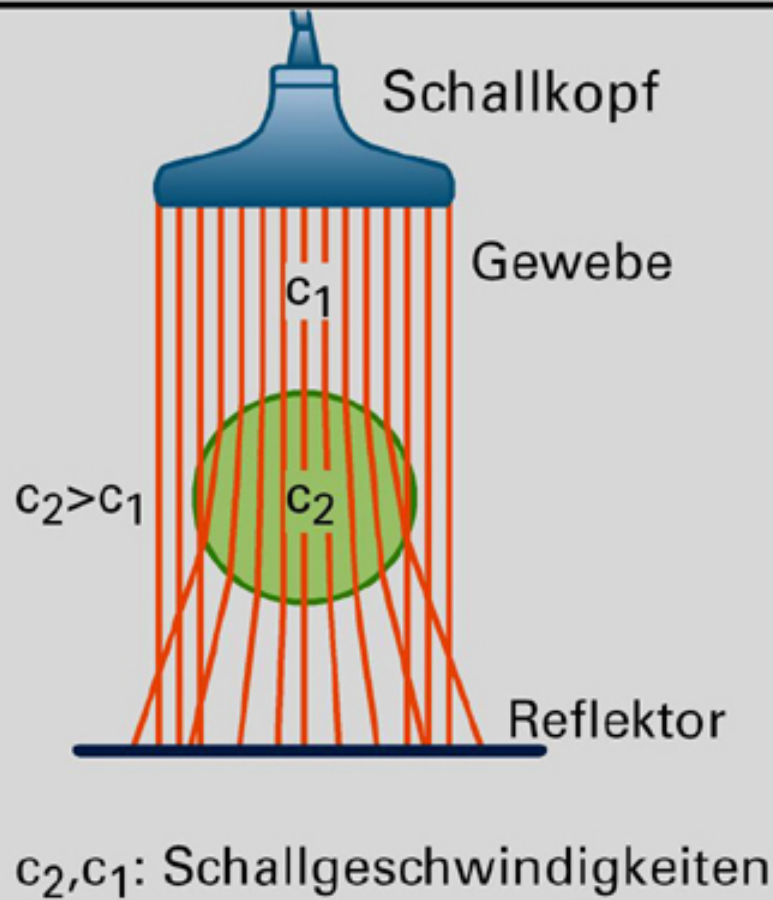


Überreichweite

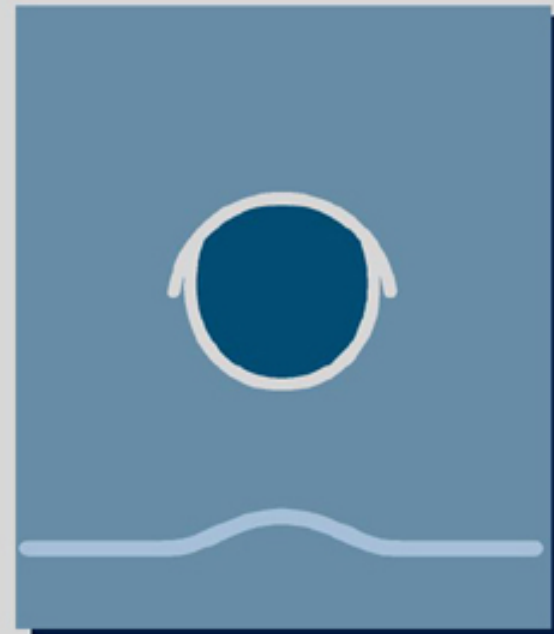


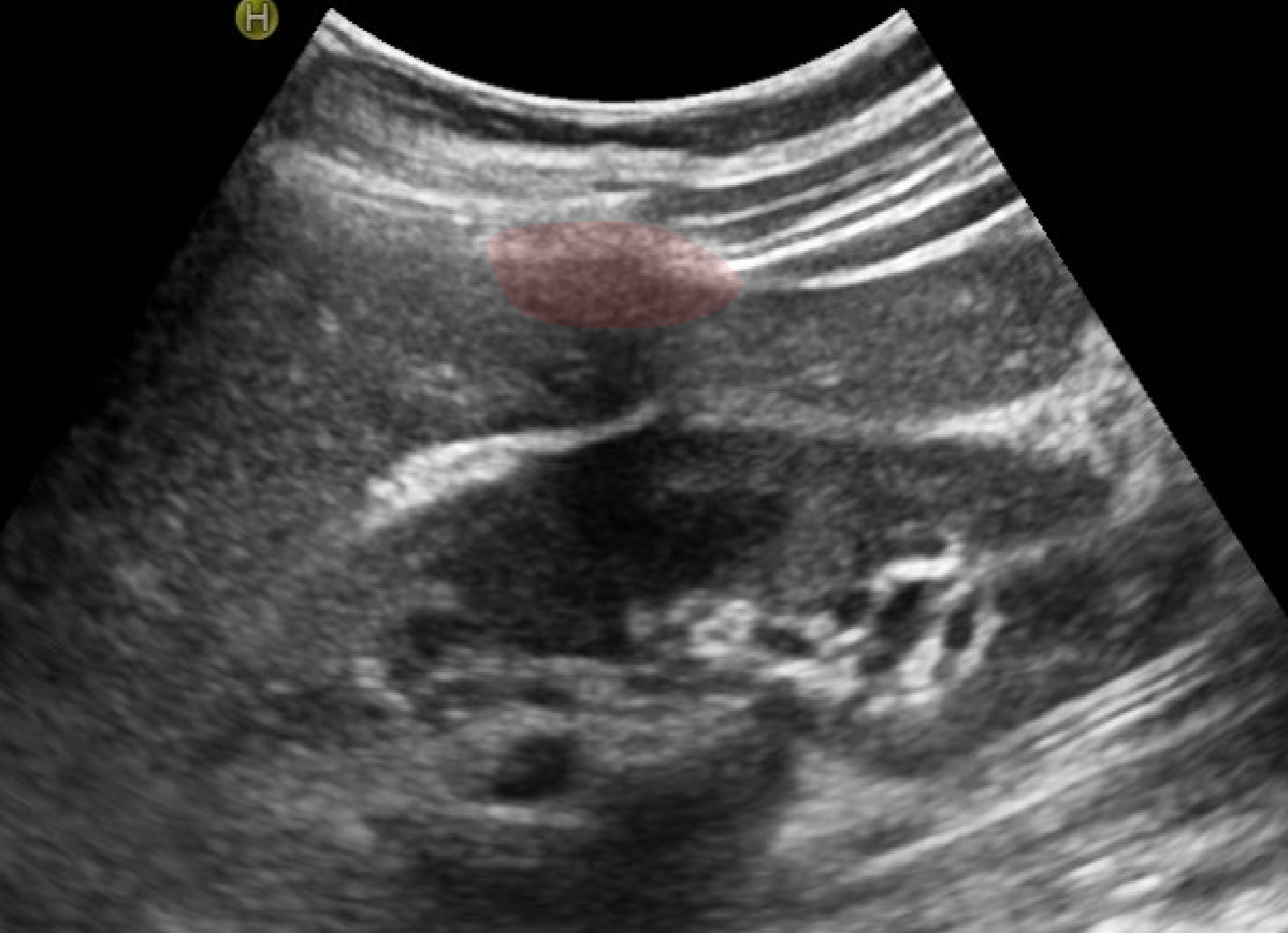


Brechungseffekt



Echobild





Spiegelung beim Farbdoppler

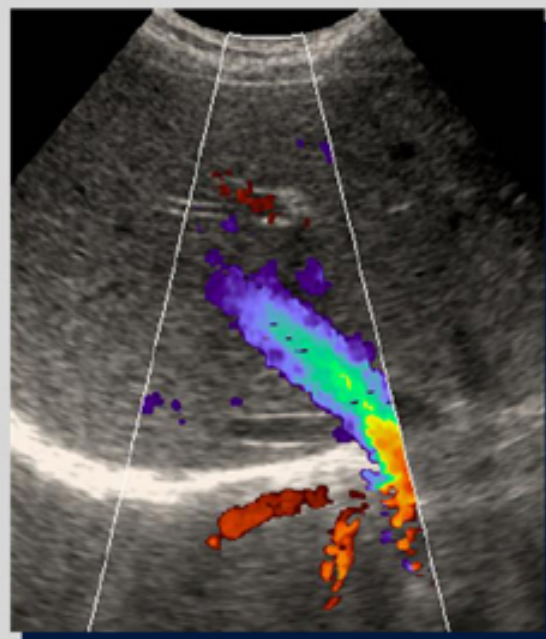


Schallkopf

Starker
Reflektor



Echobild



Vibrationseffekt (Bruit)



