

Ultrazvuková diagnostika

Tomáš Jůza

Biofyzikální ústav LF MU

Ultrazvuk

Mechanické vlnění, $f > 20\text{kHz}$
(v praxi k diagnostice 2-18MHz)

Podélné (zahušťování a zředování)
Příčné (pružné pevné látky, povrchy
kapalin)

Potřeba spojitého prostředí s obdobnou
rychlostí šíření – ultrazvukový gel

Prostředí	Rychlost [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]
Vzduch	330
Destilovaná voda	1480
Sklivec	1532
Játra	1550
Měkké tkáně	1550
Ledviny	1560
Kost	3500

Piezelektrický jev

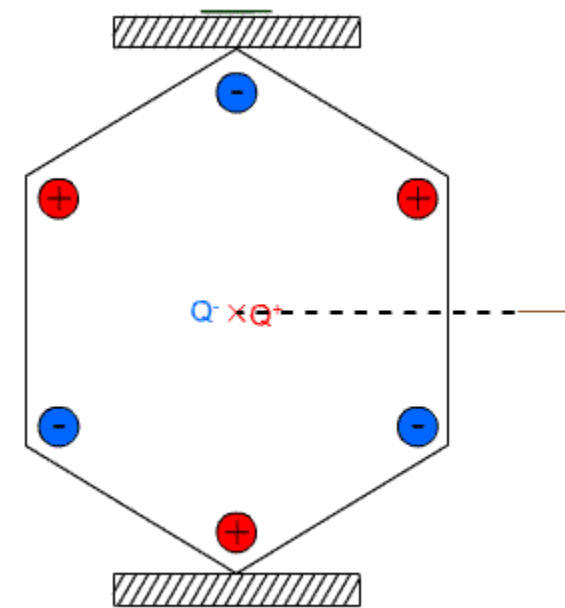
Pierre a Jacques Curie, 1880

schopnost krystalu generovat elektrické napětí při jeho deformování (pouze krystaly, které nemají střed symetrie)

Nepřímý piezelektrický jev

deformace krystalu ve vnějším elektrickém poli
(Elektrostrikce...)

Deformací se ionty opačných nábojů posunou v krystalové mřížce tak, že elektrická těžiště záporných a kladných iontů, která se v nezdeformovaném krystalu nacházejí ve stejném bodě, se od sebe vzdálí. Na určitých plochách krystalu se objeví elektrický náboj.



Sonar

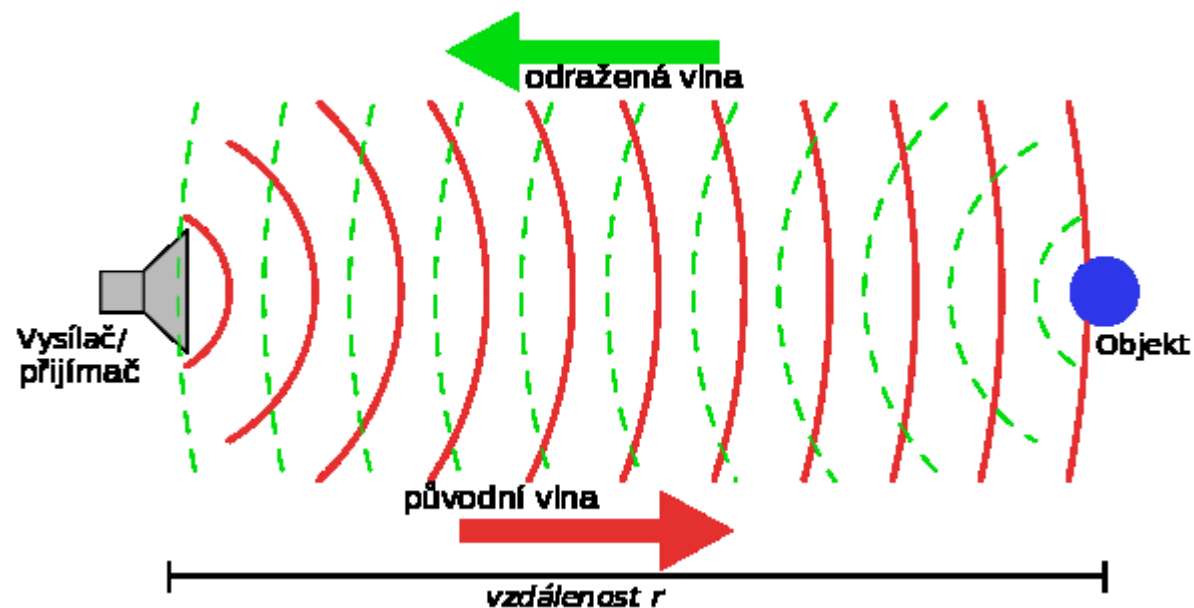
Sound Navigation And Ranging

1914

Aktivní sonar

Pulse-echo princip

„hydrophone“



Průkopníci v medicíně

Karl Theodore a Friederich Dussik - 1937 (mozkové nádory)

George Ludwig – 1949 (lokalizace žlučových kamenu, rychlost šíření UZ)

John Julian Wild - 1950 (ileus) A-mód

Douglas Howry - 1949 B-mód skener (somaskop)

Ian Donald - 1958 (gynekologie) A-mód, B-mód

Inge Edler a Carl Hellmuth Hertz 1954 -M- mód echokardiografie



Vidoson 635, Siemens

První B-mód v reálném čase komerčně dostupný, 1967

SURGEON-PERFORMED ULTRASOUND

0039-6109/98 \$8.00 + .00

THE HISTORY OF ULTRASOUND

Paul G. Newman, MD, and Grace S. Rozycki, MD, FACS

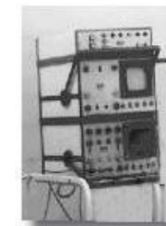
Blow, bugle, blow! Set the wild echoes flying!
Blow, bugle, blow! Answer echoes! dying, dying, dying.

ALFRED LORD TENNYSON

<http://www.ob-ultrasound.net/history1.html>

A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology

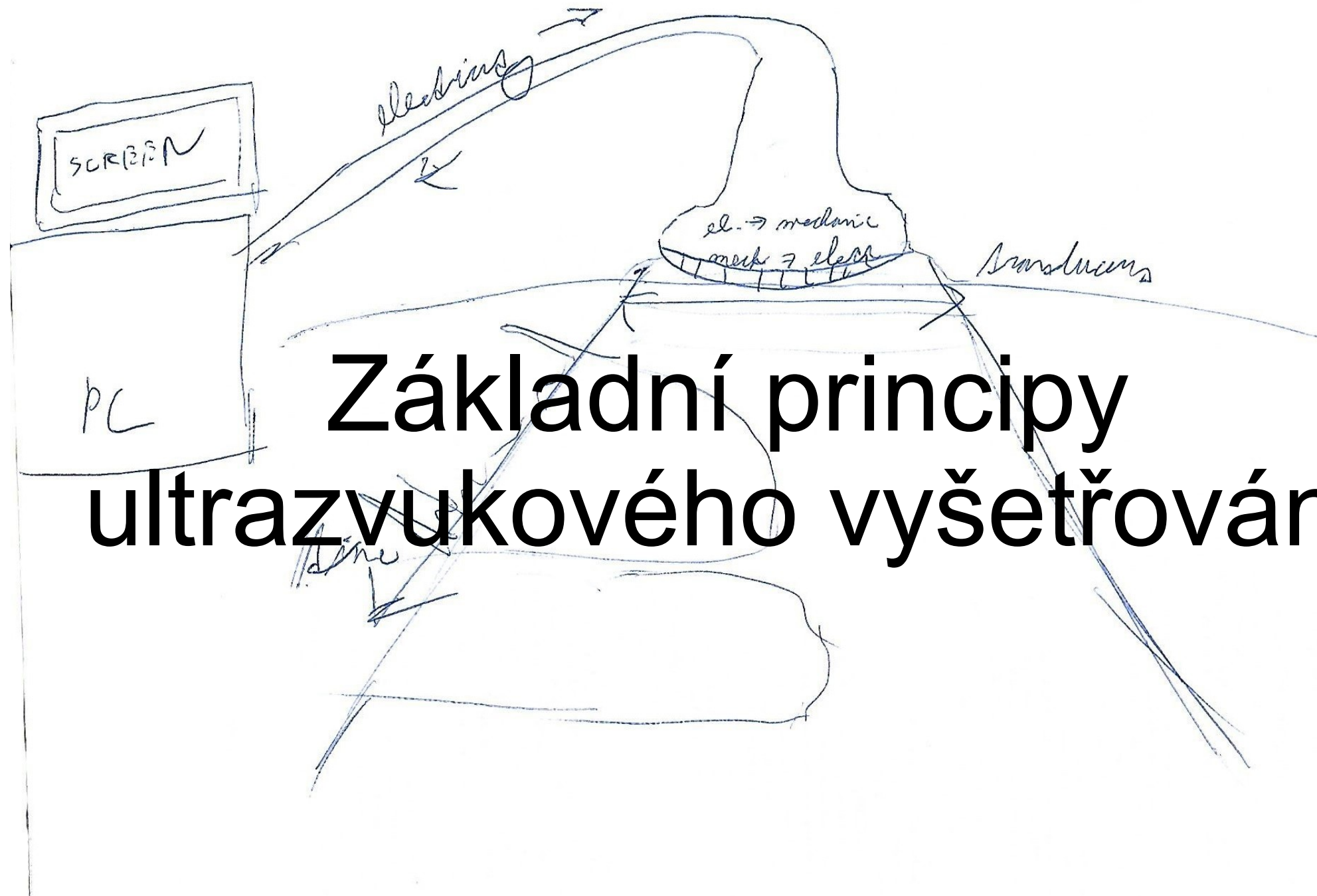
Dr. Joseph Woo



[[Part 1](#)] [[Part 2](#)] [[Part 3](#)] [[Site Index](#)]

read this first

The story of the development of ultrasound applications in medicine should probably start with the history of measuring distance under water using sound waves. The term **SONAR** refers to **Sound Navigation and Ranging**. Ultrasound scanners can be regarded as a form of 'medical' Sonar.



