



evropský
sociální
fond v ČR



EVROPSKÁ UNIE



MINISTERSTVO ŠKOLSTVÍ,
MLÁDEŽE A TĚLOVÝCHOVY



OP Vzdělávání
pro konkurenceschopnost

INVESTICE DO ROZVOJE VZDĚLÁVÁNÍ

BIOFYZIKÁLNÍ ZÁKLADY ULTRASONOGRAFIE

JAK PRACOVAT S ULTRAZVUKOVÝM DIAGNOSTICKÝM PŘÍSTROJEM

Praktická příručka s teoretickým úvodem
pro stáž připravenou v rámci projektu:
„Prohloubení odborné spolupráce
a propojení ústavů lékařské biofyziky
na lékařských fakultách v České republice“

Zpracoval:

Ivo Hrazdira

Biofyzikální ústav Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně

Olomouc 2011

Oponenti: prof. RNDr. Vojtěch Mornstein, CSc.
Ing. Ladislav Doležal, CSc.

Neoprávněné užití tohoto díla je porušením autorských práv a může zakládat občanskoprávní, správněprávní, popř. trestněprávní odpovědnost.

1. vydání

Editor © Ivo Hrazdira, 2011
© Univerzita Palackého v Olomouci, 2011

ISBN 978-80-244-2895-6

Obsah

I. CO BY MĚL STUDENT MEDICÍNY VĚDĚT O ZOBRAZENÍ ULTRAZVUKEM

1 Fyzikální principy zobrazení a popis hlavních zobrazovacích metod	7
Ultrazvuk a jeho šíření	7
Fyzikální interakce ultrazvuku s tkáněmi	8
Vznik ultrazvukového obrazu	9
Hlavní typy ultrazvukového zobrazení	9
Digitální zpracování obrazu	11
Harmonické zobrazení	12
Možnost kvantitativního posouzení odrazivosti tkání	13
Panoramatické zobrazení	14
Ultrazvuková elastografie a její diagnostický význam	15
Echokontrastní látky a jejich chování v lidském organismu	17
Způsoby aplikace echokontrastních látek	18
Principy trojrozměrného (3D/4D) zobrazení	20
2 Dopplerův jev v ultrazvukové diagnostice	22
Diagnostický význam Dopplerova jevu (Ch. A. Doppler 1842)	22
Hlavní typy dopplerovských měřičů	23
Duplexní a triplexní metody	26
Barevné zobrazení rychlosti	27
Energetický doppler (ED)	28
B-flow	29
Barevné zobrazení tkání	30
Echokontrastní látky	31
Výhody barevných duplexních metod	31

II. POSTUP PŘI VYŠETŘOVÁNÍ ULTRAZVUKEM

3 Ultrazvukový diagnostický přístroj	35
Hlavní části ultrasonografu	35
Vyšetřovací sondy	36

Popis ovládacího panelu.....	38
Obrazový záznam a jeho hodnocení	39
Intervenční ultrasonografie	40
Endoluminální zobrazení	40
4 Možná rizika ultrasonografických metod	42
Rizikové faktory biologického rizika.....	42
Možnosti posouzení biologického rizika	43
Příčiny nebiologických rizik.....	44
Jaké jsou důsledky interpretačních chyb?.....	46
Minimalizace možných rizik.....	47
5 Stručný popis diagnostického přístroje, na němž budou demonstrovány základní způsoby vyšetření	49
Ovládací panel přístroje	49
Zobrazení monitoru	51
Optimalizace B-obrazu	52
Vytvoření a zpracování 3D obrazu (Easy 3D).....	54
Dopplerovský mód	57
Aktivace barevného dopplerovského módu.....	58
Barevné zobrazení pomocí energetického dopplerovského módu (PDI – Power Doppler Imaging).....	60
Duplexní a triplexní režim.....	61
Měření a výpočty.....	62
6 Návrhy demonstrací diagnostického přístroje LOGIQ C5 pro studenty	64
a) Demonstrace přístroje jako celku a jeho hlavních ovládacích prvků	64
b) Demonstrace zobrazovacích schopností přístroje na tkáňovém fantomu 1	64
c) Demonstrace zobrazovacích schopností přístroje na tkáňovém fantomu 2	65
d) Demonstrace barevného a spektrálního dopplerovského vyšetření	66
e) 3D zobrazení fantomu 1.....	67
Použitá literatura	69

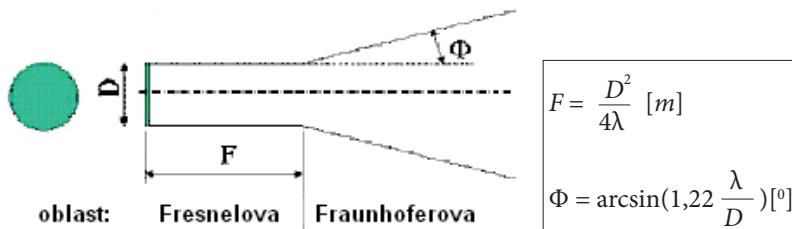
I.

**CO BY MĚL
STUDENT MEDICÍNY VĚDĚT
O ZOBRAZENÍ ULTRAZVUKEM**

1 Fyzikální principy zobrazení a popis hlavních zobrazovacích metod

Ultrazvuk a jeho šíření

Ultrazvukem rozumíme mechanické kmity o frekvenci vyšší než je frekvenční mez slyšitelnosti lidského ucha, tj. vyšší než 20 kHz. Ultrazvuk se pružným prostředím šíří formou vlnění, v měkkých tkáních a tekutinách lidského těla formou vlnění podélného. Jen v kostech, podobně jako v jiných pevných látkách, se ultrazvuk šíří též formou vlnění příčného. Od zdroje o průměru D , jímž bývá nejčastěji piezoelektrický nebo magnetostrikční měnič, se ultrazvuk šíří jako tlaková vlna, která vytváří ultrazvukové pole, v němž rozlišujeme 2 oblasti: Na měnič navazuje Fresnelova oblast (blízké pole), v níž se ultrazvuk šíří válcovitě s velkými výkyvy tlaku. Na ni navazuje Fraunhoferova oblast (vzdálené pole), v níž dochází k rozbíhavosti svazku, tlakové pole je však homogennější. Rovnice vedle obrázku vyjadřují délku Fresnelovy oblasti a úhel rozbíhavosti Fraunhoferovy oblasti.

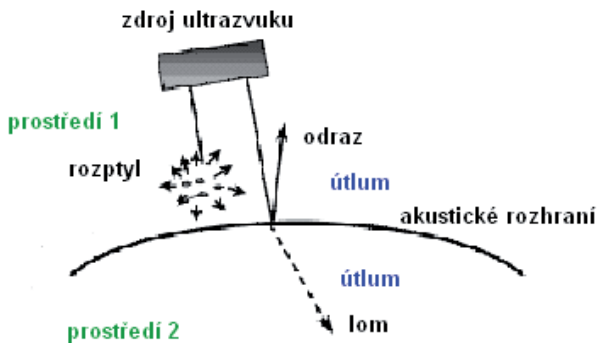


Obr. 1.1 Blízké a vzdálené pole

Vzhledem k vysokým kmitočtům používaným k zobrazování a miniaturizaci měničů ve vyšetřovacích sondách je Fresnelova oblast velmi krátká a k zobrazování se využívá Fraunhoferovy oblasti.