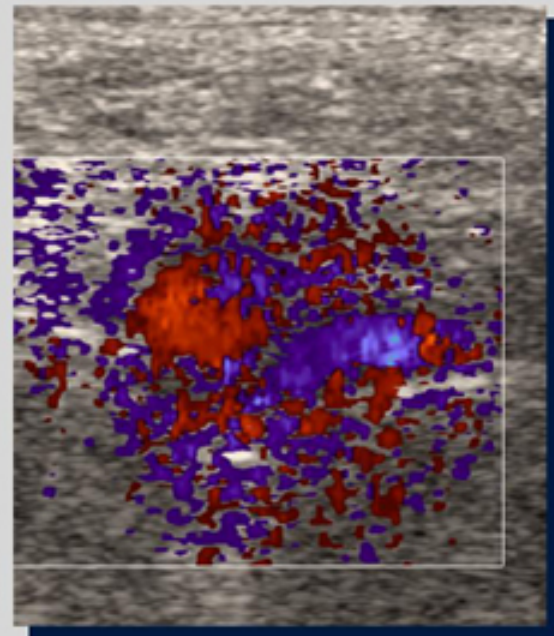
Schallkopf

Gewebe

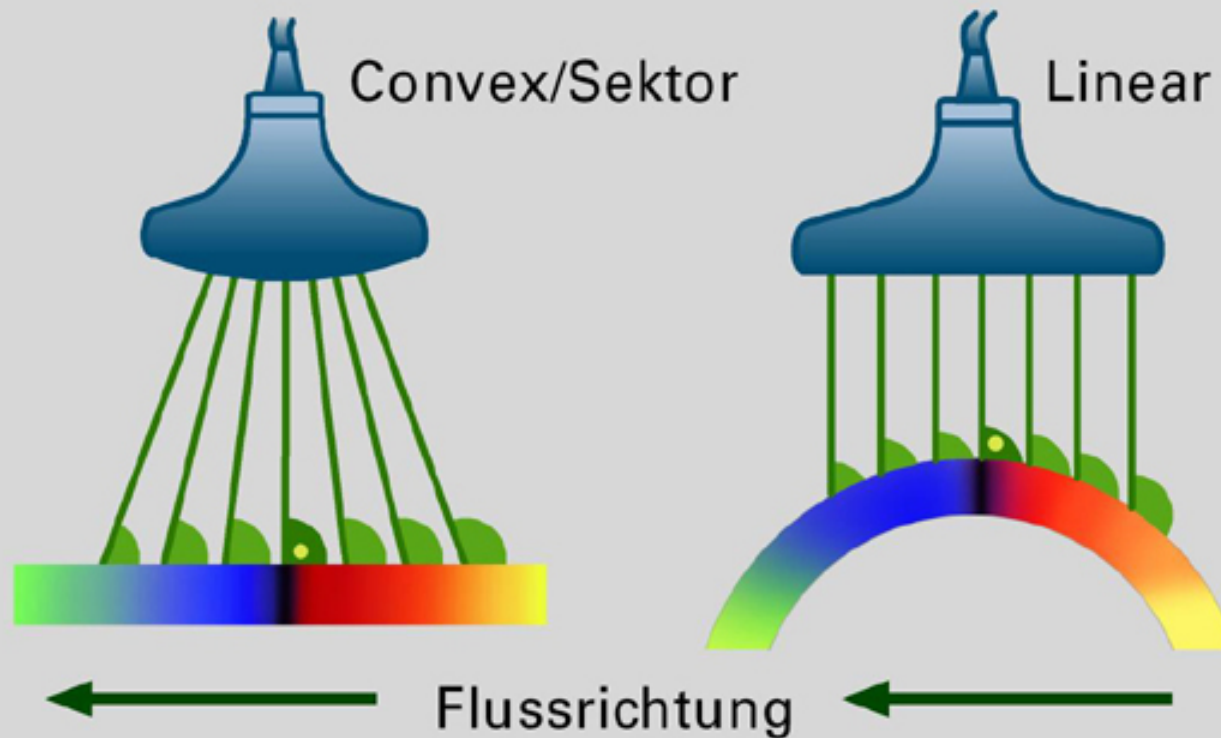


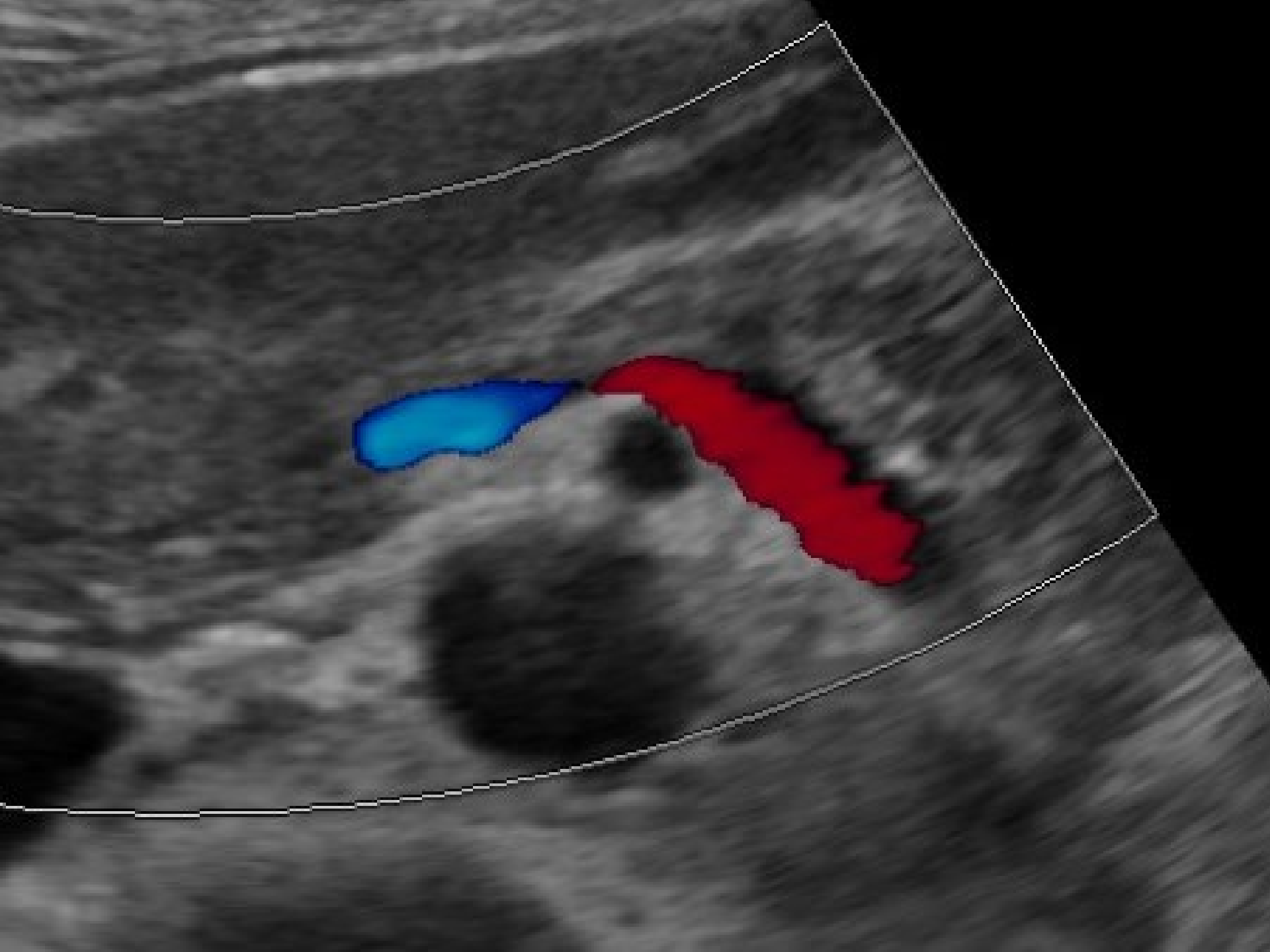
A-V-Fistel

Echobild

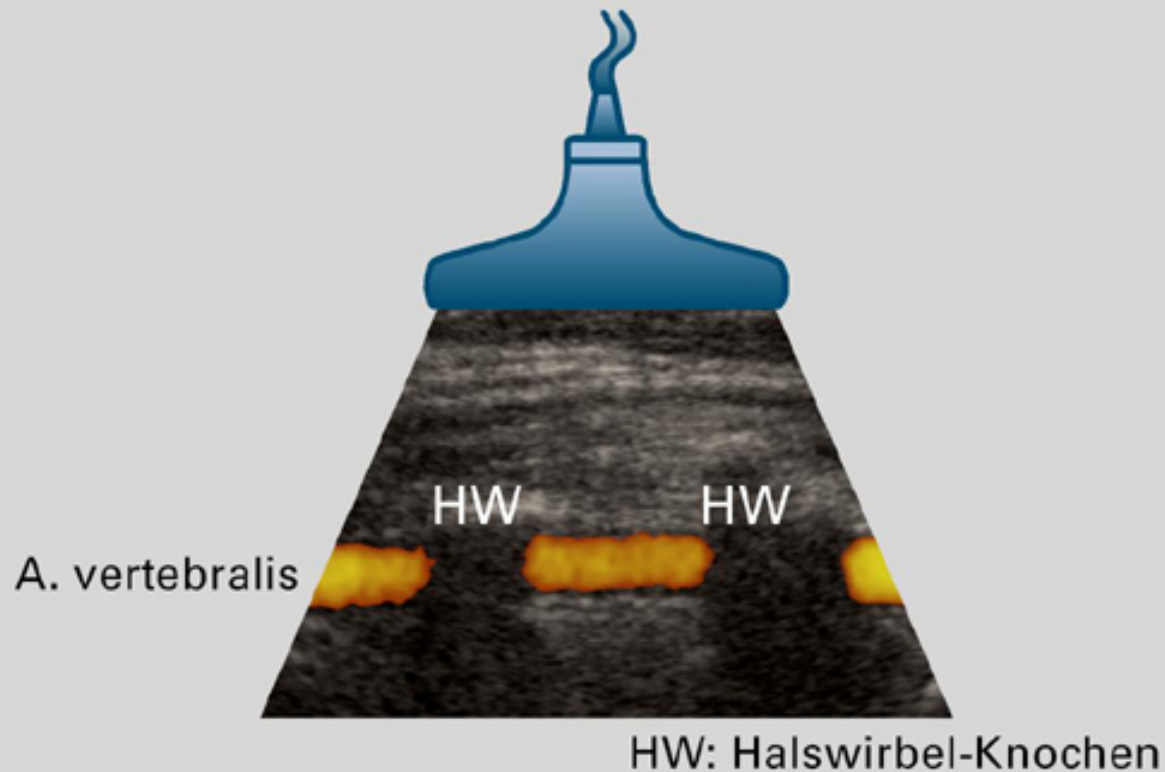


Änderung des Einstrahlwinkels





Abschattung im Doppler-Bild





**SGUM
SSUM**

Schweizerische Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin
Società Svizzera di Ultrasonologia in Medicina
Société Suisse d'Ultrasons en Médecine

Einrichtung Raum
Haltung Sonde
Einstellungen Gerät

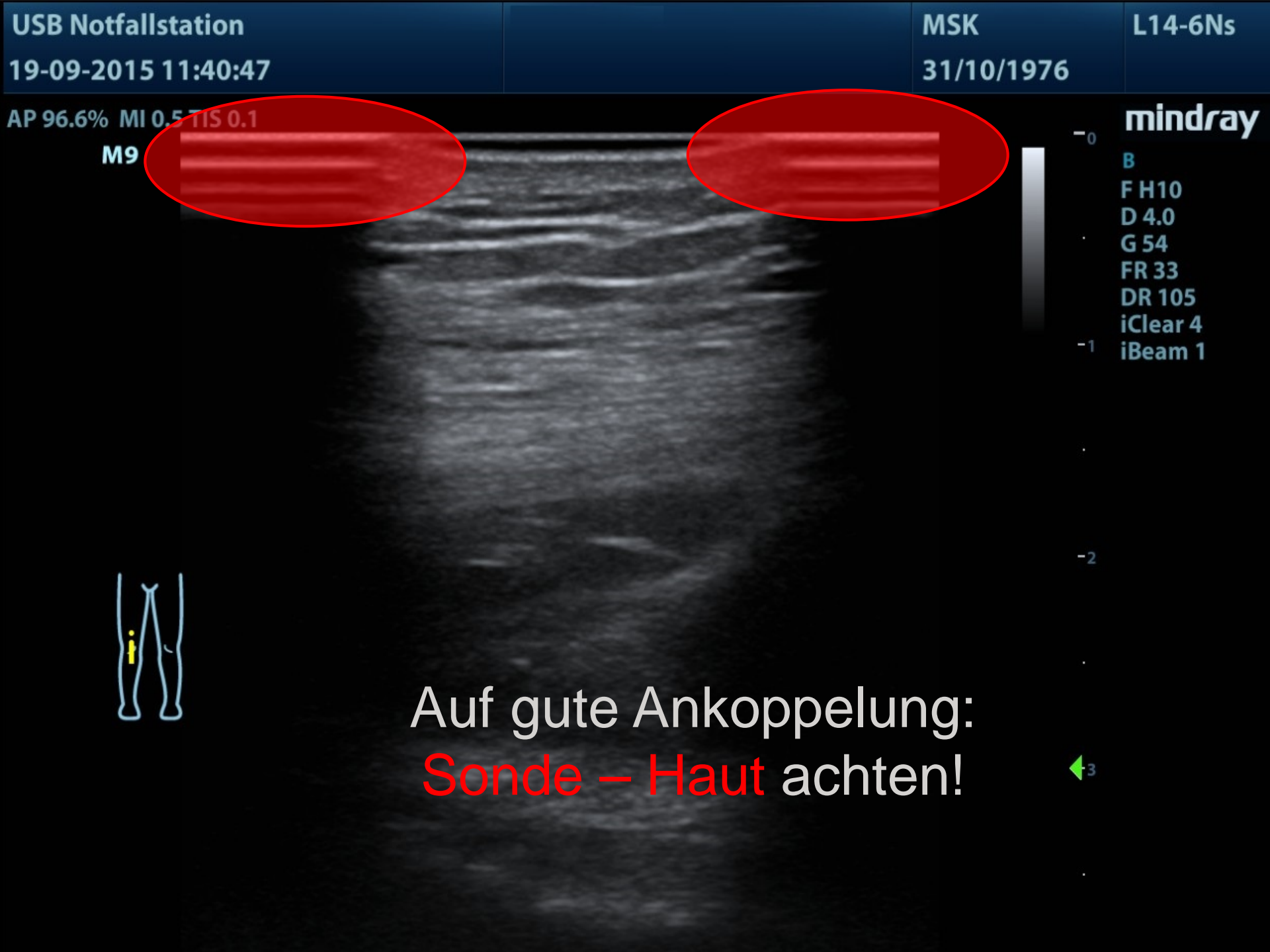
VORBEREITUNGEN

Raum abdunkeln

Untersucher: sitzende Position

Sonden-Hand abgestützt





Patientendaten eingeben

PatientInfo mindray

Allg. Informationen

Nachname:	<input type="text"/>	Pat-ID:	<input type="text" value="20150921-071411-6342"/>	AndererID:	<input type="text"/>	<input type="button" value="iStation"/>
Vorname:	<input type="text"/>	Geschl.:	<input type="text" value="Unbk."/> ▼	DOB:	<input type="text" value="DD/MM/YYYY"/>	<input type="button" value="Arbeitsliste"/>
M.A.:	<input type="text"/>	Alter:	<input type="text"/>	<input checked="" type="radio"/> Jahre <input type="radio"/> Mon. <input type="radio"/> Tage <input type="button" value="Schnellreg."/>		