Základní principy ultrazvukového vyšetřování

Šíření ultrazvuku prostředním

odraz

na rozhraní dvou prostředí s výrazně rozdílnou akustickou impedancí

rozptyl

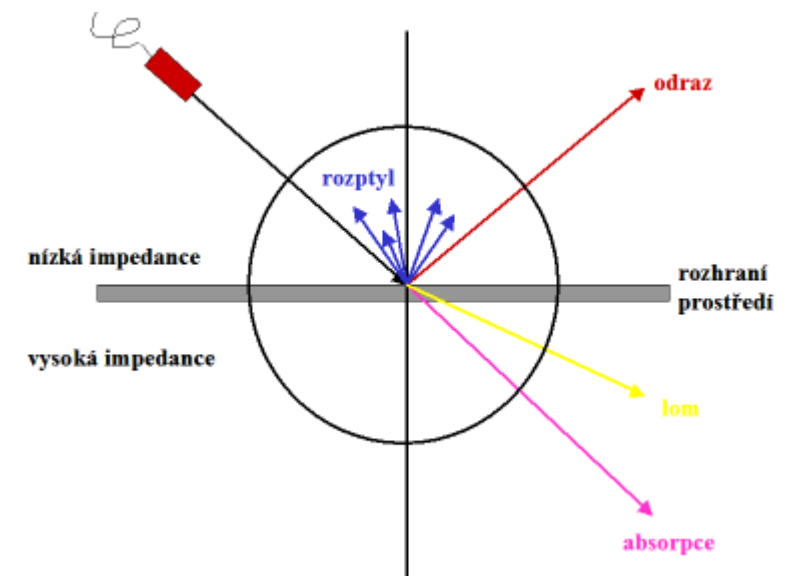
na mikroskopických rozhraních, jejichž velikost je menší než vlnová délka vysílaného ultrazvuku

ohyb, lom

na rozhraní dvou prostředí, když vlnění nedopadá kolmo (vznik UZ artefaktů)

absorpce

postupná ztráta energie při průchodu prostředním (formou tepelné energie) roste s frekvencí a hustotou



Principy ultrazvukového zobrazování

Odražené akustické vlnění na rozhraní prostředí s rozdílnou akustickou impedancí

Čas a intenzita

Akustická impedance - odpor, který klade prostředí ultrazvuku

Rozhodující veličina při odrazu a lomu UZ vln na akustických rozhraních

Součin rychlosti šíření ultrazvuku a hustoty prostředí

Základní součásti ultrazvukového přístroje

Sonda s elektroakustickým měničem (měniči)

Generátor elektrických kmitů

Elektronické obvody pro zpracování odraženého signálu (dnes software)

Záznamová jednotka

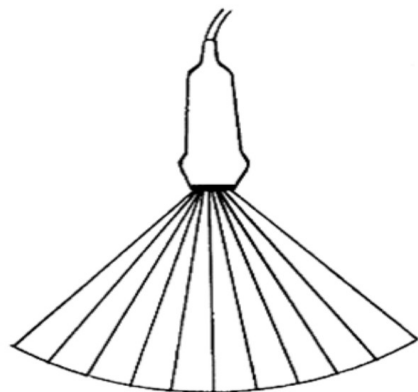
Zobrazovací jednotka





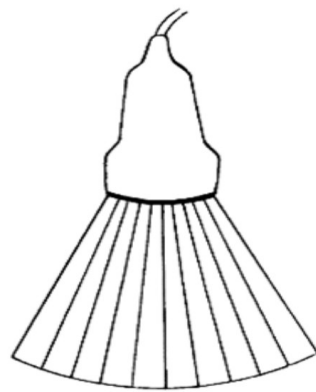
Ultrazvukové sondy

Dle konfigurace a frekvence



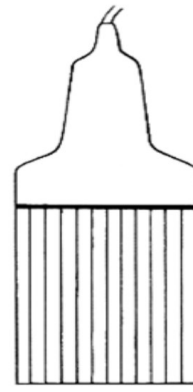
sektorová

2-3MHz



konvexní

2-5MHz



lineární

5-20MHz

Vyšší frekvence – větší prostorové rozlišení, ale větší absorpce v tkáni

Prostorové rozlišení může $<1\text{mm}$

Speciální sondy:

- endokavitální
- součástí endoskopů



<https://www.indiamart.com/p/roddetail/hospital-ultrasound-probes-20216881855.html>

Možnosti rekonstrukce obrazu

A mód (Amplitude)

jednorozměrný UZ paprsek

B mód (Brightness)

2D zobrazení (v reálném čase)

„Řez“ tkání v rovině paprsku

Horizontální poloha – směr odrazu

Vertikální poloha – čas resp. hloubka

Jas – intenzita odrazu

(3D, 4D)

M mód (Motion)

Jednorozměrný B-mód + čas

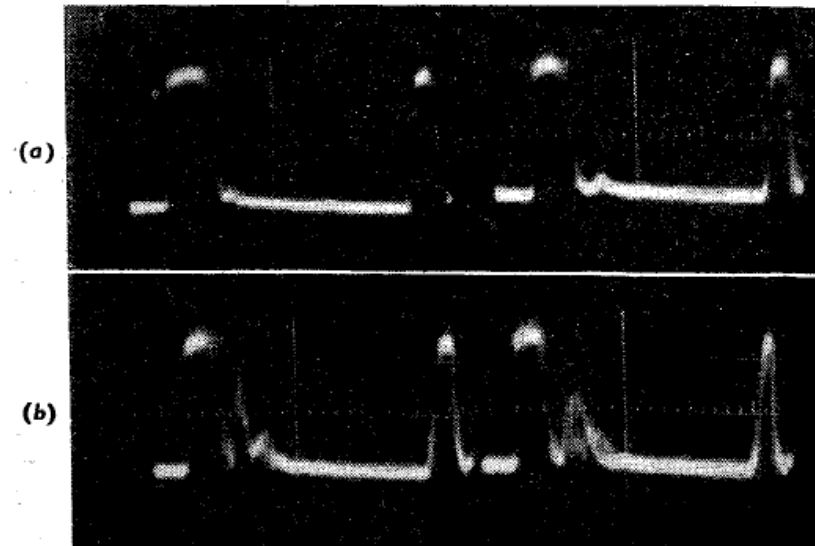


Fig. 5(a)—Two typical ultrasonograms of normal human breast in case I. The saturated peak to the left is given by the rubber membrane on the ultrasonograph. The peak to the right is an artefact inherent in the machine and is considered to be due to “ringing” of the pulses within the apparatus. Note that almost no echoes are returned from the base-line between the two “landmarks.”

Fig. 5(b)—Two representative ultrasonograms of carcinoma of breast. As in Fig. 5(a) the two “landmarks” can be seen. The strong return signals rising from the base-line indicate echoes returning from the tumour.

A – mód, J. Wild, Reid 1952

FR 26Hz
RS

2D
75%
C 48
P Low
HGen

Right

P

41
57
69
75
82
83
83
82

B-mód



16



3D

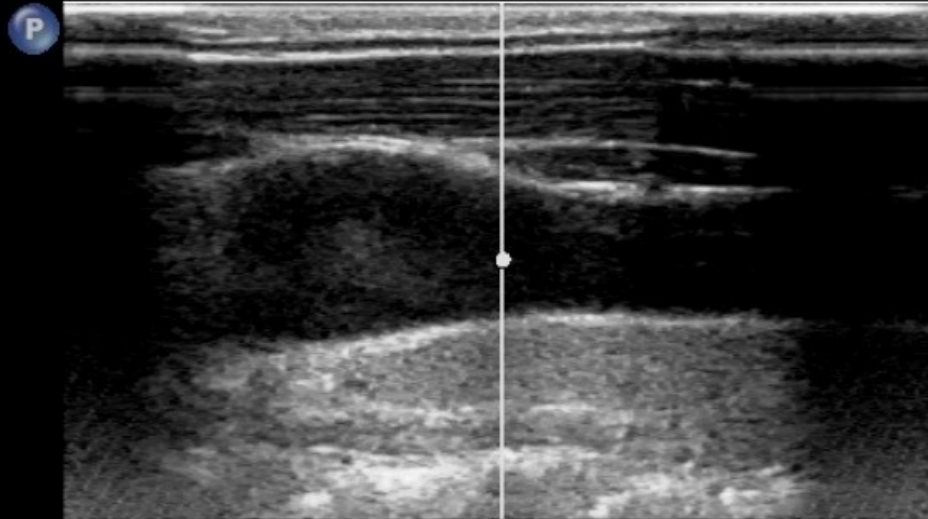


MSK Gen
L12-5
52Hz
RS

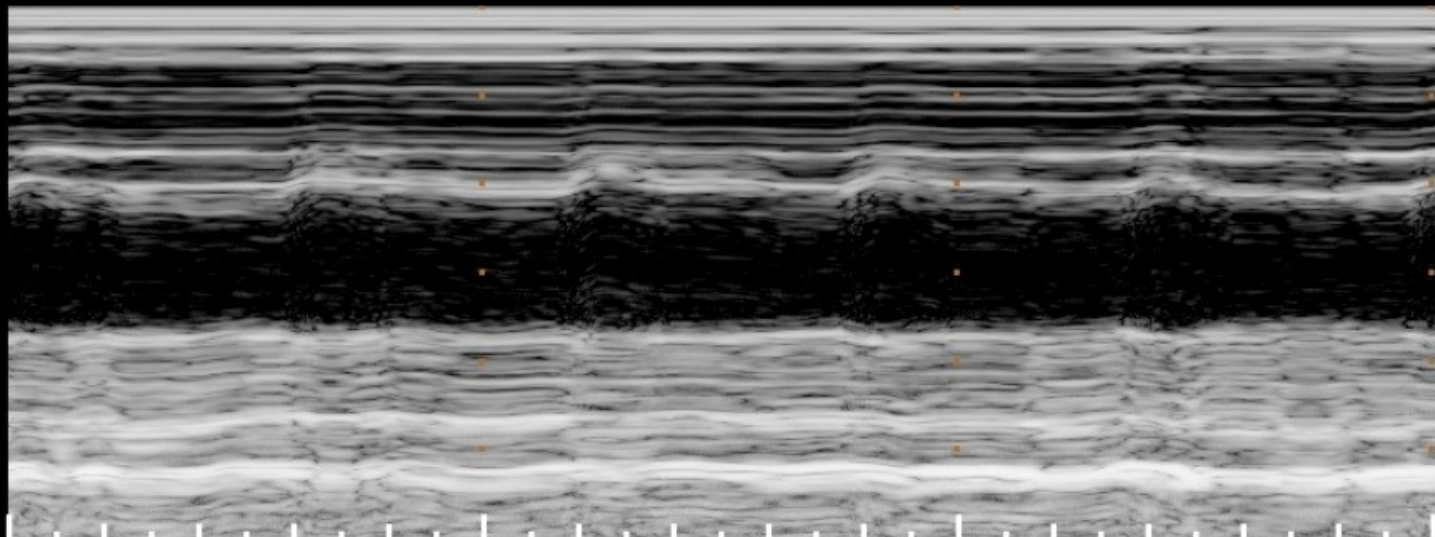
2D / MM
59% 62%
C 52
P Med
Res

TISO.1 MI 0.9

M2



M-mód



-0
-1
-2

66mm/s

Echogenita

Stupeň odrazivosti

Hyperrechogenní x izoechogenní x hypoechogenní x anechogenní

Solidní struktury - akustický stín (absorpce a odraz)

Vzduchové bubliny a jiná silně odrážející rozhraní (opakované odrazy reverberace, „chvost komety“)

Tekutina – akustické zesílení („okno“)