Fyzikální interakce ultrazvuku s tkáněmi

Výsledek vzájemného působení ultrazvukové vlny s nehomogenním prostředím, jakým jsou tkáně lidského těla, závisí na charakteru tkáňových struktur. Na souvislém akustickém rozhraní, jakým jsou povrchy tkání a orgánů a jejich větší strukturální složky, dochází k **odrazu** a **lomu**. Při přechodu ultrazvukové vlny z prostředí akusticky hustšího do prostředí akusticky řidšího dochází k lomu ke kolmici (opačně než u světla). Na strukturách, jejichž velikost je menší než vlnová délka dopadajícího akustického vlnění, dochází k **Rayleighovu rozptylu**. Tyto drobné struktury se nezobrazí ve své vlastní podobě, ale v důsledku interference různosměrných odrazů dochází ke vzniku větších obrazů (skvrn – speckle). V každém prostředí dochází k **útlumu** ultrazvukové vlny, který má dvě složky: absorpci akustické energie a již zmíněný rozptyl. Na některých strukturách může docházet též k **difrakci** (ohybu) ultrazvukových vln, což vede často ke vzniku obrazových artefaktů. V důsledku popsanych fyzikálních jevů neodpovídá ultrazvukový obraz zcela histologické struktury zobrazované tkáně a označujeme ji jako echostrukturu. Hlavní interakce jsou uvedeny na obr. 1.2.



Obr. 1.2 Interakce ultrazvukové vlny s prostředím

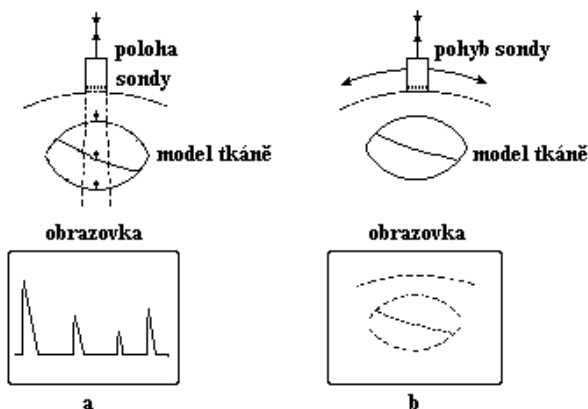
Vznik ultrazvukového obrazu

Pro diagnostické účely se používá vysokých frekvencí v megahertzové oblasti. Zdrojem ultrazvukových kmitů pro diagnostické účely jsou převážně elektricky buzené piezoelektrické měniče. Každé prostředí, ať živé či neživé, je z akustického hlediska charakterizováno několika parametry. Nejdůležitějšími z nich jsou **rychlost šíření** ultrazvuku daným prostředím (tzv. fázová rychlost), **akustická impedance** a **útlum**. Množství akustické energie odražené na akustickém rozhraní, je funkcí rozdílu akustických impedancí tkání, tvořících toto rozhraní. Diagnostická informace je získána zachycením, zpracováním a zobrazením ultrazvukových signálů, odražených od tkáňových rozhraní. Útlum závisící na kmitočtu ultrazvuku omezuje při daném akustickém výkonu hloubku zobrazení.

Hlavní typy ultrazvukového zobrazení

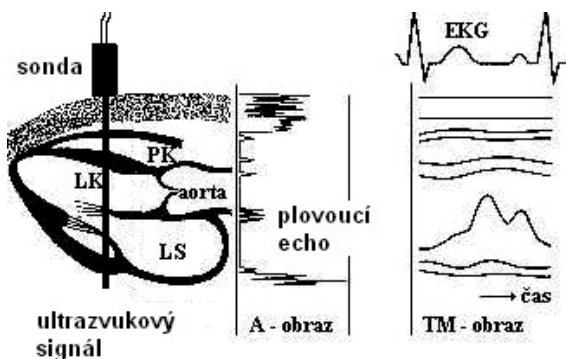
Nejjednodušším typem ultrazvukového obrazu je jednorozměrné **zobrazení A**, charakterizované sledem výchylek časové základny osciloskopu (obr. 1.3a). Poloha výchylky odpovídá místu odrazu, její amplituda množství odražené akustické energie (označení A je z anglického **A**mplitude: odrazy modulují amplitudu výchylek). Tento typ zobrazení je dosud používán v oftalmologii. Rozhodujícím mezníkem ve vývoji ultrazvukových diagnostických metod však bylo zavedení dvojrozměrného zobrazení, označovaného jako **zobrazení B** (z anglického slova **B**rightness – jas: zachycené odrazy modulují jas stopy na obrazovce).

U původního tzv. **statického zobrazení B** vznikal obraz velmi pomalu ručním posunem a nakláněním sondy, tvořené jediným měničem (obr. 1.3b). Tímto způsobem nebylo možno zachytit a posoudit obrazy pohyblivých struktur (srdeční stěny, chlopní apod.).



Obr. 1.3 Princip jednorozměrného (a) a dvojrozměrného (b) zobrazení

Pro potřeby kardiologického vyšetření byla proto vypracována metoda **zobrazení M** (původně TM z anglického Time Motion). Při zachycení pohybující se struktury (např. srdeční stěny, cípu srdeční chlopně) A – obrazem se na obrazovce objeví tzv. plovoucí echo, z něhož je možno rozeznat jen hranice pohybu. Nahrazením výchylek časové základny svítícími body je možno zaznamenat časový průběh jejich vzájemného pohybu (obr. 1.4).



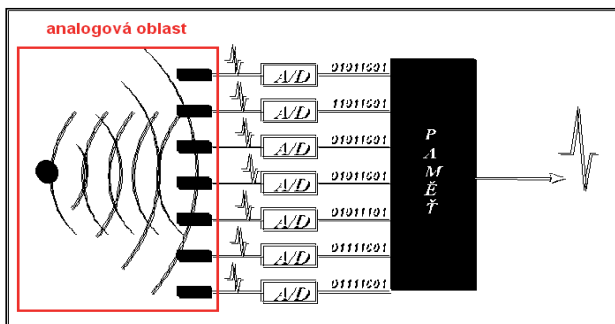
Obr. 1.4 Princip TM zobrazení

V současné době se výhradně využívá **zobrazení B dynamického typu** s rychlým způsobem snímání a širokou stupnicí šedi (256–512 stupňů šedi). Jeho podstatou je vytvoření postupné série obrazů vyšetřované oblasti, umožňující její souvislé přehlednutí včetně možnosti sledování pohybu. Často se dynamické systémy označují jako systémy pracující v **reálném čase**.

Obecně lze říci, že dynamické B zobrazení tvoří základ ultrazvukové diagnostiky tím, že poskytuje základní morfologické informace, tj. informace o odrazivosti jednotlivých tkáňových struktur vyšetřované oblasti.

Digitální zpracování obrazu

Na počátku vývoje ultrazvukových diagnostických metod byly odrazy od tkáňových struktur zpracovávány analogově: odraz (echo) ultrazvukového signálu byl v elektroakustickém měniči přeměněn na elektrický signál, který byl jako takový dále zpracován a zobrazen. K jeho zobrazení bylo potřeba používat speciálních obrazovek (paměťových, konvertorových). Současné ultrasonografy zpracovávají zachycené signály na principu **počítačové technologie**. Analogovou část přístroje tvoří jen detekční systém tj. vznik ultrazvukového signálu elektrickým buzením piezoelektrického měniče, zachycení jeho odrazu a přeměna v elektrický signál. Následuje **analogově digitální převodník**, který převede elektrický signál do číselné podoby, v níž je dále zpracován a zobrazen (obr. 1.5). Výhoda počítačové technologie spočívá především v široké možnosti programování. Je možno jednak naprogramovat optimální podmínky pro jednotlivá vyšetření (preprocessing), jednak dodatečně upravovat zachycený obraz (postprocessing). Další výhodou tohoto způsobu zpracování je možnost ukládání obrazu na vhodná paměťová media (magnetooptické disky, CD a DVD disky) nebo jeho přenos v rámci intranetové, či internetové sítě.