Informationen bei der Diagnose

ABD OB GYN CARD VAS URO **SMP** PED BRUST

Unters.-Beschreib.:	<input type="text"/>	Überw.Arzt:	<input type="text"/> ▼
Primäre Indikat.:	<input type="text"/>	Diagnostiker:	<input type="text"/> ▼
Sekund. Indikationen:	<input type="text"/>	Bediener:	<input type="text"/> ▼
CPT4-Code:	<input type="text"/>	Aufnahme #:	<input type="text"/>
CPT4-Beschreibg.:	<input type="text"/>	Kommentar:	<div><div></div></div>
Größe:	<input type="text"/> cm		
Weight:	<input type="text"/> kg		

Einstellungen am Gerät

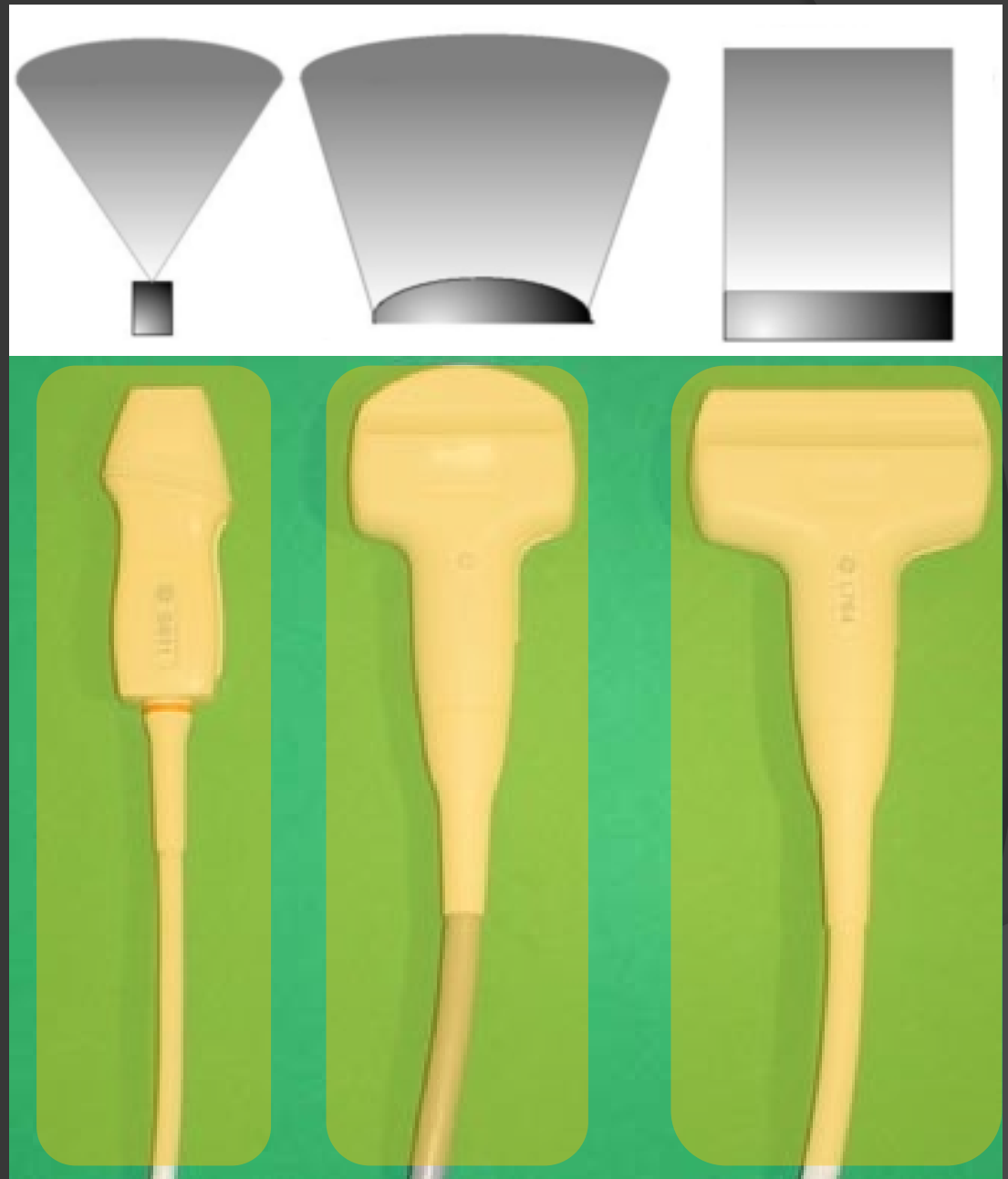
- ⦿ Sonde auswählen
- ⦿ Preset wählen
- ⦿ Gesamtverstärkung (Gain)
- ⦿ Stufengain (TGC)
- ⦿ Eindringtiefe
- ⦿ Fokusposition
- ⦿ Frequenz
- ⦿ Dynamikbereich
- ⦿ weitere Optionen: Geräte-Manual

Sonden




Sektor (1-4 MHz)
bei kleinem Schallfenster
in der Tiefe
z.B. Herz

Konvex (2-5MHz)
kann unter Kanten
schallen
«Standard-Sonde»
z.B. Abdomen

Linear (5-18MHz)
Oberflächliche
Strukturen
z.B. Gelenke, Sehnen



Sonde und Preset auswählen

SP5-1s	C5-1s	L14-6Ns	
			
Erwa. Kard. ✓	Erwa. ABD ✓	Oberflächl. ✓	
CAR schwer.	ABD schwer.	MSK	Knochen-Muskel-System
Erwa. ABD	Niere	Orthopäd.	
ABD schwer.	Urology	Thyroid	
Lung	Prostate	ABD Kin	
EM FAST	EM ABD	EM Superficial	
EM ABD	EM FAST	EM vaskulär	
Kard. Kind	EM OB	Carotis	
TCI	EM vaskulär	Nerv	
	Lung	Hoden	
	Carotis	Brust	
	ABD Kin	Upper Ext A	

Sondenmanipulation

Im Folgenden werden die verschiedenen Sondenbewegungen anhand von Ausschnitten aus einem Kurzvideo von

UCSF (University of California, San Francisco)
Department of Anaesthesia and Perioperative Care
gezeigt.

Sie basieren auf den Standards der
AIUM (American Institute of Ultrasound in Medicine)

Ref.: <https://www.youtube.com/watch?v=RskrEsAGzec>



Einstellungen am Gerät

- Sonde auswählen
- Preset wählen
- Gesamtverstärkung (Gain)
- Stufengain (TGC)
- Eindringtiefe
- Fokusposition
- Frequenz
- Dynamikbereich
- weitere Optionen: Geräte-Manual

Gain = Verstärkung



zu hoch



zu tief

Einstellungen am Gerät

- Sonde auswählen
- Preset wählen
- Gesamtverstärkung (Gain)
- Stufengain (TGC)
- Eindringtiefe
- Fokusposition
- Frequenz
- Dynamikbereich
- weitere Optionen: Geräte-Manual

Time-Gain-Compensation (TGC)



Einstellungen am Gerät

- Sonde auswählen
- Preset wählen
- Gesamtverstärkung (Gain)
- Stufengain (TGC)
- Eindringtiefe
- Fokusposition
- Frequenz
- Dynamikbereich
- weitere Optionen: Geräte-Manual