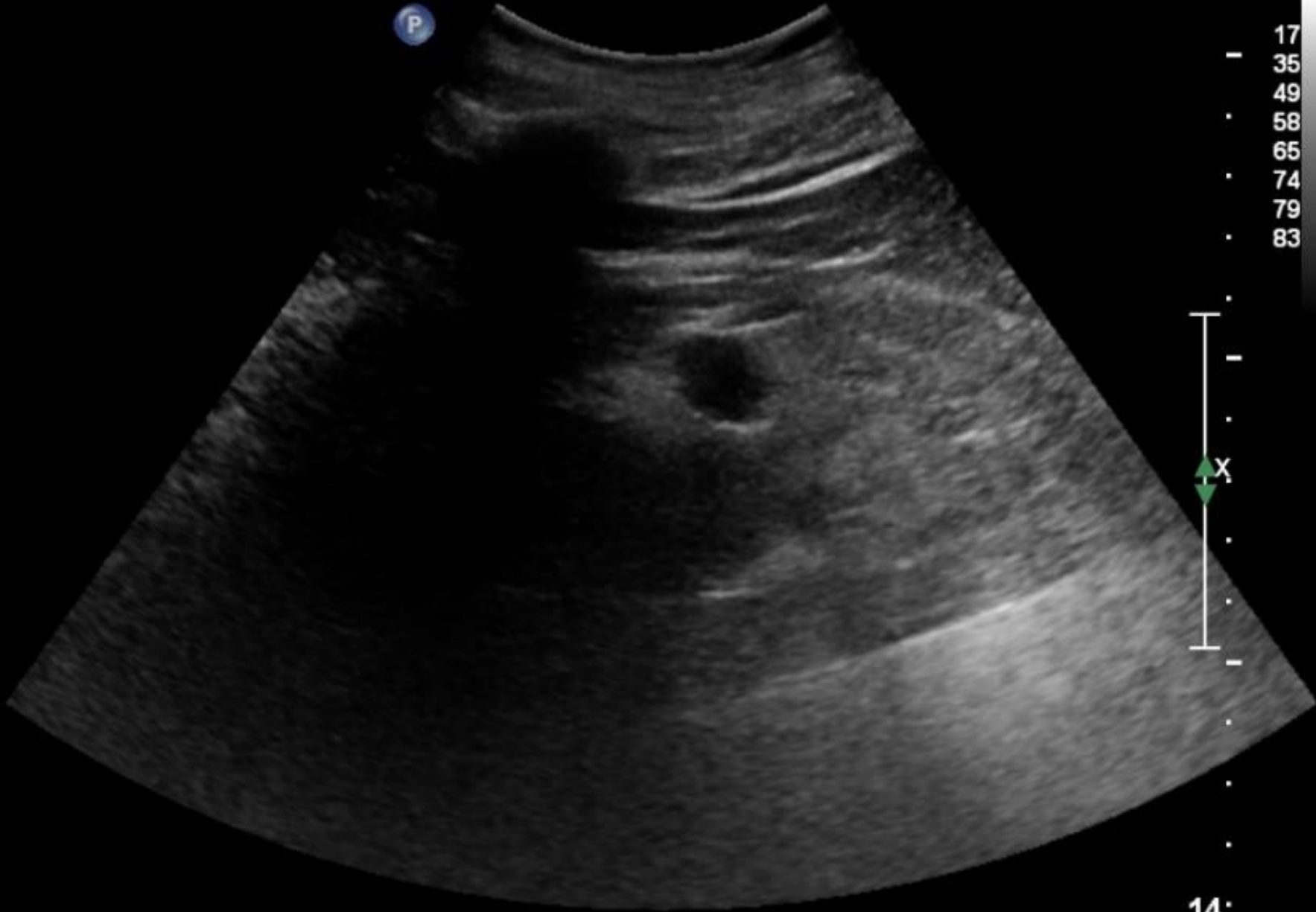
FR 28Hz
RS

M2

2D
55%
C 55
P Low
HGen

P

17
35
49
58
65
74
79
83

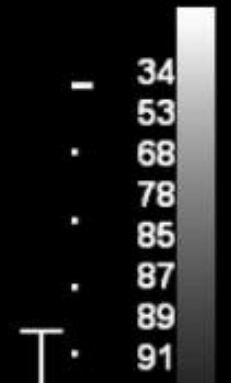
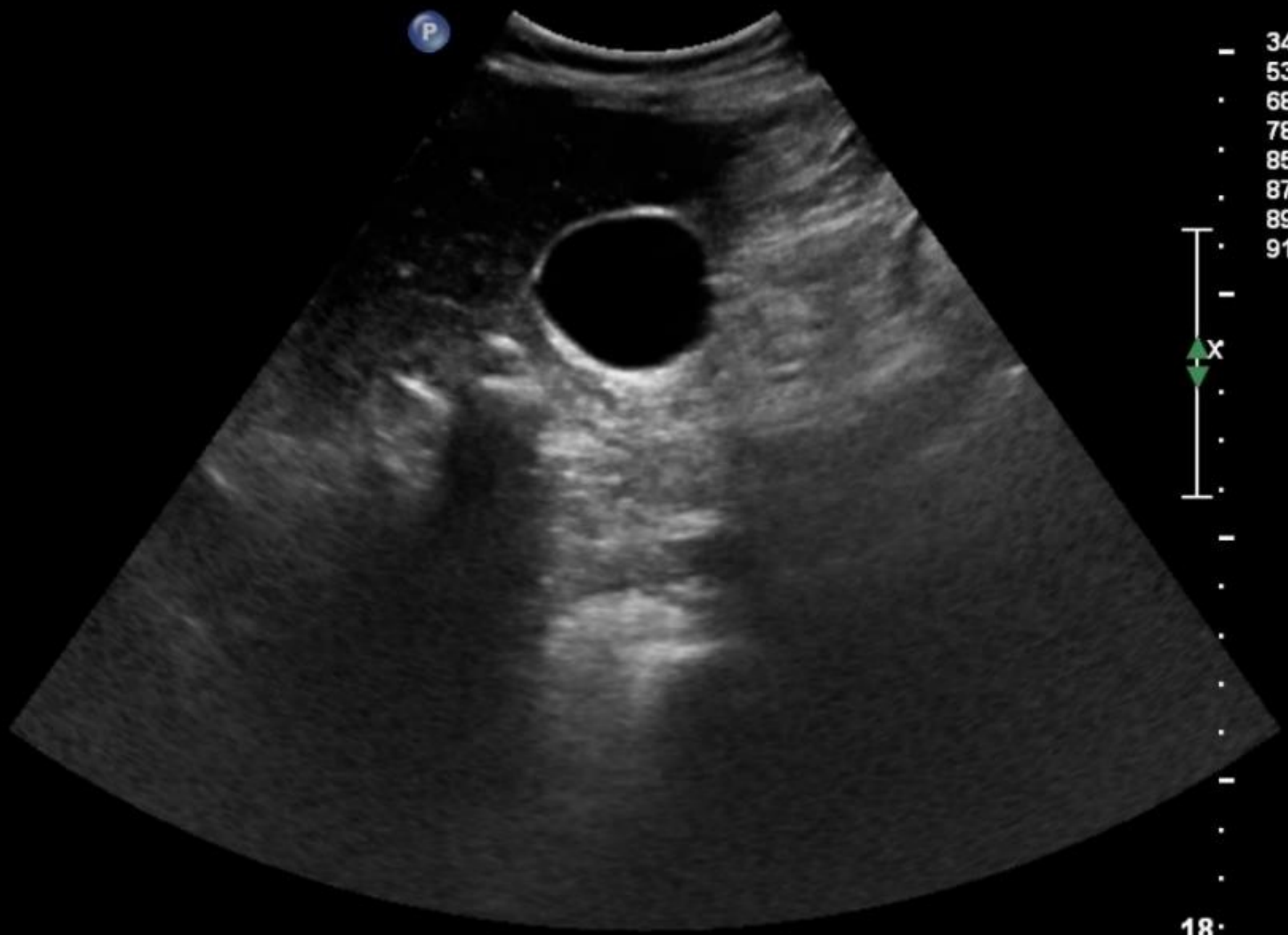


14

FR 24Hz
RS

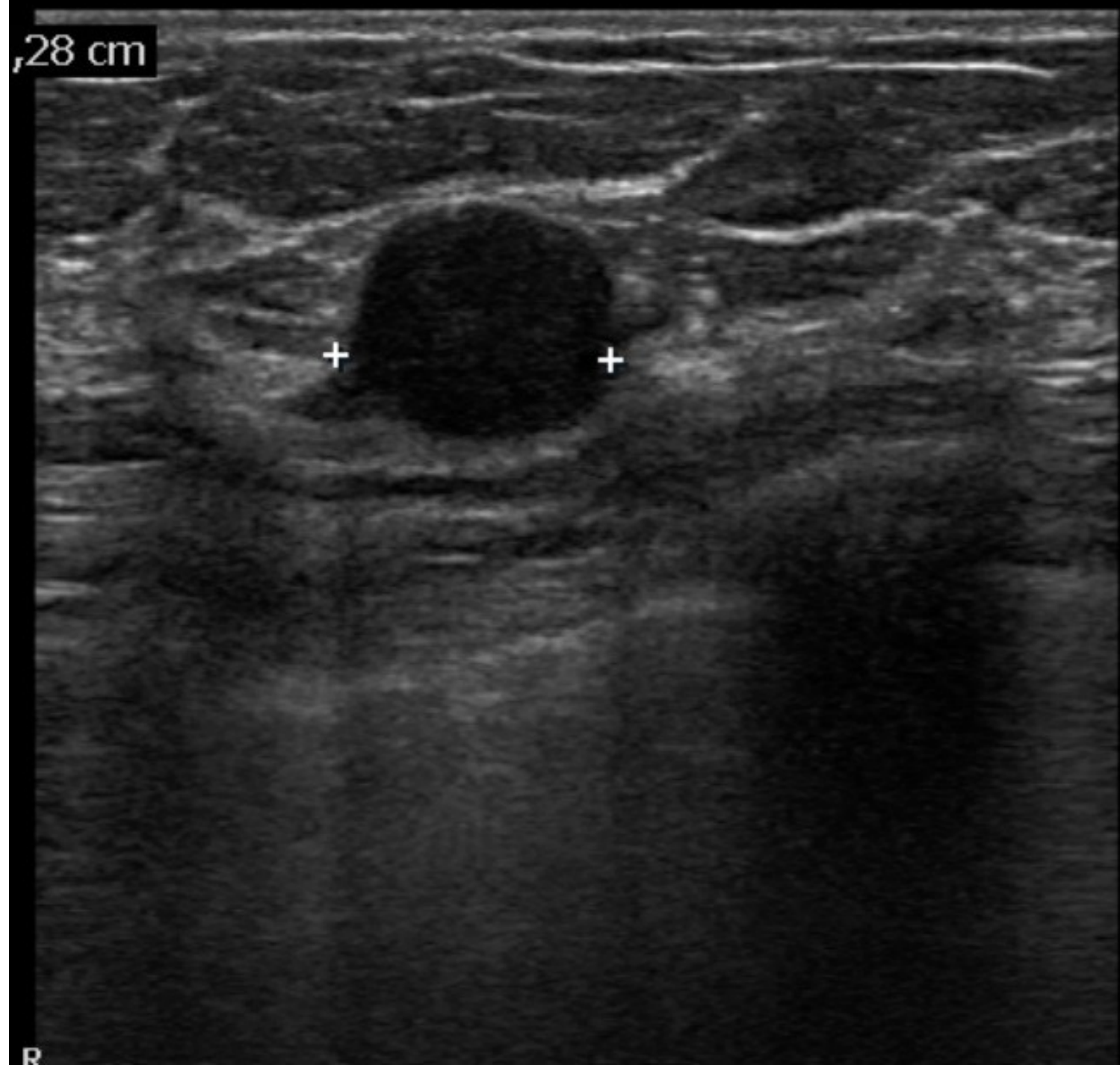
2D
77%
C 48
P Low
HGen

M3



18

,28 cm



R

Dopplerův jev



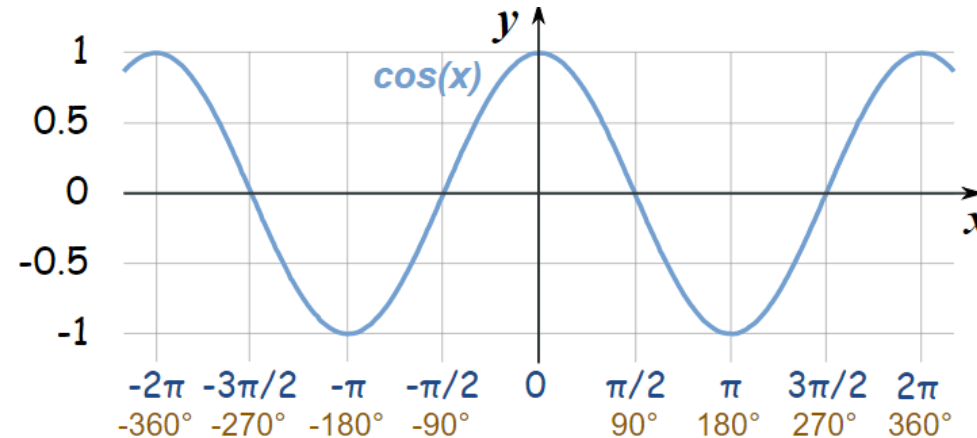
Johann Christian Doppler 1845

Přibližuje-li se zdroj zvuku o konstantní výšce (frekvenci) tónu směrem k pozorovateli, vnímá pozorovatel výšku tónu vyšší, rozdíl mezi frekvencemi záleží na rychlosti pohybu.