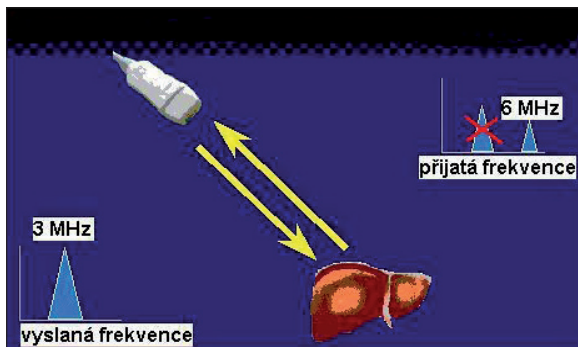
Obr. 1.5 Digitizace odražených signálů zachycených víceelementovým systémem měničů

Harmonické zobrazení

Asi 15–20 % pacientů je konvenčním ultrazvukovým zobrazením obtížně vyšetřitelných. K dosažení hodnotitelného obrazu je nutno výrazně zvýšit akustický výkon vysílaných ultrazvukových impulsů a prodloužit dobu vyšetření. Signifikantního zvýšení kvality obrazu u těchto pacientů a zvýšení kontrastního rozlišení u všech ostatních lze dosáhnout i bez aplikace kontrastních látek, a to pomocí **přirozeného harmonického zobrazení** (THI – tissue harmonic imaging).

Princip metody se zdá na první pohled velmi jednoduchý: Do tkáně je vyslán poměrně intenzivní ultrazvukový impuls o základní frekvenci f_0 . Přijímač však nezachycuje odrazy této základní frekvence, nýbrž kmity harmonické o frekvenci $2f_0$. Tyto kmity jsou pak dále obrazově zpracovávány (obr. 1.6). Na rozdíl od kontrastního harmonického zobrazení (viz dále), vznikají harmonické kmity přímo ve tkáňových strukturách v důsledku nelineárního šíření ultrazvukového budícího impulsu. Realizace výše uvedeného principu však není zdaleka jednoduchá. Energie harmonických kmitů, vznikajících ve tkáních, je ve srovnání s energií vysílaného impulsu velmi nízká. Jejich efektivní využití pro vznik obrazové informace předpokládá vedle velkého dynamického rozsahu zesílení jednak dokonalé potlačení odrazů v oblasti vysílané základní frekvence,

jednak použití širokopásmových měničů s dostatečnou citlivostí v oblasti 2. harmonické.



Obr. 1.6 Princip přirozeného harmonického zobrazení

Přínos přirozeného harmonického zobrazení tkání spočívá:

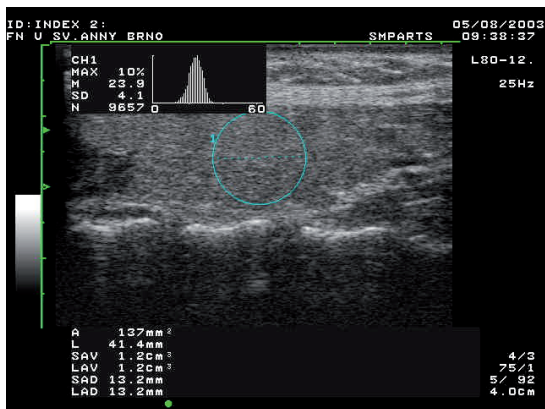
- a) v možnosti dokonalého vyšetření pacientů obtížně ultrazvukem vyšetřitelných při použití konvenčního způsobu zobrazení,
- b) ve zkrácení doby vyšetření těchto pacientů,
- c) ve zvýšení kontrastu při zachování laterální rozlišovací schopnosti u běžných pacientů

Možnost kvantitativního posouzení odrazivosti tkání

Přesná kvantitativní metoda diferenciací odrazivosti, analogická číselnému vyjádření denzity tkáně u CT vyšetření, v ultrasonografii zatím chybí. I při konstantním nastavení akustických parametrů zobrazení, je odrazivost jednotlivých tkání u různých jedinců různá. Souvisí to především se somatickým typem vyšetřovaného a s útlumem ultrazvukového signálu vmezeřenými tkáněmi.

Určitou možnost srovnání poskytují **histogramy odrazivosti** zvolené oblasti vyšetření. Jedná se o grafické znázornění rozložení intenzit odrazů v průřezu zvolené plochy. Znázornění histogramu je možné jen

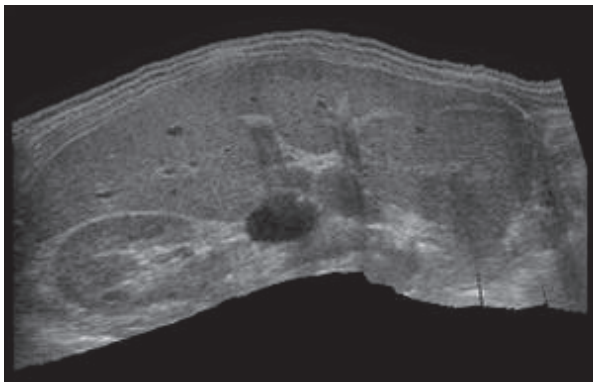
na zmrazeném obraze a dovoluje objektivněji porovnat odrazivost několika zvolených oblastí daného akustického řezu vyšetřovanou tkání. Největší diagnostickou cenu má srovnání histogramů různých oblastí téhož ultrazvukového obrazu (obr. 1.7). Při srovnání histogramů stejných oblastí různých osob je i při standardním nastavení parametrů přístroje nutno počítat s individuálními rozdíly odrazivosti. Vzhledem k tomu, že nebylo možné stanovit obecně platné standardy, nenašla tato metoda širší využití.



Obr. 1.7 Odrazivost (rozsah šedi) v zeleně označené ploše podélného řezu lalokem štítné žlázy, vyjádřená formou histogramu (vlevo nahoře)

Panoramatické zobrazení

Tato obrazová modalita umožňuje souvislé sejmutí obrazu tkáně nebo orgánu v požadovaném směru a jeho převedení do paměti přístroje. Vznikne tak prodloužený pohled, který umožňuje posouzení rozměrů i morfologie celé vyšetřované oblasti. (obr. 1.8). Metoda je doplňkem ke konvenčnímu zobrazení, které většinou poskytuje jen částečný pohled na vyšetřovanou tkáň nebo orgán.



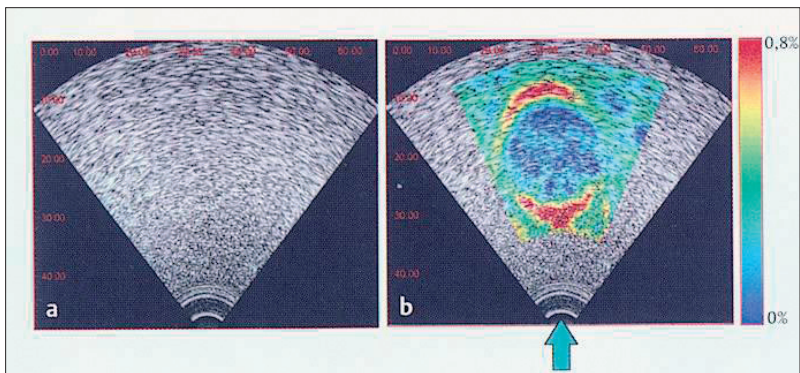
Obr. 1.8 Panoramatický obraz epigastria
(zleva: játra, pravá ledvina, žlučník, slezina)

Ultrazvuková elastografie a její diagnostický význam

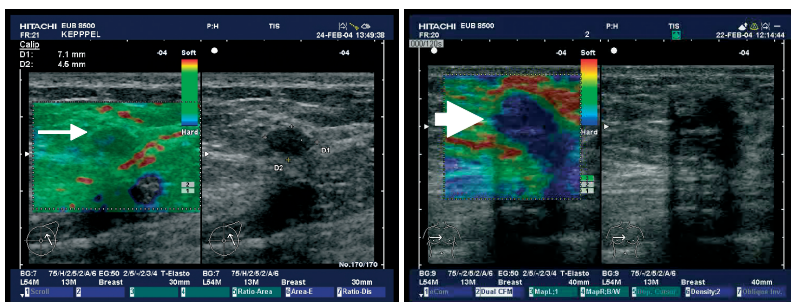
Elastografie představuje novou zobrazovací modalitu napodobující palpaci. Vychází ze skutečnosti, že patologické změny tkáně se projeví změnami mechanickými vlastnostmi, především změnou tuhosti. Maligní ložiska vykazují ve většině případů větší tuhost než ložiska benigní nebo zdravé tkáně.