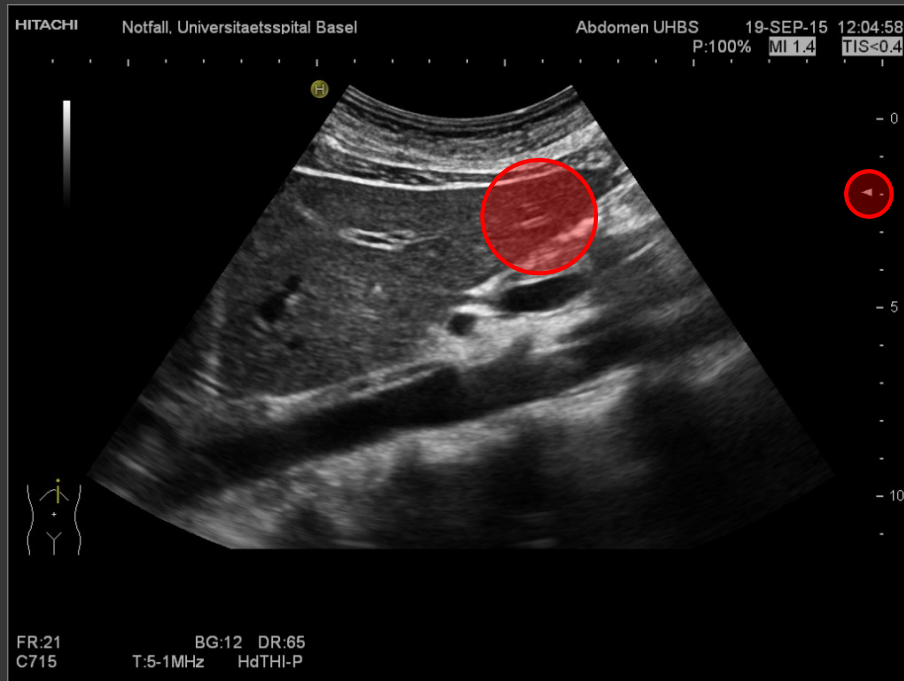
Eindringtiefe anpassen



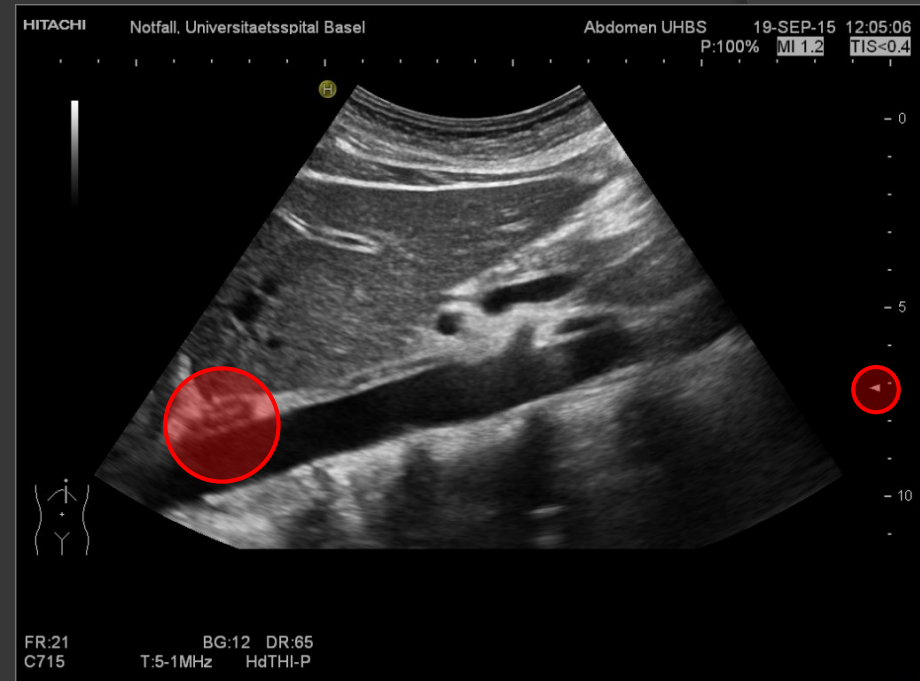
Einstellungen am Gerät

- Sonde auswählen
- Preset wählen
- Gesamtverstärkung (Gain)
- Stufengain (TGC)
- Eindringtiefe
- Fokusposition
- Frequenz
- Dynamikbereich
- weitere Optionen: Geräte-Manual

Focusposition



Scharfes Bild
oberflächlich



Scharfes Bild
in der Tiefe

Farb-Doppler Einstellungen

- Im B-Bild zu untersuchende Struktur darstellen
- Farbbox möglichst klein auf Struktur legen
- Pulsrepetitionsfrequenz (v-Scale) anpassen
- Doppler-Gain auf maximalen Wert ohne Artefakte
- Winkel beachten: Box eventuel kippen
- B-Bild-Frequenz und Dopplerfrequenz tief halten bei tieferen Strukturen
- Bei schlechter Darstellung zurück ins B-Bild für Neu-Orientierung

PW/CW-Doppler Einstellungen

- Gate sollte die mittleren 2/3 des Lumens erfassen
- Doppler dem Gefäßverlauf anpassen
Winkelkorrektur $< 60^\circ$
- Nulllinie
Pulsrepetitionsfrequenz und
Gain optimieren



**SGUM
SSUM**

Schweizerische Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin
Società Svizzera di Ultrasonologia in Medicina
Société Suisse d'Ultrasons en Médecine

Bilder / Video archivieren

Retablierung

Hygiene

Bericht schreiben

ABSCHLUSS UNTERSUCHUNG

Bilder / Video archivieren

- ⦿ Wenn immer möglich archivieren auf einem **DICOM-Server**:
Dies wird in der Regel mit dem «**End Exam**» eingeleitet
- ⦿ Alternativ: Speicherung auf **USB-Stick** und Übertragung in ein Speichersystem
- ⦿ Alternativ (schlechteste Variante):
ausgedruckte Bilder

Retablierung

- ⦿ Gerät zurückstellen
- ⦿ mechanische Reinigung Schallköpfe
Desinfektion Schallköpfe (kein Alkohol!)
- ⦿ «Kabelsalat» am Gerät ordnen
- ⦿ Gel, Reinigungstücher nachfüllen

Hygiene – Massnahmen (DEGUM)

Sonografische Prozedur	Beispiele	Schallkopf	Kontaktmedium	Barriere- massnahme	Schutzkleidung	
					Untersucher	Assistenz
Diagnostische perkutane Sonografie	Abdomensonografie	Gereinigt und desinfiziert	Normales Gel	Keine	Keine	Keine
Diagnostische Sonografie mit Schleimhaut- oder Wundkontakt	Introitussonografie, postoperative Sonografie	Gereinigt und desinfiziert und mit sterilem Überzug	Steriles Gel unter dem Überzug, steriles Gel oder Schleimhaut-Desinfektionsmittel auf der Haut	Keine	Keimarme Handschuhe	Nicht erforderlich
Einfache diagnostische Punktion ohne Ablegen von Material oder Spritzenwechsel	Biopsie an Organen, diagnostische Pleura- oder Aszitespunktion, einfache Gelenkpunktionen, periphere Venenverweilkanülen, Regionalanästhesie „single shot“	Gereinigt und desinfiziert und ohne Überzug, falls Nadelkontakt ausgeschlossen.	Steriles Gel oder Desinfektionsmittel	Keine	Keimarme Handschuhe	Nicht erforderlich
		Gereinigt und desinfiziert und mit sterilem Überzug, falls Nadelkontakt möglich.	Steriles Gel unter dem Überzug, steriles Gel oder Desinfektionsmittel auf der Haut	Keine	Sterile Handschuhe	Nicht erforderlich
Komplexe diagnostische Punktion mit Spritzenwechsel; Drainagen in Direktpunktionstechnik	Einmalpunktion von Zysten, Abszessen, Gelenkpunktion, Regionalanästhesie „single shot“, suprapubische Blasenfistel, Pleura- oder Abszessdrainage	Gereinigt und desinfiziert mit sterilem Überzug	Steriles Gel unter dem Überzug, steriles Gel oder Desinfektionsmittel auf der Haut	Steriles Loch-/ Abdecktuch	Sterile Handschuhe, Mund-Nasen-Schutz	Sterile Handschuhe bei aktiver Mitarbeit
Drainageeinlagen in Seldingertechnik; therapeutische Eingriffe	ZVK-Anlage, Pleura- oder Abszessdrainage, kontinuierliche Regionalanästhesie, Lokalablative Therapien	Gereinigt und desinfiziert mit sterilem Überzug	Steriles Gel unter dem Überzug, steriles Gel oder Desinfektionsmittel auf der Haut	Steriles Loch-/ Abdecktuch	Sterile Handschuhe, Mund-Nasen-Schutz, OP-Haube, steriler langärmeliger Kittel	Sterile Handschuhe, Mund-Nasen-Schutz, OP-Haube, steriler langärmeliger Kittel bei aktiver Mitarbeit
EUS-kontrollierte Punktion, starre EUS-Sonde	Transrektale Prostatabiopsie, transvaginale Punktionen	Gereinigt und desinfiziert mit keimarmem Überzug	Normales Gel unter dem Überzug	Keine	Keimarme Handschuhe, langärmeliger Kittel	Keimarme Handschuhe, langärmeliger Kittel
EUS-kontrollierte Punktion, flexible EUS-Sonde	EUS-Pankreasbiopsie	Aufbereitet wie Endoskope	entfällt	Keine	Keimarme Handschuhe, langärmeliger Kittel	Keimarme Handschuhe, langärmeliger Kittel