Velikost frekvenčního posuvu je přímo úměrná frekvenci, rychlosti krevního toku a kosinu úhlu, který svírá směr UZ vln a tok krve

- kritická mez nad 60°

$$\Delta f = \frac{2f_0 v \cos \alpha}{c}$$



Kontinuální doppler

S kontinuální nosnou vlnou (continuous wave - CW)

Dva měniče – vysílač a přijímač

Výstupem spektrální záznam (změny rychlosti v čase)

Signál je součtem všech posunů v dráze vlnění

Nelze určit hloubka, ze které signál přichází

Měří libovolně velké rychlosti

Tužkové Dopplery pro vyšetření periferních cév



Pulzní doppler

S pulzní nosnou vlnou (pulse wave – PW)

Jeden měnič, střídavě vysílá a přijímá

Doba mezi vysláním a příjmem UZ impulzu je úměrná vzdálenosti cévy od ultrazvukové sondy

Umožňuje záznam rychlostního spektra toku krve v konkrétní cévě v kombinaci s B-modem - duplexní zobrazení

Fyzikální limitace frekvencí vysílaných pulzů - pulzní repetiční frekvence (PRF)

- Hloubka cévy

- Rychlost toku v cévě (Nyquistův vzorkovací teorém)

Barevný doppler

Barevné mapování, color doppler

V B-obrazu definovaná výseč, ze které je pomocí techniky pulzního Dopplera opakovaně jedné ose sbírána informace o rychlosti a směru toku, která následně vykreslena do obrazu v podobě barevných pixelů (BART)

Obvykle vykreslena průměrná hodnota fázových posunů pro jednotlivý bod obrazu

Semikvantitativní hodnocení

V kombinaci se spektrálním záznamem pulzního Dopplera – triplexní zobrazení

Energetický doppler

Power doppler, (CPA color power angio)

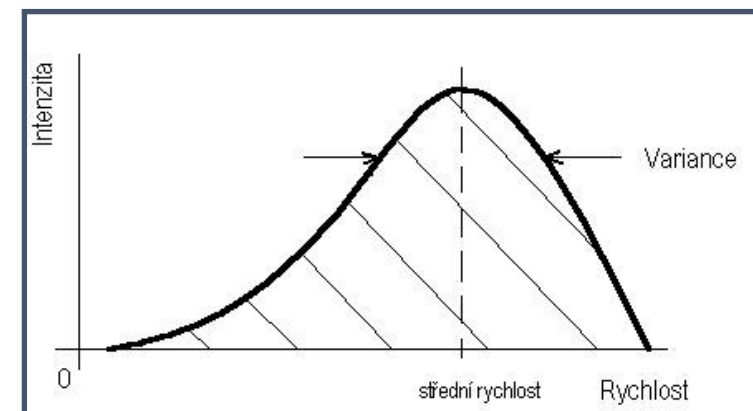
Obdoba barevného mapování

Zobrazuje celou energii dopplerovského signálu – krom rychlosti započítává i intenzitu signálu (energie úměrná ploše vymezené spektrální křivkou)