Metoda poskytuje rekonstrukci vnitřní struktury měkkých tkání na základě měření odpovědi na silové působení (komprese) vykonávané na povrch těla. Tyto vlastnosti závisí na molekulových vazbách jednotlivých součástí tkání (tuk, kolagen) a na jejich mikroskopické i makroskopické organizaci. Tkáně navíc vykazují vedle základních vlastností – pevnosti a pružnosti – též viskoelastické a poroelastické vlastnosti.

Zobrazení elastických vlastností tkání probíhá ve dvou krocích: V prvním kroku je rozsah posunutí tkání zjišťován pomocí ultrazvukových signálů odražených z vyšetřované oblasti před a po kompresi. Ve druhém kroku je rekonstruováno zobrazení uskutečněného posunutí jednotlivých tkáňových struktur podle jejich mechanických vlastností a kódováno barevně. Měkké tkáně se většinou zobrazují žlutě až zeleně, tuhá ložiska modře až černě (obr. 1.9, 1.10).



Obr. 1.9a,b Elastografický průřez pro ultrazvuk nektrastního ložiska ve fantomu (šipka ukazuje kompresi)



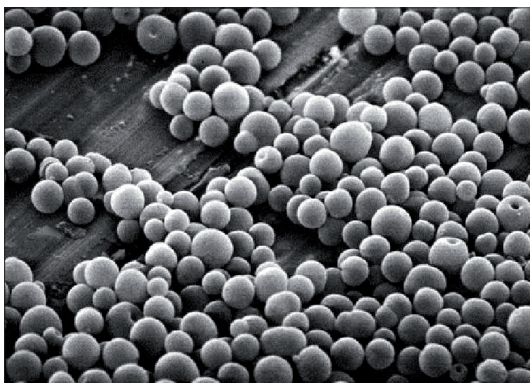
Obr. 1.10a,b Elastogram benigního (tenká šipka) a maligního (silná šipka) ložiska v prsu. V pravé části obrazů je šedé zobrazení těžé oblasti, kde ložiska vykazují prakticky stejný stupeň šedi a nelze je oddiferencovat.

V posledních letech je vyvíjena nová technologie označovaná jako **elastografie střížnými vlnami** (SWE – Shear Wave Elastography), která místo tlakového účinku sondy využívá radiční síly ultrazvukové vlny. Akustické komprese je dosahováno poměrně dlouhými opakovanými fokusovanými pulzy podél zobrazovací linie. Akustické střížné vlny se šíří mnohem pomaleji než podélné tlakové vlny a jejich rychlost je úměr-

ná elasticitě tkáně (Youngovu modulu). Částice elastického prostředí se pohybují v rozmezí jen několika mikrometrů a zobrazení tohoto pohybu vyžaduje speciální zobrazovací mód, označovaný jako supersonické zobrazení. Na rozdíl od předešlé metody je informace o tkáňové elasticitě kvantitativní a barevná škála je kalibrována v kPa.

Echokontrastní látky a jejich chování v lidském organismu

Zvýšení kontrastu a tím i poměru signál/šum lze zvýšit intravenózně aplikovanými **ultrazvukovými kontrastními látkami**. Jedná se o plynové mikrobubliny vpravené do krevního oběhu, buď volné nebo častěji uzavřené do obalu z biopolyméru (obr. 1.11). Podmínkou je, aby velikost těchto mikrobublin umožňovala jejich průchod plicními kapilárami a byly v krevním oběhu dostatečně stabilní. Jejich použití zvyšuje v indikovaných případech diagnostickou výtěžnost ultrazvukového vyšetření.



Obr. 1.11 Echokontrastní látka s albuminovým obalem
v rastrovacím elektronovém mikroskopu

Chování echokontrastních látek v organismu závisí na energii zobrazovacího ultrazvukového impulsu. Ta se dnes určuje hodnotou mechanického indexu. Při nízké energii (MI 0,2–0,3) mikrobubliny ultrazvukové

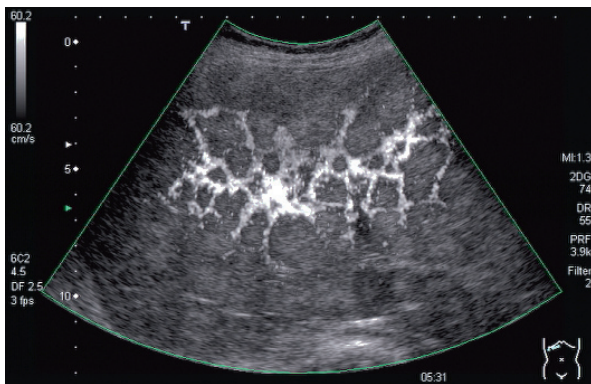
impulsy jen odrážejí. Při střední energii (MI 0,4–1,0) se mikrobubliny dostávají do rezonance s frekvencí dopadajících ultrazvukových impulsů. Při vysoké energii (MI > 1,0) bubliny explodují a vytvářejí mechanickou rázovou vlnu.

Způsoby aplikace echokontrastních látek

Kontrastní látky se do krevního oběhu vyšetřovaného aplikují dvěma způsoby: Při pomalém způsobu aplikace, nejvhodněji pomocí infuzní pumpy, dochází k dočasnému zvýšení amplitudy dopplerovského signálu, jehož pomocí lze snadněji prokázat poruchy cévního kmene, především hemodynamicky významné stenózy, uzávěry nebo aneurysmata. Rychlý způsob aplikace, tj. velmi rychlé vpravení celého bolusu kontrastní látky, je určen především pro kontrastní znázornění ložiskových lézí parenchymatosených orgánů, především jater. V současné době se způsob aplikace řídí druhem echokontrastní látky a energií ultrazvukového impulsu, charakterizovanou hodnotou mechanického indexu (MI). Využívá se zde postupného plnění cévního systému kontrastní látkou (arteriální, venózní, pozdní fáze).

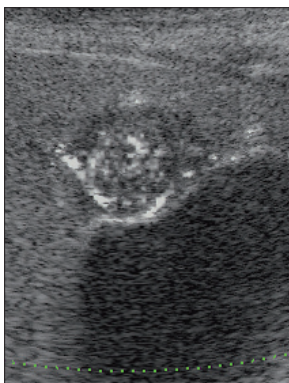
Technika v vysokém MI (> 1):

Tato technika bývá označována také jako stimulovaná akustická emise (SAE). Zvýšení MI v pozdní fázi vede k destrukci bublin, která je prokazatelná jak v šedém B-obraze tak v barevném dopplerovském obraze. Používá se především u kontrastních látek s rychle rozpustnými plyny.