Bericht schreiben

Dokumentation schriftlich, Bild, Clip

- Art der Untersuchung / Untersuchungsdatum
- Patient
- Indikation / Fragestellung
- Befund (NUR beschreibend!)
- Beurteilung
- Untersucher / Supervisor

Bericht

Art der Untersuchung

Patient

Fragestellung

Befund

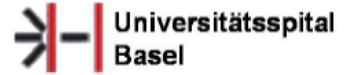
Beurteilung

Untersuchungsdatum

Untersucher

Supervisor


fokussierte Ultraschalluntersuchung



<div>(Name, Vorname)</div> <div>(Geburtsdatum)</div>		
Untersuchung:	Indikation, Fragestellung	
Pathologische Befunde		
Beurteilung		
Datum	Untersucher	Supervisor

Bilddokumentation

- ⦿ **Betrachter sieht deine Fehler**
falscher Ort Bodymarker
falsch gesetzter Focus
unklare Grenzen Organ
- ⦿ Befund entscheidet ob Bild oder Video
- ⦿ **Bild**
braucht Übung für eine gute Darstellung
kann kurz und prägnant die Patho zeigen
- ⦿ **Video**
für Strukturen, die in einem Bild (2 Bildern)
nicht zu erfassen sind
bewegte Strukturen



Wir wünschen viel Erfolg
beim Einstieg in die
Sonographie !

Frequenz und Wellenlänge

Ultraschall breitet sich im Medium als mechanische Welle, genauer als **longitudinale Wechseldruckwelle** aus. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit (Schallgeschwindigkeit c) ist von der Art des Mediums abhängig.

Sie beträgt in Luft 300 m/s und in Wasser 1500 m/s. Für die weichen Gewebsarten des menschlichen Körpers liegen die Schallgeschwindigkeiten nahe der für Wasser und reichen etwa von 1450 m/s bis 1570 m/s.

Als Mittelwert für Weichgewebe gilt $c = 1540 \text{ m/s}$ als internationaler Standard, auf den diagnostische Ultraschallgeräte kalibriert sind.

Frequenz und Wellenlänge

Frequenz f und Schallgeschwindigkeit c bestimmen die **Wellenlänge $\lambda = c/f$ der Schallwelle**.

Die Wellenlänge ist die physikalische Grenze der im Ultraschallbild erreichbaren Ortsauflösung.

Da die Wellenlänge mit steigender Frequenz kürzer ist, steigt die erreichbare Auflösung proportional zur Frequenz.

Die Frequenz hat deshalb wesentlichen Einfluss auf die Bildqualität.

zurück

Schwächung im Gewebe

Ultraschall wird beim Durchgang durch ein Medium geschwächt.

Reflexion und **Brechung** geschieht an Grenzflächen, d.h. an Strukturen, **die groß sind im Vergleich zur Wellenlänge λ .**

Schwächung im Gewebe

Strukturen, deren Abmessungen **etwa in der Größe der Wellenlänge oder kleiner sind**, führen zur **Streuung** der Ultraschallenergie in alle Richtungen und führen damit zu einer Schwächung in Ausbreitungsrichtung.

Die Schwächung durch Streuung hängt neben der Größe der Strukturen in Relation zur Wellenlänge auch von den elastischen Eigenschaften und der räumlichen Verteilung (Dichte) der Streuzentren ab.

Interferenzen von Streuechos von benachbarten Strukturen werden als Ursache von gewissen Texturmustern („Speckle“) angesehen.

Schwächung im Gewebe

Absorption (Dämpfung) ist der Verlust an Schallenergie durch Umwandlung in Wärme, der mit wachsender Weglänge durch das Medium zunimmt. Die Absorption hängt ferner von einer materialspezifischen Absorptionskonstanten und der Frequenz ab. Durch eine tiefenabhängige Regelung der Echoverstärkung (DGC oder TGC: *Depth* bzw. **Time Gain Compensation**) im Ultraschallgerät können die Absorptionsverluste in Grenzen kompensiert werden.

zurück

Frequenz, Auflösung und Eindringtiefe

Durch den Einfluss der Frequenz sowohl auf die Auflösung als auch auf die Schwächung des Ultraschalls durch Streuung und Absorption ist die Wahl der Sende- und Empfangsfrequenz ein Kompromiss zwischen der benötigten Eindringtiefe und der gewünschten hohen räumlichen Auflösung. **Je höher die Frequenz, desto feiner die Auflösung, aber desto geringer die Eindringtiefe.**

Frequenz, Auflösung und Eindringtiefe

Die Wahl der Frequenz muss sich in erster Linie an der für die jeweilige Anwendung benötigten Bildtiefe orientieren.

Für Untersuchungen der großen abdominalen Organe, des Herzens, des Fötus im 3. Trimester ist der Bereich von 2,5 bis 5,0 MHz besonders geeignet.

Für oberflächennahe Strukturen und Gefäße können Frequenzen von 6 bis 12 MHz eingesetzt werden.

Frequenz, Auflösung und Eindringtiefe

Durch die Breitbandtechnik der heutigen Schallköpfe kann die Arbeitsfrequenz für die jeweilige Fragestellung in weiten Grenzen variiert werden und damit ein Optimum an Eindringtiefe und Auflösung erzielt werden.

zurück

B-Bild-Aufbau – Parallelscan

Ein zweidimensionales Schnittbild, das *B-Bild*, entsteht durch räumlich nebeneinander angeordnete Ultraschallechozeilen. Dazu wird eine Schnittebene im Körper mit einer Folge von Sendepulsen schrittweise abgetastet (*gescanned*).

Jedem Sendepuls entspricht eine Zeile. Beim Einsatz eines Linear-Array-Schallkopfes besteht das Bild aus parallelen Zeilen (*Parallel-Scan*), die in einem Bildspeicher (*Scan Converter*) gespeichert und ortsrichtig als Grauwertbild auf einem Bildmonitor sichtbar gemacht.

B-Bild-Aufbau – Parallelscan

Nach vollständiger Abtastung der Bildbreite wird der Vorgang periodisch wiederholt und dabei die zuvor gespeicherte Bildinformation im Speicher überschrieben. Dadurch werden bewegte Strukturen auf dem Monitor in Echtzeit sichtbar. Ultraschall ist ein *Real-Time*-Verfahren.

Die Bildfolgefrequenz (**Frame Rate** [FR]) hängt u.a. von der **Bildtiefe** (Laufzeit) und der **Zahl der Zeilen pro Bild** ab.

B-Bild-Aufbau – Parallelscan

Bei leistungsfähigen Ultraschallsystemen besteht ein Einzelbild aus bis zu 512 Zeilen mit 512 Bildpunkten pro Zeile. Ein Einzelbild besteht also aus bis zu 512 x 512 Bildpunkten (*Pixel*). Die Echo-Amplitude ist meist in 256 Grauwerte aufgelöst.

zurück

Flussgeschwindigkeit und Doppler-Effekt

Im Ultraschall ist der Schallkopf „Schallquelle“ und „Beobachter“ zugleich.