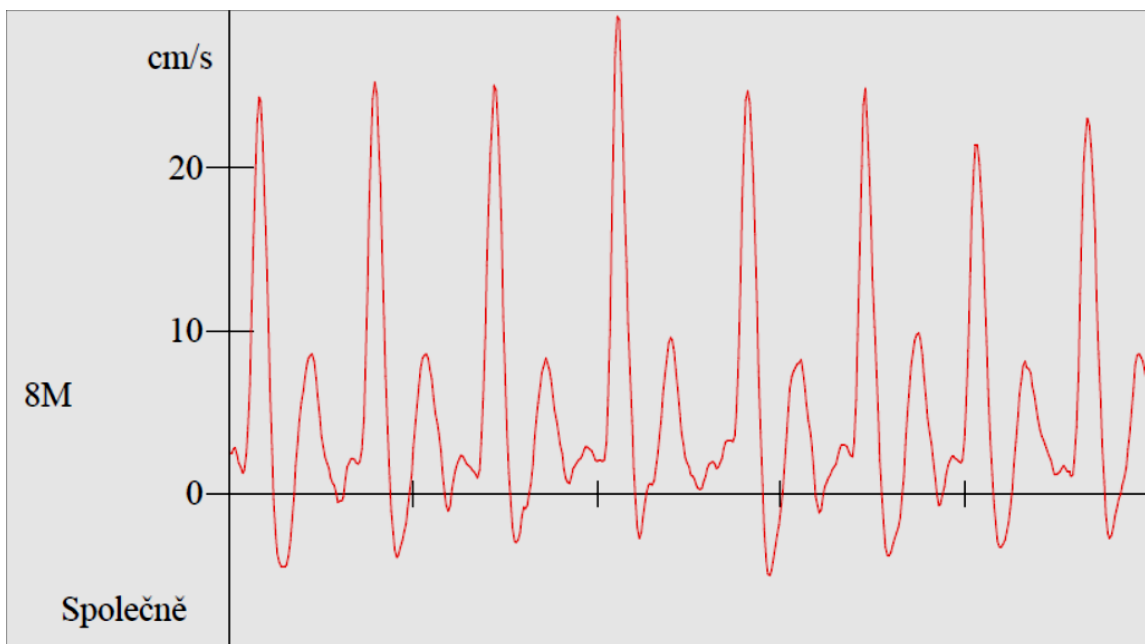
Citlivost pro velmi pomalé toky

Málo ovlivněna úhlem

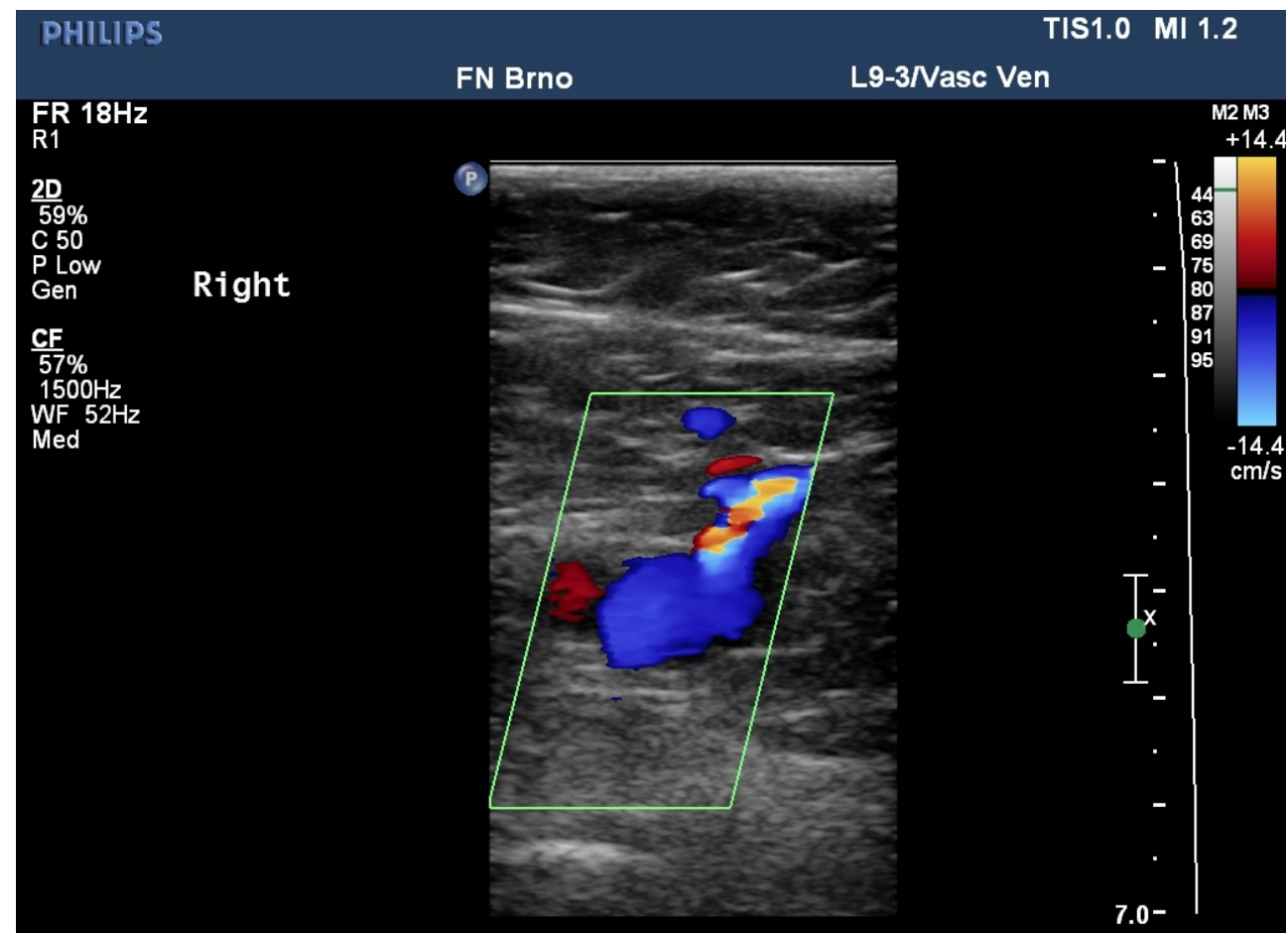
Nevhodná k určení rychlosti



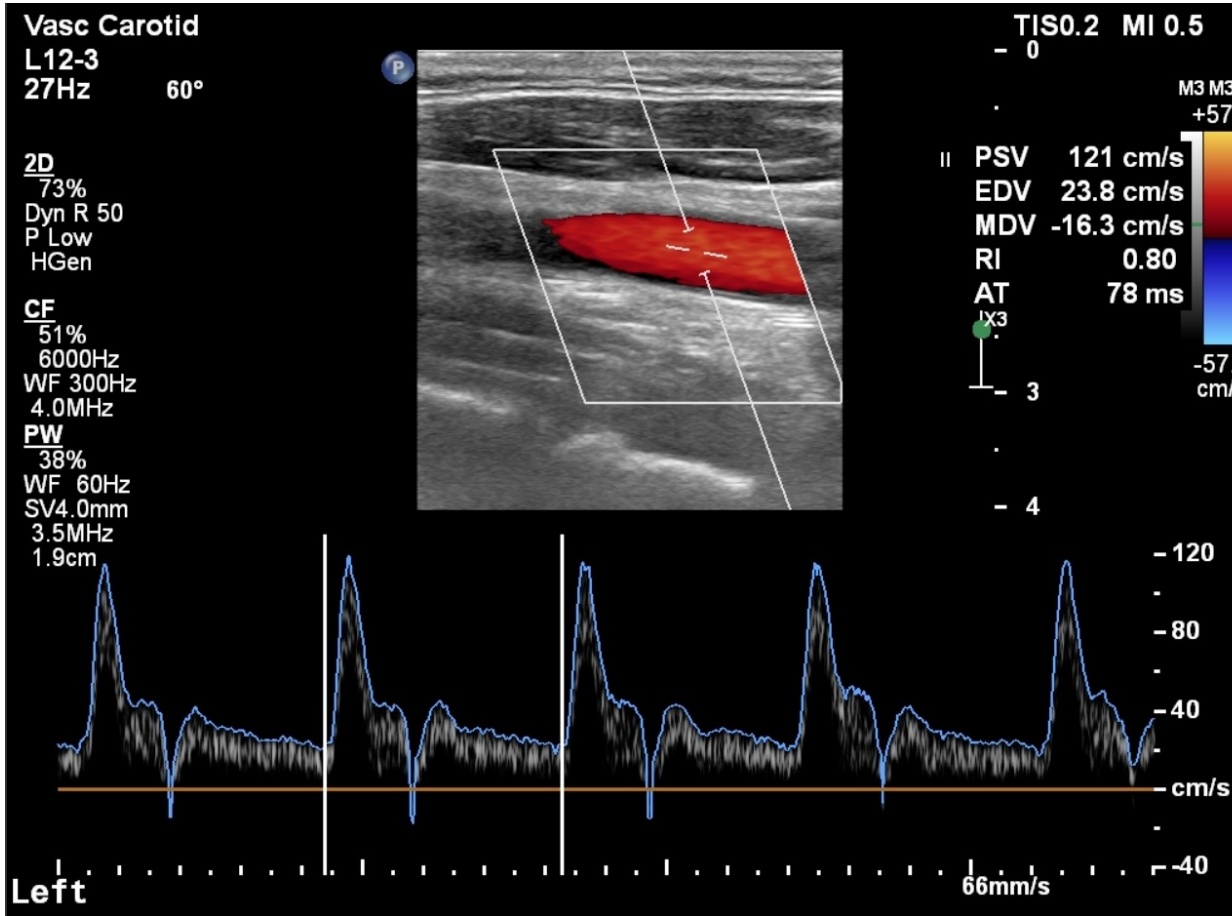
Spektrální záznam z kontinuálního „dopplera“