Obr. 1.12 Mnohočetné metastázy melanoblastomu v játrech, zobrazené metodou stimulované akustické emise

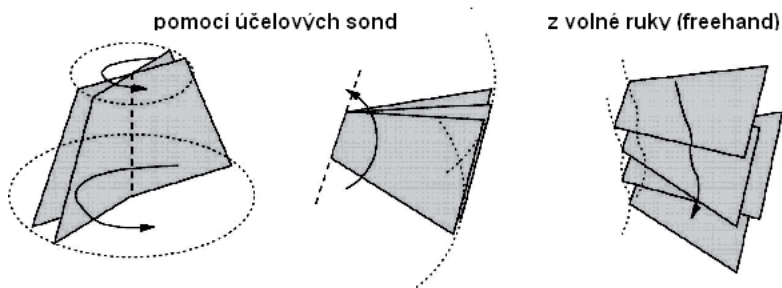
Technika s nízkým MI (< 1): Tato technika umožňuje dynamické zobrazení vplavení (wash-in) echokontrastní látky do jednotlivých tkáňových struktur a její vyplavení (wash-out), s cílem zpřesnit diagnostiku především ložiskových lézí. Je založená na rezonanci bublin s možností časového záznamu tří vaskulárních fází (arteriální, portovenózní, pozdní). Je vhodná pro kontrastní látky s pomalu rozpustnými plyny.



Obr. 1.13 Ložisková uzlová hyperplazie jater (benigní) zobrazená v arteriální fázi (17 s po aplikaci bolusu kontrastní látky – technika s nízkým MI)

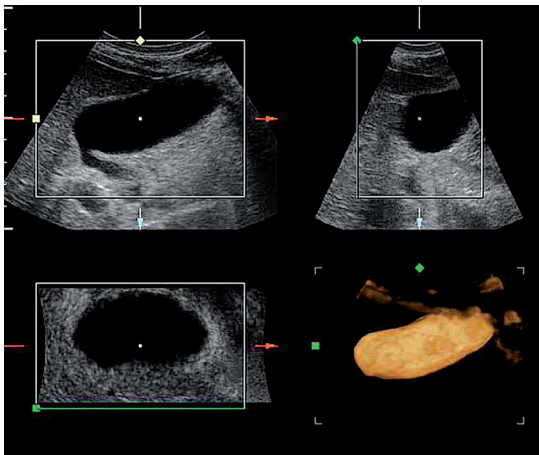
Principy trojrozměrného (3D/4D) zobrazení

Obecnou nevýhodou všech zobrazovacích metod je ztráta jednoho rozměru, tzn. redukce informace pocházející z objemové jednotky do plošného dvourozměrného obrazu. V ultrazvukové technice se v poslední době objevuje snaha odstranit tento nedostatek změnou snímané roviny během vlastního zobrazení. Dosahuje se toho pohybem sondy během snímání obrazu. **Sonda se během snímání buď lineárně posunuje, naklání nebo rotuje.** Údaje o odrazivosti v jednotlivých rovinách jsou zaváděny do paměti výkonného počítače, který provede matematickou rekonstrukci objemového obrazu ze sekvence plošných obrazů. Tě se dosahuje buď pomocí speciální 3D sondy nebo pomocí běžné 2D sondy jejím lineárním posunem nebo náklonem.



Obr. 1.14 Různé formy snímání 3D obrazu

Označení 4D se používá pro systémy, které objemový obraz zpracovávají v reálném čase. Výhoda objemového obrazu je v jeho komplexnosti, nevýhoda v obtížné interpretaci.

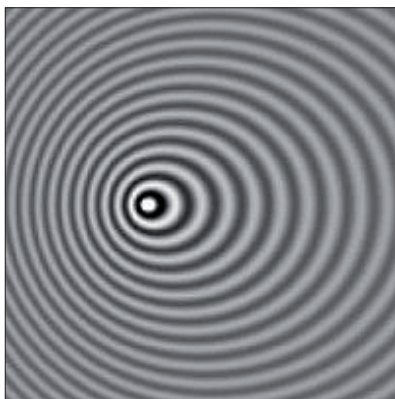


Obr. 1.15 Multiplanární obraz krajiny žlučníku
(podélný, příčný, koronární řez a objemová rekonstrukce žlučníku)

2 Dopplerův jev v ultrazvukové diagnostice

Diagnostický význam Dopplerova jevu (Ch. A. Doppler 1842)

Dopplerův jev lze pro akustiku popsat takto: Zdroj akustického vlnění o stálém kmitočtu se pohybuje relativně vůči pozorovateli. Přibližuje-li se zdroj zvukového vlnění, vnímá pozorovatel vyšší kmitočet, vzdaluje-li se zdroj, vnímá kmitočet nižší (obr. 2.1).



Obr. 2.1 Dopplerův jev (pohyb zdroje vlnění směrem vlevo)

Ke stejnému jevu dochází i v případě, že zdroj vlnění svoji polohu nemění a pohybuje se reflektor, na němž se akustické vlnění odráží. A právě tohoto principu využívají všechny dopplerovské detektory pohybu a měřiče rychlosti proudící krve. Základními odrazovými strukturami v proudící krvi jsou erythrocyty. Vzhledem k tomu, že jejich velikost je podstatně menší než vlnová délka dopadajících ultrazvukových vln, působí erythrocyty spíše jako bodové zdroje rozptylu, které dávají vznik kruhovým vlnoplochám, šířícím se všemi směry. Tyto vlny mezi sebou interferují a dochází k jejich časové i prostorové sumaci. Pro vznik dopplerovského signálu je rozhodující ta část energie ultrazvukové vlny, která se odráží zpět ke zdroji. Při tom platí, že amplituda odražené vlny je úměrná

druhé mocnině celkového počtu elementárních reflektorů (erytrocytů). Kmitočet této odražené vlny se proto v důsledku pohybu reflektorů liší od kmitočtu vyslaného. Rozdíl f_d mezi frekvencí vyslané ultrazvukové vlny f_v a přijaté vlny f_p po odrazu od pohybující se krve (dopplerovský posuv) je úměrný její rychlosti a kosinu úhlu, který svírá směr dopplerovského signálu se směrem toku krve (dopplerovský úhel). Matematicky jej vyjadřuje vztah, nazývaný též rovnice Dopplerova posuvu:

$$f_d = \frac{2f_v v \cos \alpha}{c}$$

kde v je rychlost pohybu krve
 c je rychlost šíření ultrazvuku v krvi
 α je tzv. dopplerovský úhel

Podcenění významu dopplerovského úhlu může vést k značným chybám při měření rychlostí, které jsou kritické při úhlech vyšších než 60° .

Vysílací frekvence se při klinickém využití Dopplerova principu pro měření rychlosti toku krve volí v rozmezí 2–10 MHz. Rozdílový kmitočet dopplerovského frekvenčního posuvu spadá v tomto případě do oblasti slyšitelného zvuku, což umožňuje též jeho akustický záznam.