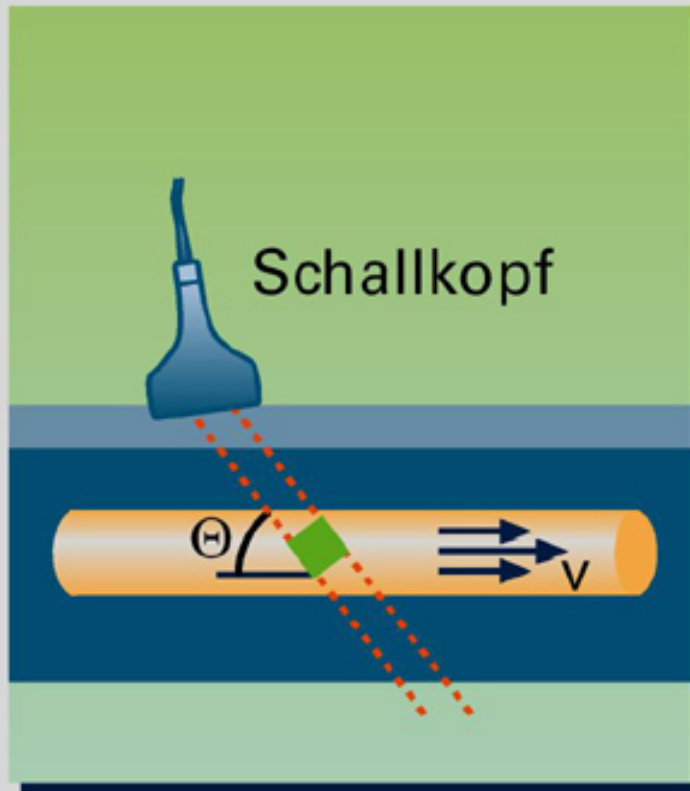
Wenn der Fluss „**auf den Schallkopf zu**“ gerichtet ist, d.h. die Einstrahlrichtung der Strömungsrichtung entgegen gesetzt ist (in der Grafik von rechts oben nach links unten), wird die von den bewegten Blutkörperchen gestreute Schalldruckwelle in Richtung des Schallkopfes gestaucht. Sie hat also eine kürzere Wellenlänge und demnach eine höhere Frequenz.

Ist der Fluss „**vom Schallkopf weg**“ gerichtet (Einstrahlrichtung in der Grafik von links oben nach rechts unten), ist die Echo-Schalldruckwelle gedehnt, d.h. sie hat eine erniedrigte Frequenz.

Flussgeschwindigkeit und Doppler-Effekt

Die Doppler-Verfahren der Sonographie basieren auf der Messung und Analyse der **Dopplerfrequenz-Verschiebung**. Aus dieser können in einem zweiten Schritt die zugehörigen **Flussgeschwindigkeiten** berechnet werden.

Doppler-Effekt



$$\Delta f = 2 \cdot \frac{f}{c} \cdot v \cdot \cos \Theta$$

Δf : Doppler-Frequenz

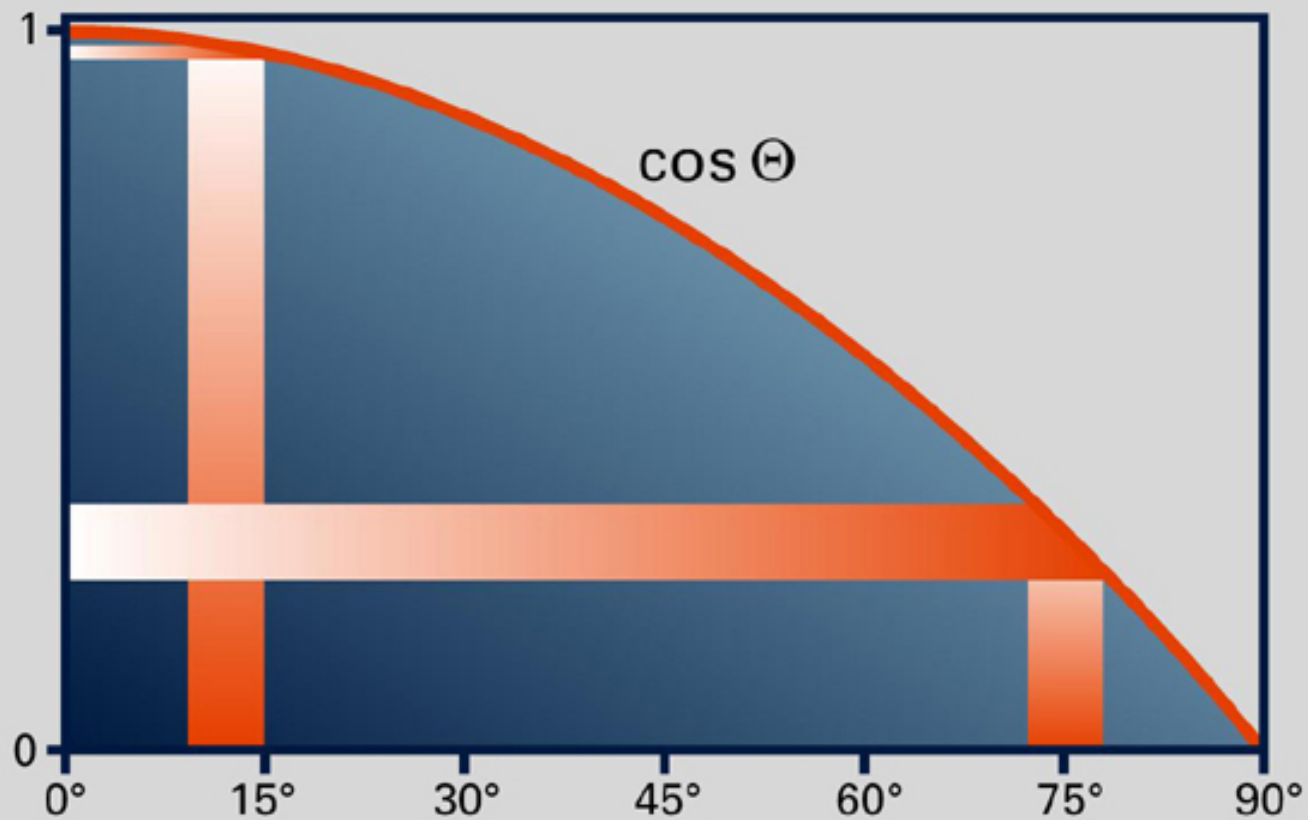
f : Sendefrequenz

c : Schallgeschwindigkeit

v : Flussgeschwindigkeit

Θ : Einstrahlwinkel zur Gefäßachse

Genauigkeit der Winkelkorrektur



Genauigkeit der Winkelkorrektur

Die Genauigkeit der Winkelkorrektur hängt stark von der **Einstellung des Einstrahlwinkels** ab.

Bei Annahme einer Schätzgenauigkeit von z.B. $\pm 3^\circ$ für die Winkelmessung ist deren Einfluss auf die winkelkorrigierte Geschwindigkeit bei kleinen Winkeln Θ gering, bei großen Winkeln dagegen erheblich.

Die Erklärung hierfür liefert die Cos-Kurve die bei kleinen Winkeln (0° bis 30°) sehr flach, bei Winkeln über 45° dagegen sehr viel steiler verläuft.

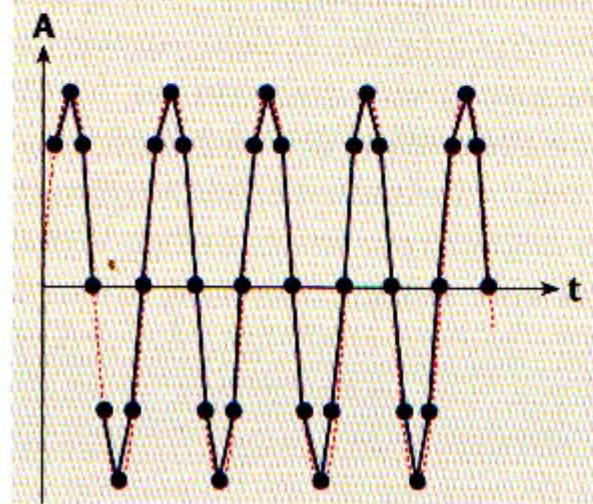
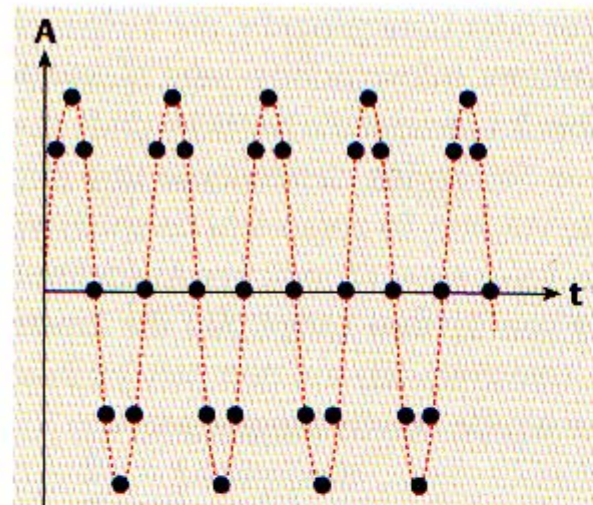
zurück