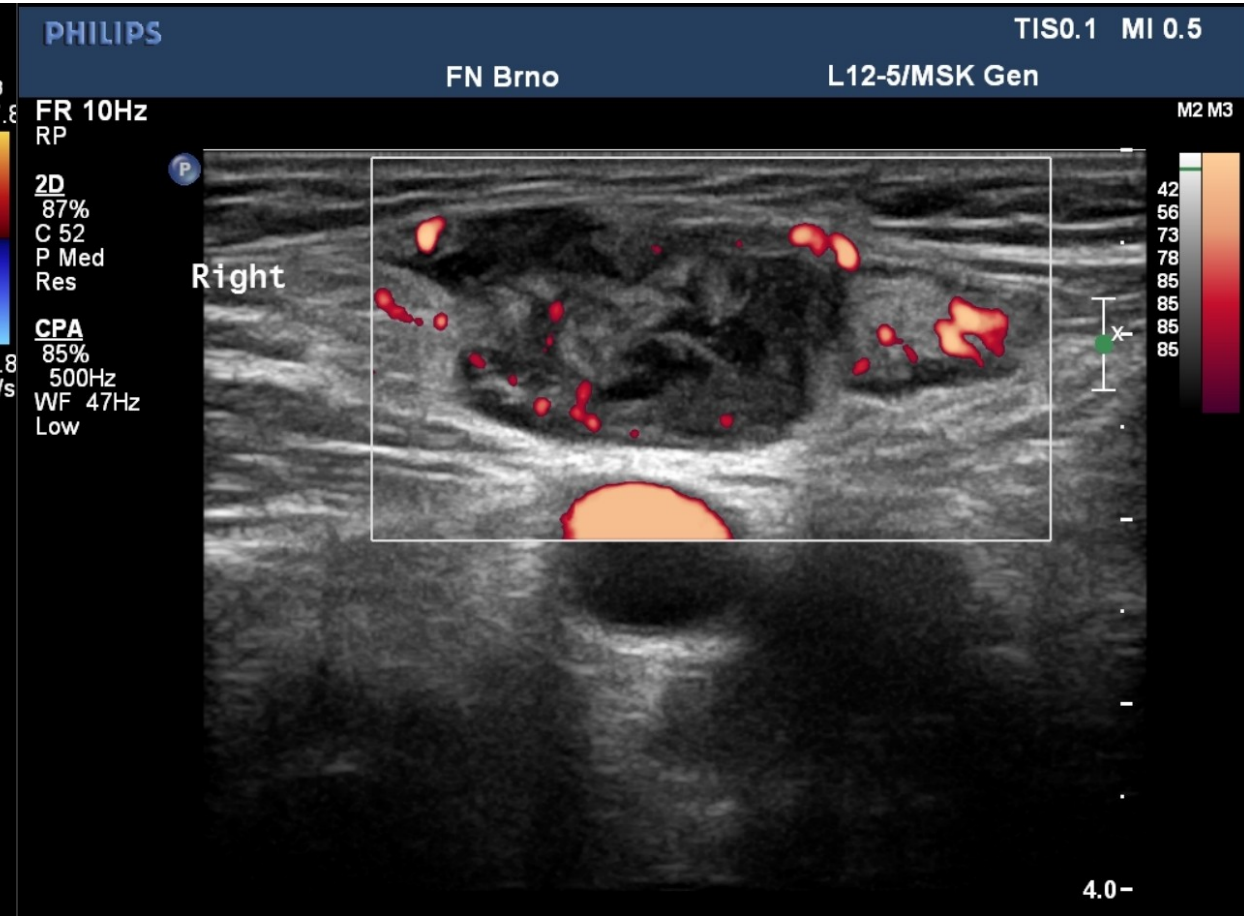
Barevný mód



Triplexní zobrazení



Power doppler



Další ultrazvukové techniky – CEUS

Contrast enhanced ultrasound

Zobrazení s intravenozní kontrastní látkou

Kontrastní látka – mikrobubliny plynu

Sonovue - Sulfur hexafluorid

Zvýšení odrazivosti krve

Hodnocení průtoku /sycení tkání v reálném čase



C5-1
12Hz
RS

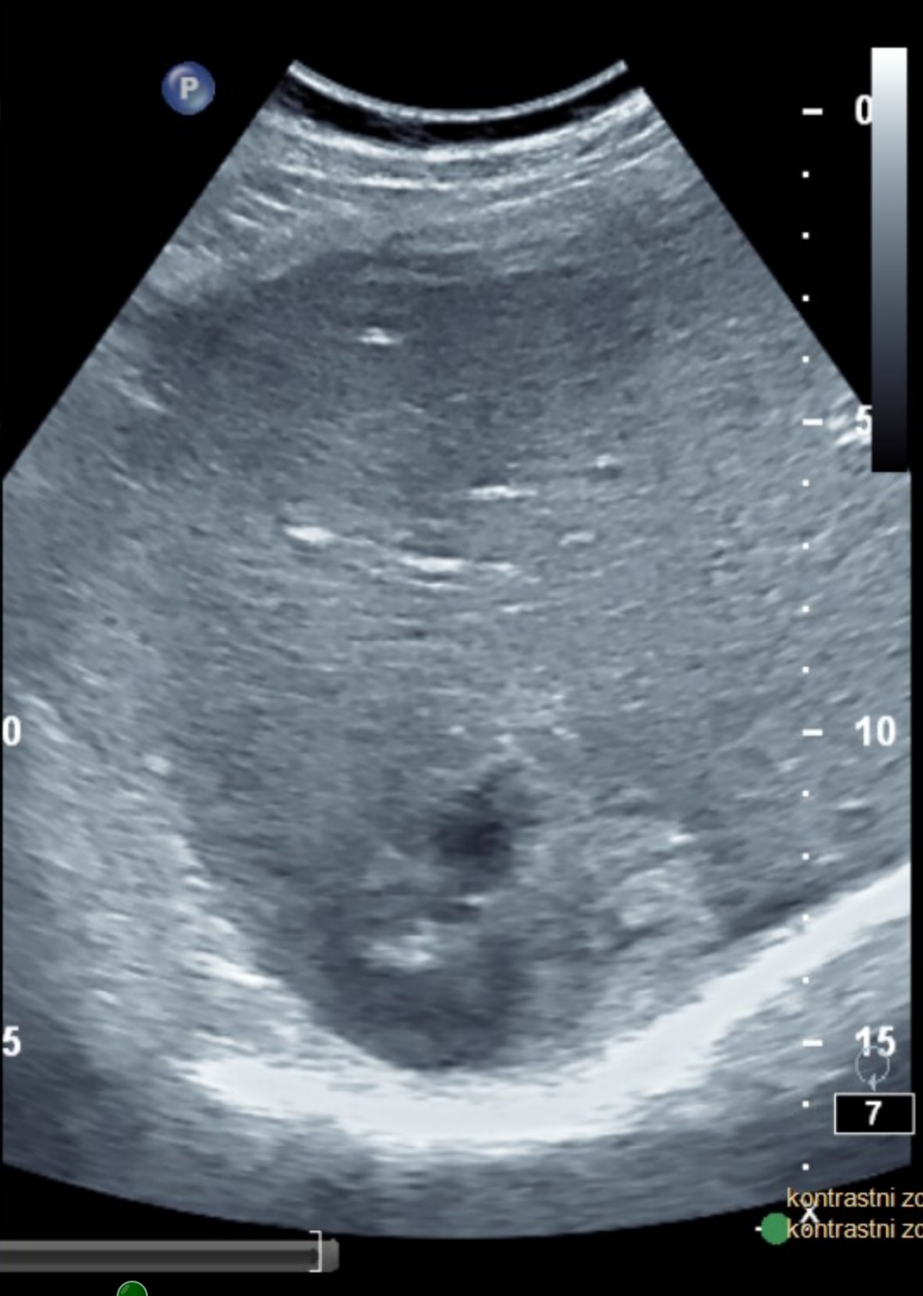
Tissue
75%
C 55
Gen
MI0.06

Contrast
53%
C 50
Gen
MI0.06



MI 0.75 F

C 0:47 M3



F#552

X3

kontrastni zobraz
kontrastni zobraz

Další ultrazvukové techniky – elastografie

Hodnocení pružnosti tkáně

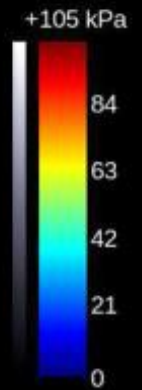
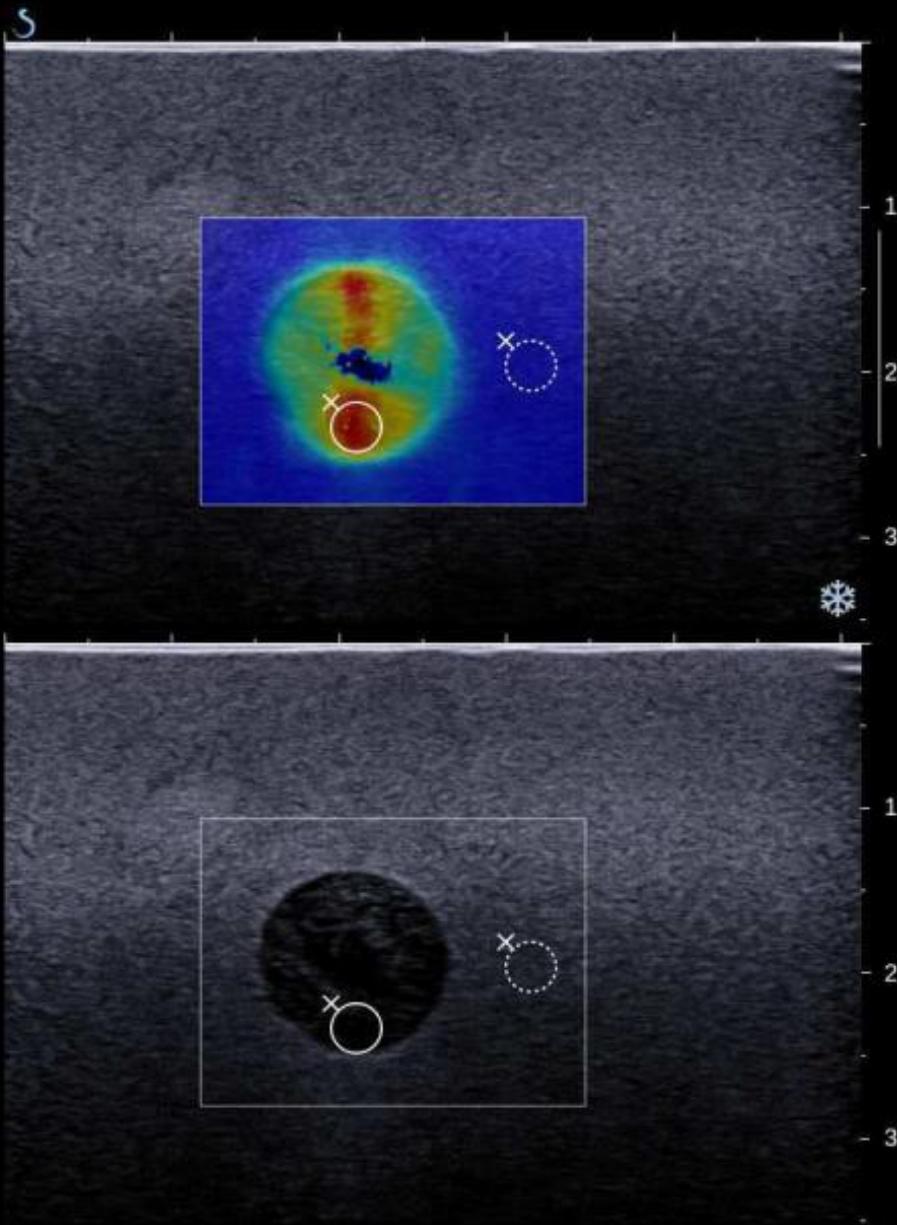
Statická kompresivní elastografie (Strain Stress Elastography) - deformace tkáně vyvolána tlakem vyšetřovací sondy.

Elastografie střížnými vlnami (SWE Shear Wave Elastography)- radiační síly ultrazvukové vlny

Hodnotí pohyb tkáně příčně k působené „vlně“

B
Tissue 1480 m/s
Super Compound
SuperRes 2
Gen / Med
M 5 / 65 dB / Med
Gain 24 %
Fr. 12 Hz
Zoom 100 %

SWE™
Gen
Map 1
Opa. 50 %
Persist. High
Smooth. 5
Gain 70 %
SWE Standard



× Q-Box™ ratio
Mean 82.89 kPa
Min 69.50 kPa
Max 92.72 kPa
Std Dev 6.0
Diam 3.0 mm

Mean 12.07 kPa
Min 11.68 kPa
Max 12.44 kPa
Std Dev 0.3
Diam 3.0 mm
Ratio 6.9

Fr: 464/492

Bezpečnost ultrazvukového vyšetřování

Mechanický index (MI)

s kavitací spojené bioefekty

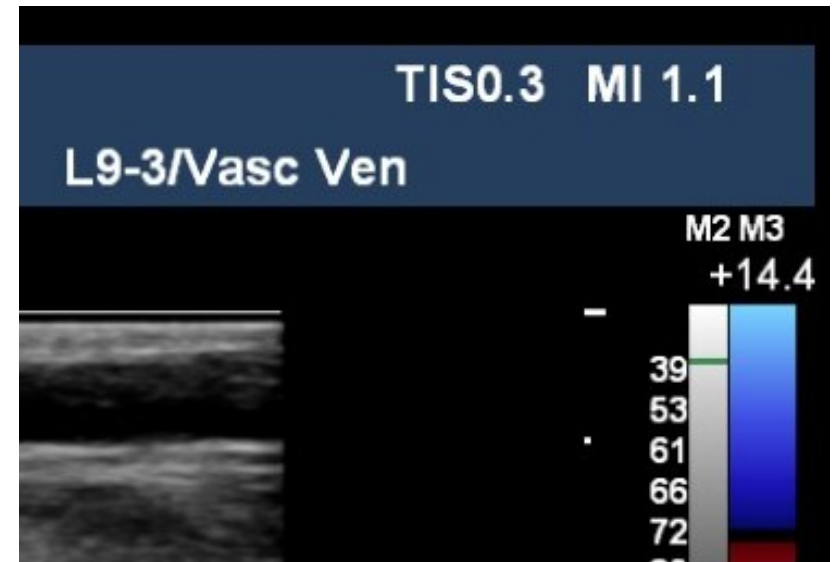
Závisí na akustickém tlaku a frekvenci

$MI < 1,9$

Tepelný index (TI)

poměr aktuálního výkonu k hodnotě která by zvýšila teplotu o 1°C

TIS – „soft tissue“, TIB – „bone“, TIC – „cranial bone“



Klinické využití zobrazovacího ultrazvuku

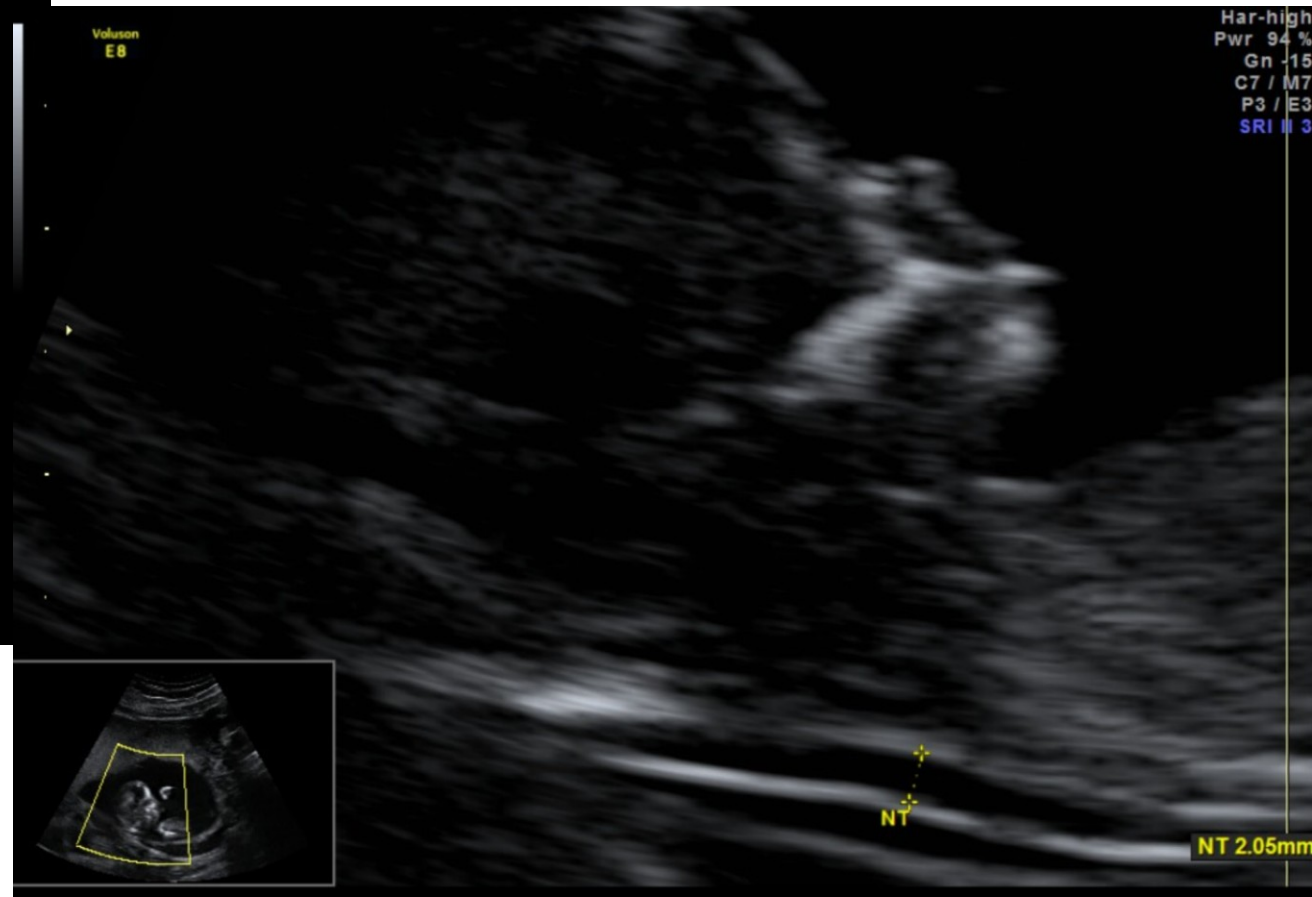
Limitace – hloubka uložení, stínění odrazivými materiály (kost, plyn)