Hlavní typy dopplerovských měřičů

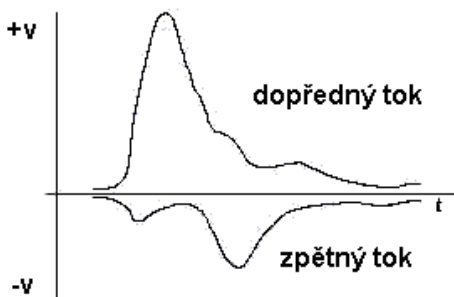
Podle způsobu vysílání a příjmu ultrazvukových vln rozlišujeme v technice dopplerovských měření rychlostí dvě skupiny systémů:

- **systémy s nemodulovanou nosnou vlnou (CW)**
- **systémy s impulsně modulovanou nosnou vlnou (PW)**

Kontinuální dopplerovské systémy, pracující s nemodulovanou nosnou vlnou (CW), mají vyšetřovací sondu s dvěma elektroakustickými měniči většinou stejného tvaru, z nichž jeden funguje trvale jako vysílač, druhý jako přijímač. Oba měniče bývají vůči sobě skloněny ve velmi tupém úhlu tak, aby se oba svazky, vysílaný i přijímaný, překrývaly v tzv.

citlivé oblasti, která je poměrně dlouhá (i několik cm). To je nevýhodné tehdy, zasahují-li do citlivé oblasti dvě nebo více cév. Vzhledem k tomu, že jsou zachycovány signály toku vycházejících z různých hloubek, není dobře možno odlišit rychlosti toku v jednotlivých cévách.

V současné době jsou tyto systémy konstruovány jen jako směrové. Rychlost toku směrem k sondě označována jako dopředná, směrem od sondy jako zpětná. Toky dopředné i zpětné se zpracovávají ve dvou samostatných kanálech (obr. 2.2).

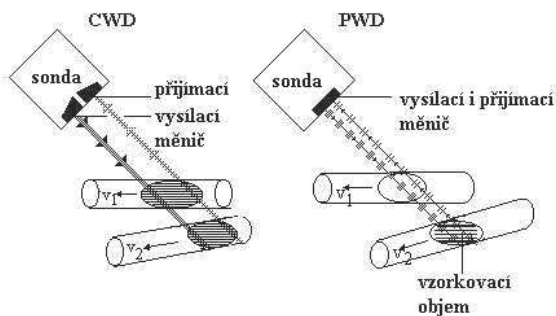


Obr. 2.2

Dopplerovské systémy s nemodulovanou nosnou vlnou jsou určeny k detekci a měření toku především v povrchově uložených cévách

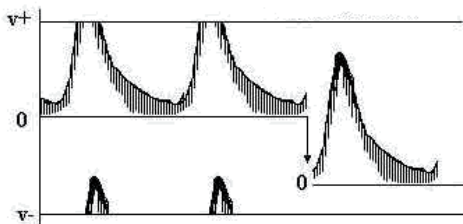
Systémy s modulovanou nosnou vlnou jsou kombinací impulsně vysílaného ultrazvukového signálu a směrové detekce jeho odrazů od proudící krve, která se uskutečňuje v úseku mezi vysílanými impulsy. Na rozdíl od ultrazvukových zobrazovacích impulsů mají dopplerovské impulsy poněkud větší délku a jsou vysílány s větší opakovací frekvencí. Časová prodleva mezi vysláním impulsu a zachycením jeho odrazu určuje hloubku, v níž je možno měřit rychlost toku. Velikost **vzorkovacího objemu**, tj. oblasti v cévě v níž se měří rychlost toku, je určena dobou otevření přijímacího hradla (gate). Jeho umístění v cévě ovlivňuje výsledek měření rychlosti toku. Úzký vzorkovací objem ve středu artérie měří maximální rychlost, naproti tomu vzorkovací objem, který zahrnuje celý průměr cévy, umožňuje měření průměrné rychlosti.

Výhodou této metody je možnost měření rychlostních parametrů ve zvolené hloubce, aniž je toto měření negativně ovlivňováno toky v jiných cévách, ležících mezi sondou a vzorkovacím objemem (obr. 2.3).



Obr. 2.3 Schéma CWD a PWD systémů

Na hodnotě opakovací frekvence závisí vznik jevu označovaného jako **aliasing** – horní část spektrální křivky se zobrazí v záporné oblasti grafu (obr. 2.4). Tento jev omezuje měření vysokých rychlostí. Volba opakovací frekvence představuje proto u impulsní dopplerovské metody vždy kompromis mezi maximální hloubkou místa měření a maximální měřitelnou rychlostí. Aliasing je možno do určité míry redukovat zvýšením rozsahu měření a snížením nulové linie. Při rychlostech vyšších než 4 m/s aliasing již odstranit nelze.

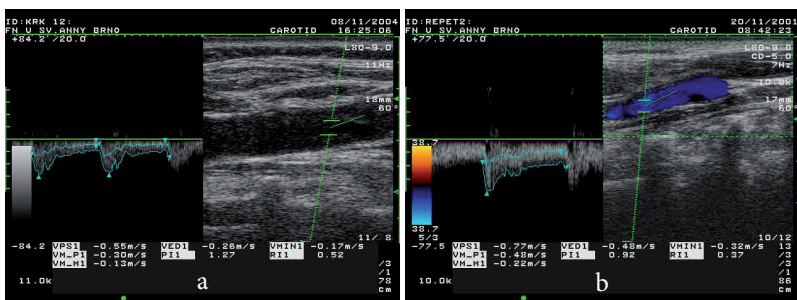


Obr. 2.4 Princip aliasingu a jeho odstranění snížením nulové linie

Duplexní a triplexní metody

Duplexní metoda – kombinace dvojrozměrného dynamického zobrazení a impulsního dopplerovského měření rychlosti se začíná rozvíjet v polovině sedmdesátých let. Dvojrozměrné dynamické zobrazení poskytuje informace o morfologii sledované oblasti včetně informace o morfologii cév, impulsní dopplerovský modul umožňuje záznam rychlostního spektra toku krve v dané cévě (obr. 2.5a).

U **barevné duplexní ultrasonografie** je obraz složen z černobílé a barevné části. Černobílá část obsahuje jako u klasické duplexní metody morfologickou informaci o odrazivosti, barevná část pak informaci o pohybu ve sledovaném řezu. Pohyb se ve velké většině případů týká toku krve. Barva však představuje jen jednu z komponent dopplerovského spektra, a to průměrnou rychlost toku. K získání celého rychlostního spektra je nutno černobílý a barevný obraz doplnit impulsní dopplerovským měřením. Tato kombinace B – zobrazení s barevným a spektrálním dopplerovským modulem bývá často označována jako **triplexní metoda** (obr. 2.5b).



Obr. 2.5a,b Duplexní a triplexní metoda

Je třeba však zdůraznit, že černobílé informace o akustické morfologii a barevné informace o toku jsou získávány zcela odlišným způsobem, přičemž strukturální jednotka obrazu – pixel – může nést jen jednu informaci, buď černobílou nebo barevnou. Vzhledem k tomu, že dopplerovský signál je k získání barevné informace o rychlosti a směru toku opakovaně

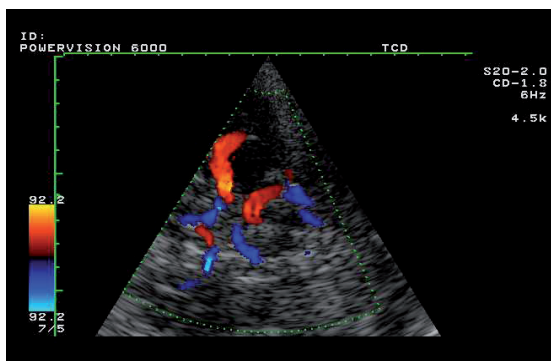
vzorkován, je čas potřebný k získání této informace mnohem delší než čas nutný k získání černobílého obrazu. Obrazová frekvence barevného obrazu je proto mnohem menší než obrazová frekvence obrazu černobílého.

Barevný duplexní ultrasonogram je superpozicí dvou obrazů: **obrazu odstupňované šedi** (B-obrazu), který obsahuje informaci o morfologii vyšetřované oblasti a **obrazu barevného**, který nese informaci o pohybech ve vyšetřované oblasti.