Parameter des Farb- und Power Dopplers

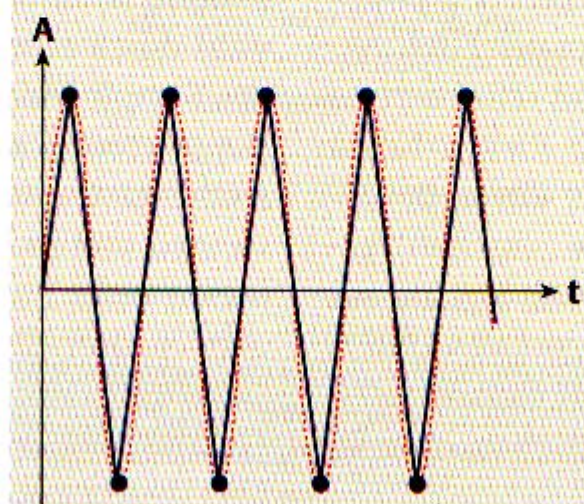
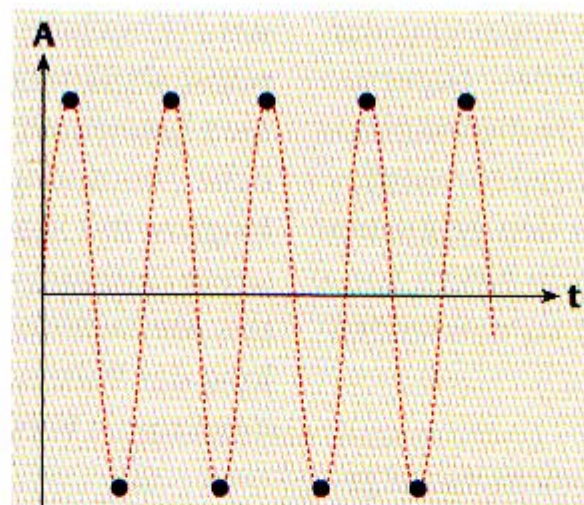
Die **Tiefe des Messfensters** bestimmt die höchst-mögliche PRF.

Bei Flussgeschwindigkeiten, bei denen **PRF überschritten wird**, tritt beim Farbdoppler, nicht aber beim Power Doppler, **Aliasing** ein.

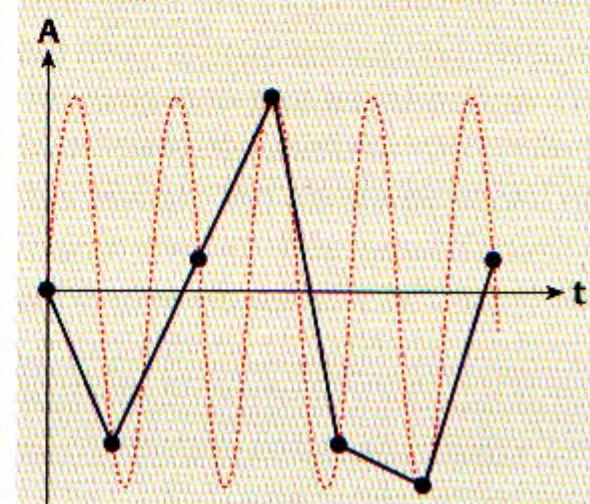
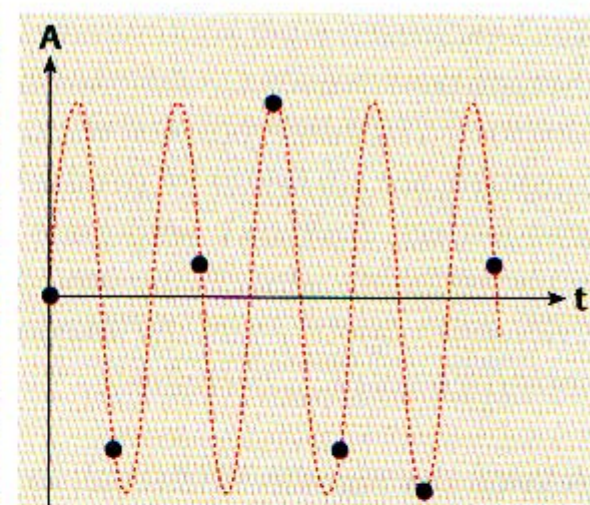
Durch Verschieben der **Nulllinie** kann beim Farbdoppler der Messbereich von $\pm \text{PRF}/2$ (Nyquist-Grenze) für eine Flussrichtung bis zur vollen PRF erweitert werden.



a $PRF > 2 \cdot \Delta f_{\max}$



b $PRF = 2 \cdot \Delta f_{\max}$



c $PRF < 2 \cdot \Delta f_{\max}$

Problem: Aliasing

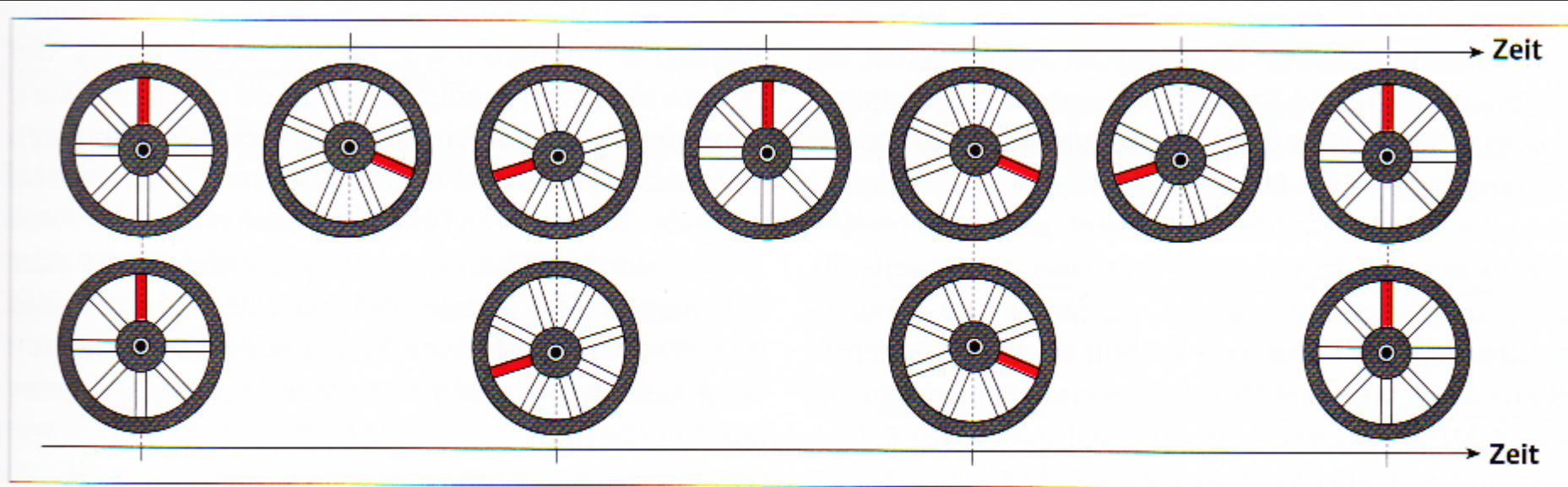


Abb. 3.15 Die Drehrichtung des Rades der fliehenden Postkutsche in Abhängigkeit von der Bildfrequenz. Erklärung im Text.