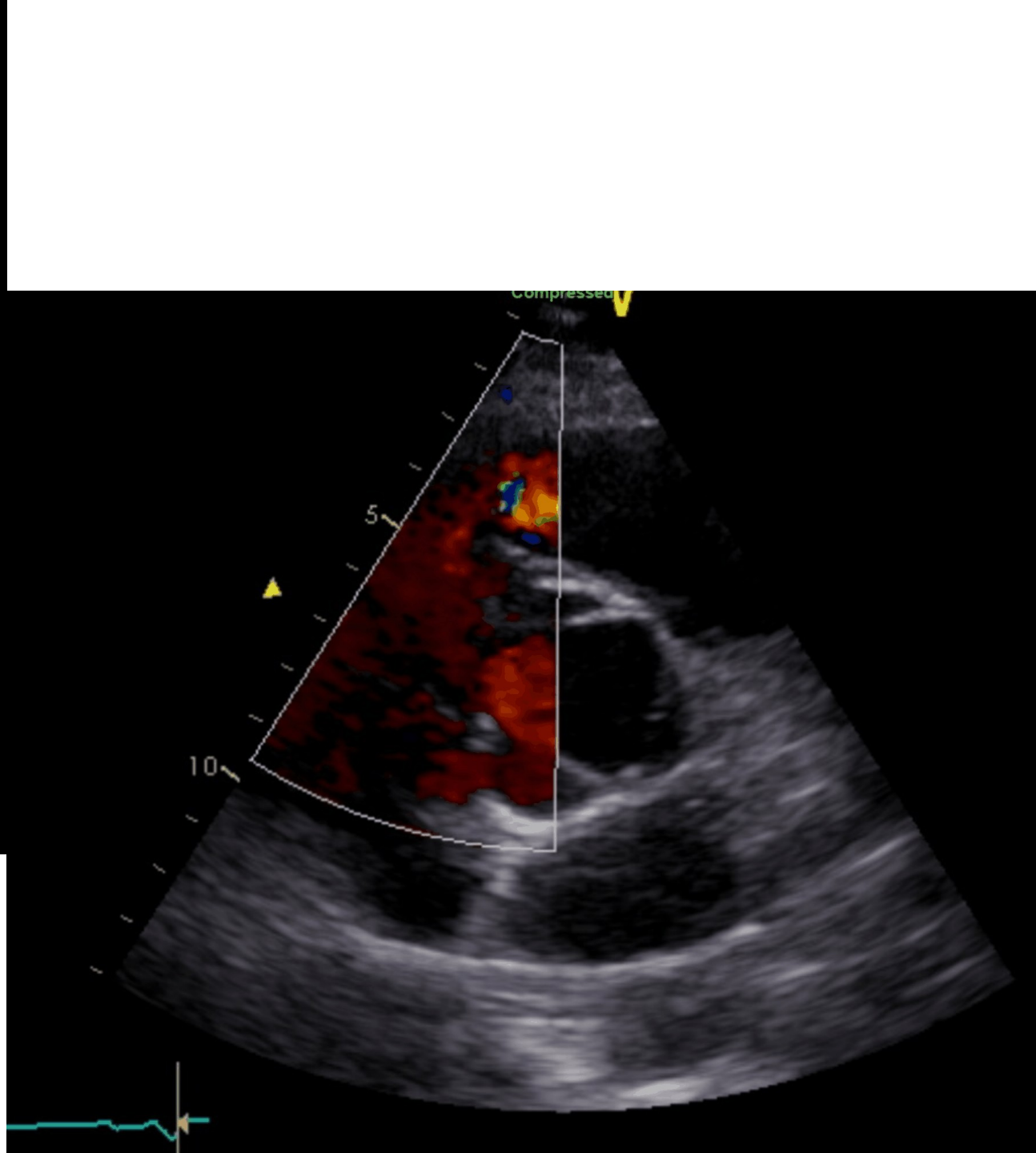
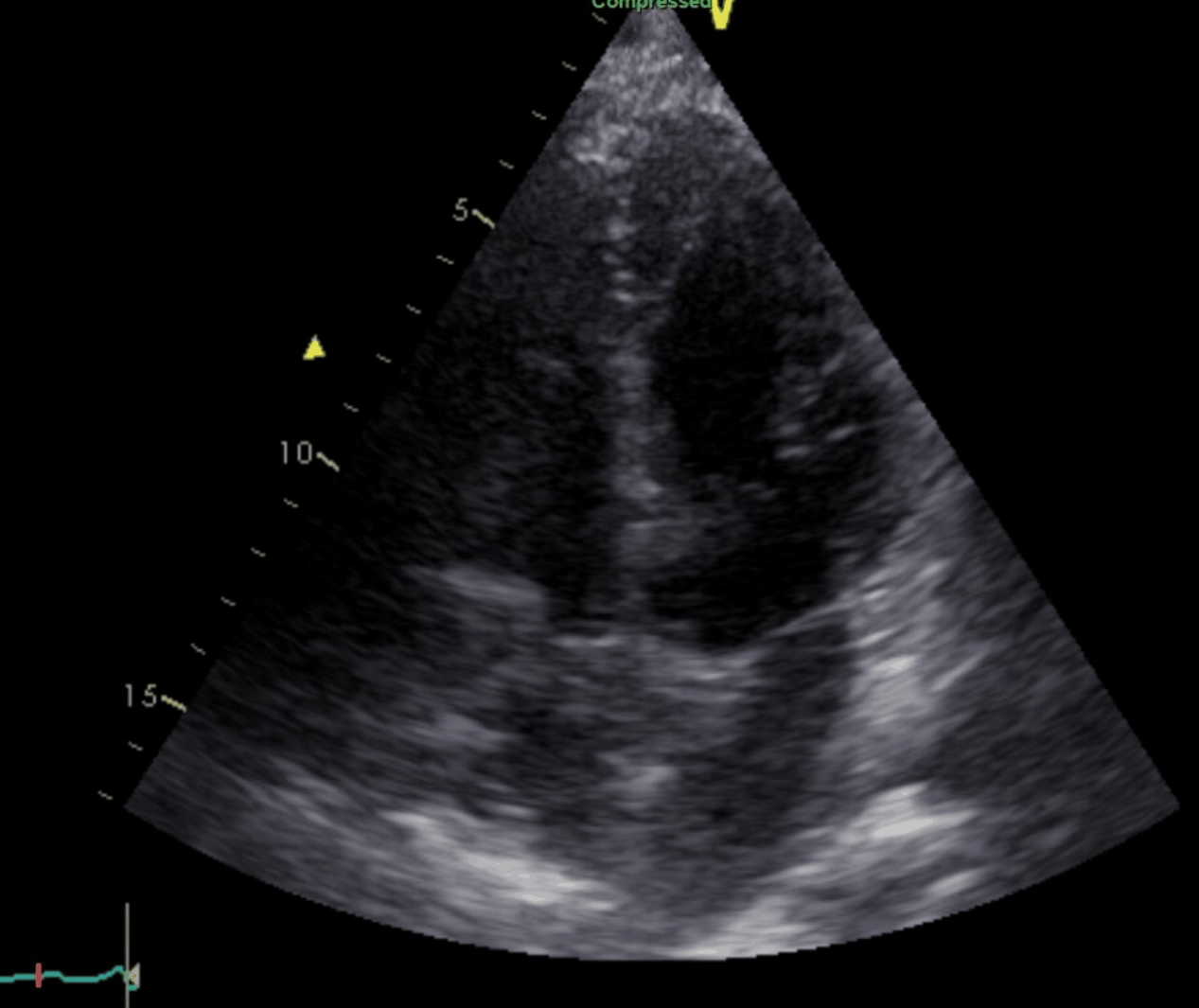
Povrchové měkké tkáně, srdce, břicho, cévní systém.....

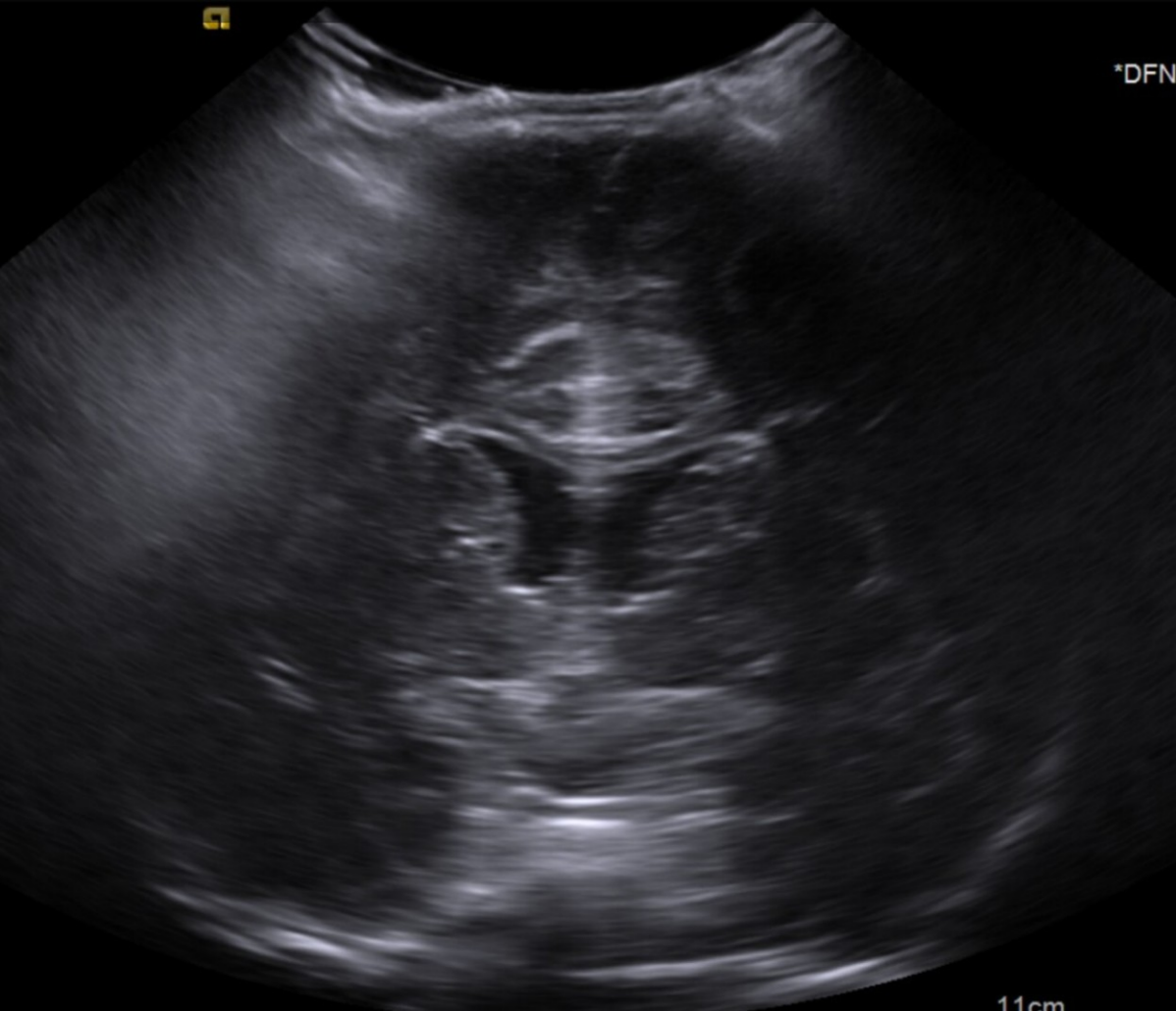
Subjektivní metoda – závislá na zkušenostech vyšetřujícího!