Barevné zobrazení rychlosti

U konvenční duplexní ultrasonografie je uvnitř dynamického B-obrazu definován malý vzorkovací objem, z něhož je dopplerovská informace o rychlosti toku analyzována pomocí rychlé Fourierovy transformace (FFT – Fast Fourier Transform) a zobrazena jako tzv. **dopplerovské spektrum**, které představuje časový průběh rychlosti.

Pro barevné kódování toku krve (CFM – Colour Flow Mapping) se využívá **střední rychlosti toku**. K jejímu výpočtu využívají dnes komerčně vyráběné ultrazukové diagnostické přístroje tří různých metod, jejichž podrobnější popis přesahuje rámec tohoto textu. Standardně je tok od sondy kódován modře, tok k sondě červeně, jas barvy je funkcí rychlosti toku a turbulence se zobrazuje nejčastěji přidáním zelené barvy.



Obr. 2.6 Willisův okruh na bázi lební
(transkranální dopplerové zobrazení TCD)

Barevné zobrazení rychlosti má své výhody i omezení. Mezi výhody patří:

- snadná a rychlá identifikace cévy vzhledem k jiným tkáňovým prostorům
- určení směru toku proudící krve
- orientační posouzení rychlosti proudící krve podle tónu barvy
- snadnější diagnostika patologických změn (stenóza, aneuryzmat, uzávěry)

Nevýhodou je:

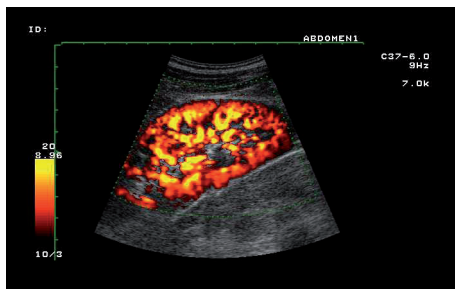
- zobrazení jen střední rychlosti toku
- malá citlivost pro pomalé toky a toky v malých cévách
- sklon k barevným obrazovým artefaktům způsobeným přídatnými pohyby nebo přenosem arteriálních pulzací
- dlouhý časový úsek nutný ke vzniku barevného obrazu (50–150 ms)

Energetický doppler (ED)

Uvedená omezení barevného zobrazení rychlosti toku z větší části odstraňuje technologie barevného zpracování dopplerovského signálu, označovaná jako „energetický doppler“ – ED (v anglické odborné terminologii Power Doppler, Power Angio). Rozdíl oproti dnes již konvenčnímu barevnému zobrazení rychlosti toku spočívá v tom, že tato technologie využívá k zobrazení **celou energii dopplerovského signálu**. Jednotlivé firmy vyrábějící ultrazvukovou diagnostickou techniku označují tuto technologii svými ochrannými názvy.

Výhody uvedené technologie zpracování se dají shrnout do těchto bodů:

- Detekce toku krve je velmi málo závislá na tzv. dopplerovském úhlu a umožňuje zobrazení toku i při téměř kolmém dopadu dopplerovského signálu na zobrazovanou cévu.
- Nedochozí k „aliasing“ efektu.
- Metoda umožňuje zobrazení i velmi pomalých toků a je proto předurčena k zobrazení perfuze orgánů a tkání (obr. 2.7).

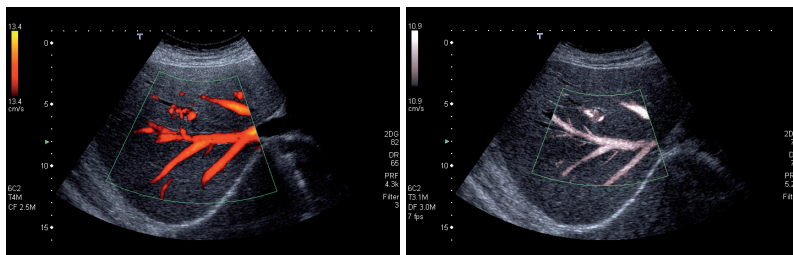


Obr. 2.7 Zobrazení perfuze v ledvině energetickým dopplerem

Nevýhodou této metody je chybění informace o směru toku, tok je u této metody kódován nejčastěji odstíny oranžové barvy. I tento nedostatek se však v poslední době snaží odstranit metoda nazvaná směrový energetický doppler (Directional Power Doppler).

B-flow

Je to nová diagnostická ultrazvuková metoda založená na kombinaci zobrazení krevního toku i tkáňových struktur v reálném čase. U této metody je amplituda rozptylových pohybujících se částic (erytrocytů) zobrazena subtrakcí několika obrazových vektorů podél téže zobrazovací linie. Zajišťuje to lepší zobrazení toku nezávisle na dopplerovském úhlu. B-tok (označovaný též jako dynamický tok) je založen na širokopásmové dopplerovské technologii. Šíře pásma odpovídá u této technologie frekvenčnímu spektru šedé škály. Vzhledem k obdobným transmisním podmínkám, je prostorové rozlišení srovnatelné s B-zobrazením. Diagnostická informace o cévní struktuře, perfuzi i typu leze je zobrazena s vysokým prostorovým, kontrastním i časovým rozlišením. Vyšší obrazová frekvence zajišťuje nejen lepší časové rozlišení ale i lepší poměr signál/šum. Hlavní výhodou této technologie oproti barevným zobrazovacím metodám je, že nepřebarvuje hranice cévních stěn a věrněji zobrazuje skutečnou cévní strukturu (obr. 2.8a,b).



Obr. 2.8 Srovnání obrazů jaterních žil:
 vlevo energetickým dopplerem, vpravo dynamickým tokem

Barevné zobrazení tkání

Dosud mohly být pohyby tkání, především pohyby srdeční stěny, pohyby cévních stěn případně peristaltické pohyby stěn trávicí trubice pozorovány a posuzovány jen v černobílém obraze. Nová dopplerovská zobrazovací modalita, všeobecně nazývaná dopplerovské zobrazení tkání (Tissue Doppler Imaging), vyvinutá v r. 1994, umožňuje získat barevnou informaci o rychlosti a směru pohybu tkání. Metoda byla původně vyvinuta pro kardiologická vyšetření k průkazu patologických změn pohyblivosti srdeční stěny. V poslední době však nachází uplatnění i dalších oblastech ultrazvukové diagnostiky, především v sonoangiologii.

Základní princip metody, která je zcela digitizovaná, je možno popsat takto: Ultrazvukové odrazy od pohybujících se tkání jsou poměrně silné, rychlost pohybu je však velmi malá. Naproti tomu odrazy od pohybujících se erytrocytů jsou slabé, rychlost pohybu je však velká. Při barevném zobrazení rychlosti proudící krve představují barevné obrazy pohybů cévní stěny a okolních tkání rušivý jev, označovaný jako barevný artefakt, který je odstraňován filtrací. V algoritmu dopplerovského zobrazení tkání jsou potlačeny vysoké rychlosti proudící krve a zobrazeny pomalé rychlosti (např. srdeční nebo cévní stěny) v rozmezí 1–10 mm/s.

Přesto, že se jedná o novou zobrazovací modalitu, jíž jsou zatím vybaveny špičkové přístroje jen několika světových firem, přineslo dopplerovské zobrazení tkání v kardiologii nové informace především pro diagnostiku onemocnění koronárních artérií, ventrikulárních arytmií,

kardiomyopatií a infarktu myokardu. V angiologii pak umožňuje přesnější posouzení elastických vlastností cévní stěny, zvláště v souvislosti s jejím aterosotickým postižením. Lze předpokládat, že tato metoda nalezne též uplatnění v ortopedii při posuzování svalové kontrakce a pohybů šlach.