Dynamické zobrazení – pozorování pohybu v reálném čase

Bezpečná a dostupná metoda

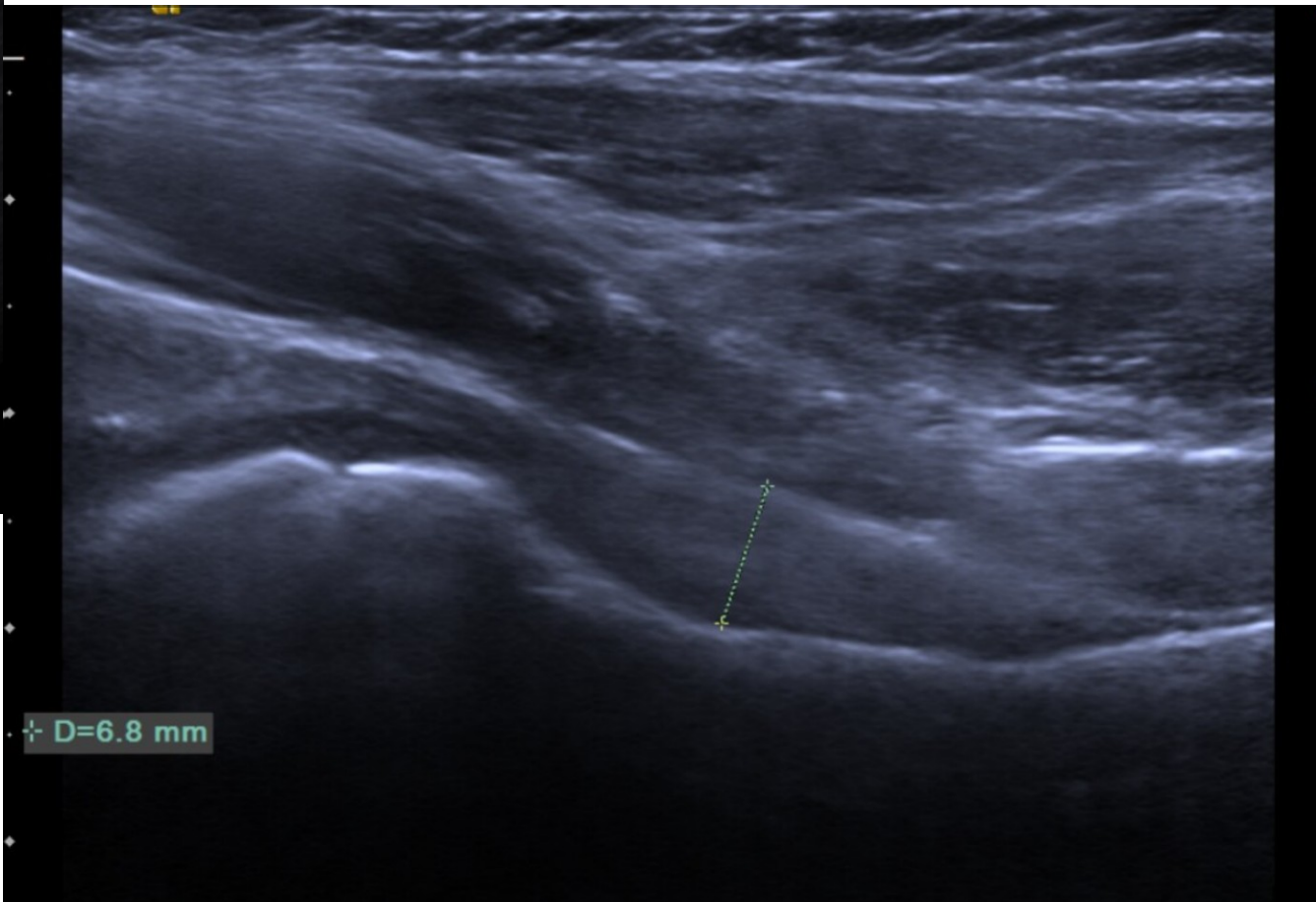






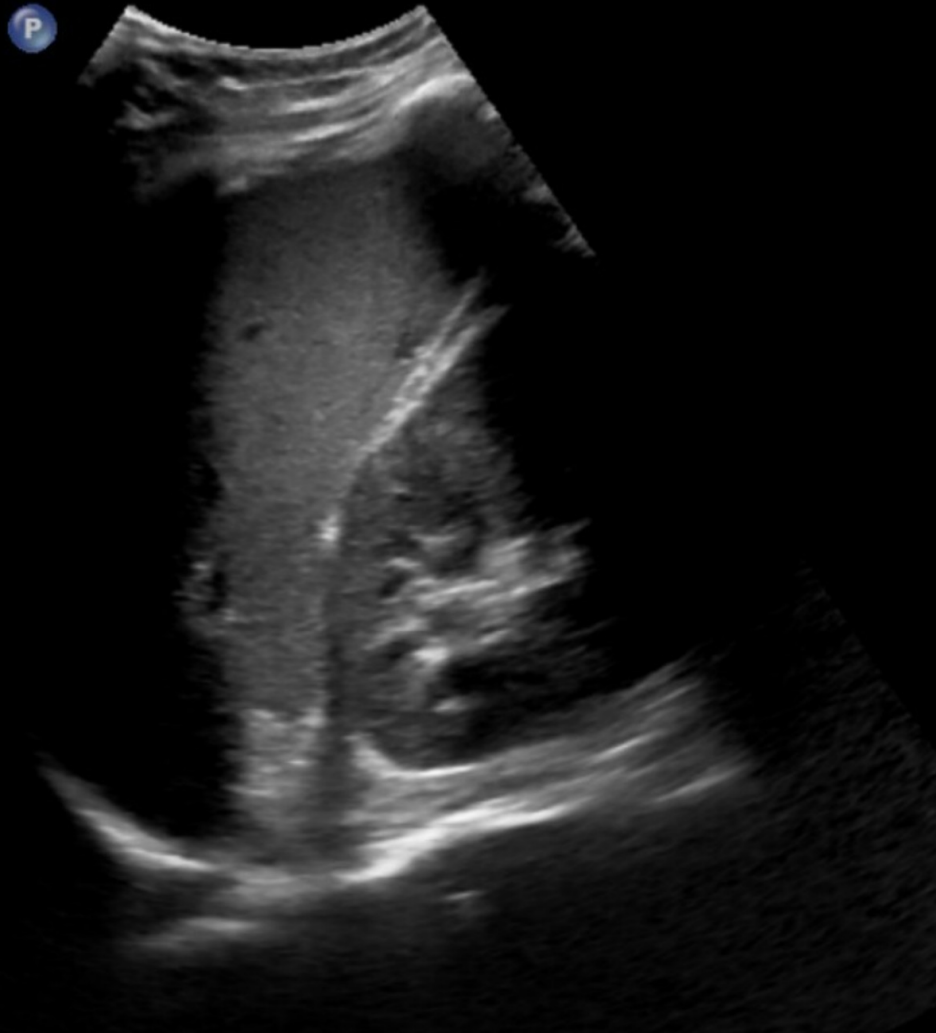
*DFN

11cm



+ D=6.8 mm

Left

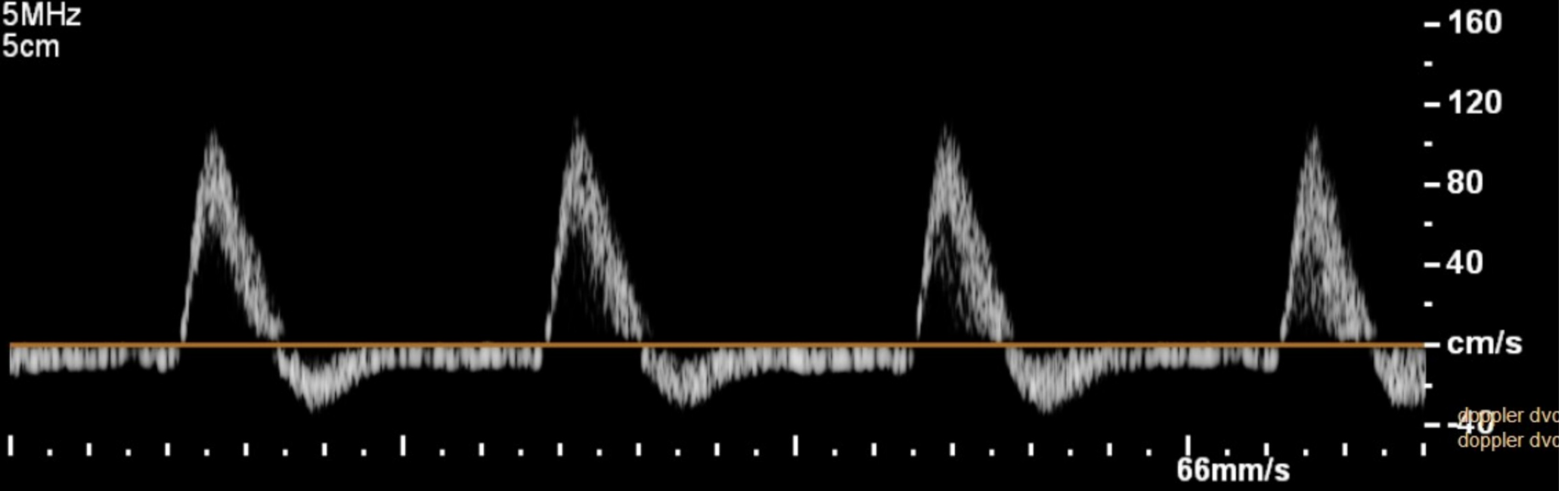
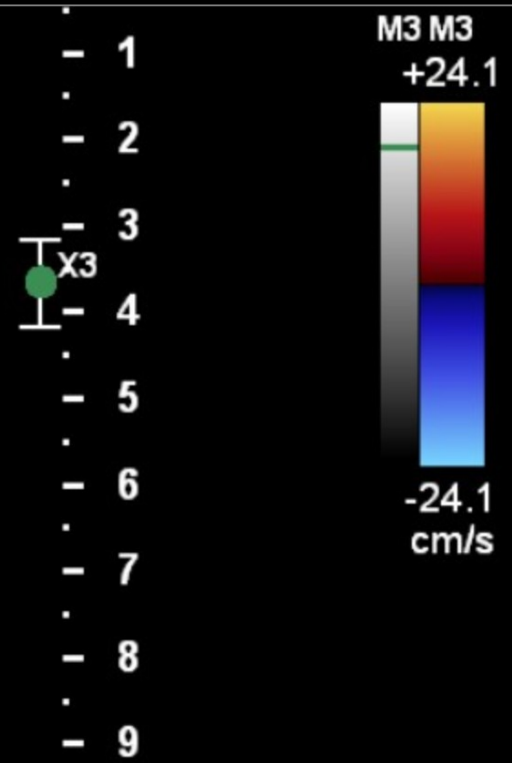
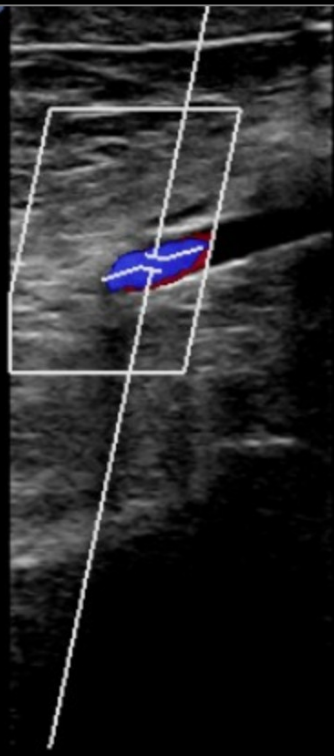


14Hz 60°

2D
54%
Dyn R 56
P Low
HGen

a.poplit

CF
51%
2500Hz
WF 137Hz
4.0MHz
PW
40%
WF 60Hz
SV 1.5mm
3.5MHz
3.5cm



doppler dvo
doppler dvo

Děkuji za
pozornost

Throwback to my last decent night sleep