Echokontrastní látky

Amplitudu dopplerovského signálu a tím i poměr signál/šum lze zvýšit intravenosně aplikovanými ultrazvukovými kontrastními látkami (viz str. 17), které zvyšují echogenitu proudící krve. Na použití ultrazvukových kontrastních látek je vázána v současné době řada zobrazovacích modalit, jejichž cílem je na jedné straně zesílení dopplerovského signálu s cílem zobrazení především patologické neovaskularizace, na druhé straně pak zvýraznění ložiskových lezí především v parenchymatosisních orgánech (v játrech, v ledvinách).

Výhody barevných duplexních metod

Hlavní výhodou barevné duplexní metody je **snadná a rychlá identifikace cévy** oproti jiným tkáňovým prostorům, naplněným tekutinou. Tón barvy, jehož světlost je funkcí rychlosti proudící krve, usnadňuje nalezení stenosis a posouzení jejího stupně. Usnadňuje diagnostiku patologických změn (stenosis, uzávěrů, aneurysmat, dissekci a trombos) hlouběji uložených cév. U periferních cév zpřesňuje angiologickou diagnostiku a v mnoha případech nahrazuje rentgenovou angiografii, zatěžující pacienta zářením.

Nevýhodou konvenčního barevného mapování je poměrně **malá citlivost pro pomalé toky** v malých cévách a **sklon k barevným obrazovým artefaktům**, způsobeným přidatnými pohyby (pohybem sondy, dýchacími pohyby, peristaltikou) nebo přenosem arteriálních pulsací na okolní tkáň. Tyto barevné artefakty mohou být odstraněny nebo alespoň sníženy správnou manipulací s vyšetřovací sondou a použitím speciálních frekvenčních filtrů. Vzhledem k tomu, že tyto metody barevné zobrazují střední rychlost toku, mohou být jen na základě barevného vyšetření

podceněny především maximální rychlosti. Je proto třeba věnovat zvýšenou pozornost správnému nastavení rychlostního rozsahu a barevné vyšetření doplnit vždy záznamem spektrální rychlostní křivky.

Obecnou nevýhodou všech barevných metod je poměrně dlouhý časový úsek nutný ke vzniku barevného obrazu (50–150 ms). Ten ovlivňuje obrazovou frekvenci barevného obrazu, která je ve srovnání s černobílou obrazovou frekvencí podstatně nižší. Tak např. je-li ke vzniku barevného obrazu toku krve potřeba 65 ms, odpovídá obrazová frekvence 15 obr/s. Kvalitu barevného obrazu ovlivňuje též velikost barevného okna, superponovaného na černobílý obraz.

Řadu uvedených nevýhod či omezení odstraňují nové technologie zpracování dopplerovského signálu, jako je energetický doppler a dynamický tok.

II.

**POSTUP
PŘI VYŠETŘOVÁNÍ ULTRAZVUKEM**

3 Ultrazvukový diagnostický přístroj

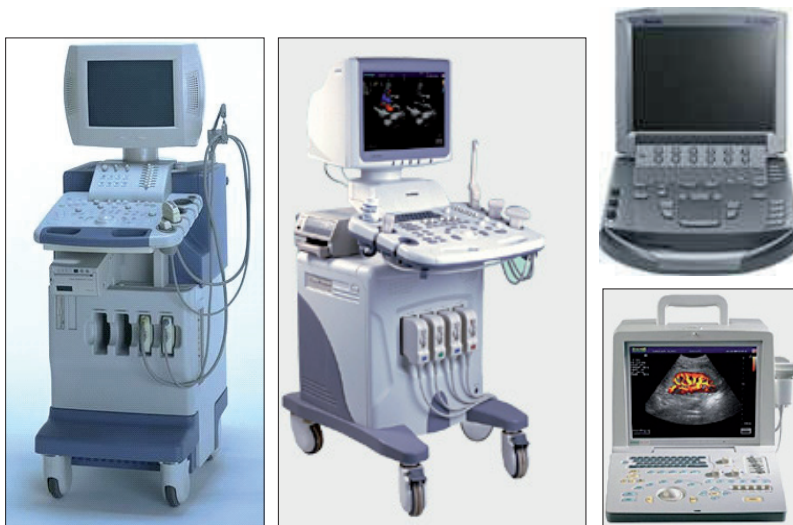
Hlavní části ultrasonografu

Ultrazvukový diagnostický přístroj (ultrasonograf, echograf) je velmi sofistikované zařízení, sloužící k vytváření tomografických obrazů vyšetřované tkáně na základě různé odrazivosti jednotlivých tkáňových struktur. Podle zpoždění odrazu ultrazvukového signálu vzniká informace o hloubce odrazu a analýza amplitudy odraženého signálu poskytuje informaci o odrazivosti dané struktury.

Ultrasonograf se skládá z těchto základních součástí:

- vyšetřovacích sond
- elektronických obvodů, nutných pro buzení piezoelektrických elementů sondy a pro zpracování zachycených odrazů do podoby obrazu
- zobrazovací jednotky (obrazovky)
- záznamových jednotek

Současné ultrasonografy jsou plně digitizované a funkce všech výše uvedených součástí je řízena mikroprocesory (obr. 3.1). Na analogovém principu je založeno jen vlastní snímání obrazu. Počítačová technologie umožňuje předprogramování optimálních podmínek pro jednotlivá vyšetření (preset), dodatečné zpracování a manipulaci s obrazem (postprocessing) a uložení obrazů i textových dat na vhodné paměťové medium, případně jejich přímý přenos do nemocniční počítačové sítě.



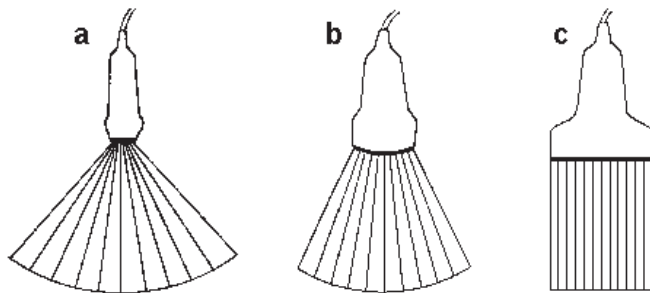
Obr. 3.1 Základní typy ultrasonografů (vlevo tzv. celotělové, vpravo přenosné)

Vyšetřovací sondy

Vyšetřovací sondy prošly složitým vývojem od jednoměničových sond u nejstarších přístrojů až po mnohoměničové sondy s analogově digitálními převodníky u přístrojů současných.

Podle geometrického tvaru vytvořeného obrazu rozlišujeme sondy **sektorové, konvexní a lineární**. Velkou předností sektorového způsobu zobrazení je možnost sejmout celý akustický řez vyšetřovanou oblastí z poměrně malé vstupní plochy (akustického okna). To je zvláště důležité při transtorakálním vyšetřování srdce nebo při vyšetřování jaterní krajiny z mezižebních prostorů (obr. 3.2a). Pravoúhlé zobrazení poskytují tzv. **lineární sondy** (obr. 3.2c). Jsou tvořeny systémem velkého počtu miniaturních měničů uspořádaných do souvislé řady (linear array). Lineární sondy vyšších kmitočtů se používají především pro vyšetřování povrchových orgánů a v kombinaci s dopplerovskými moduly pro vyšetřování cév. Kombinaci obou uvedených způsobů zobrazení představují tzv. **konvexní sondy** (obr. 3.2b). Uspořádáním elementárních měničů odpovídají lineární sondě, konvexní tvar plochy s měniči však poskytuje obraz, který

se blíží sektorovému záběru. Existují ještě další modifikace v uspořádání měničů. Jednou z nich je uspořádání měničů v podobě mezikruží (annular array). Nejdokonalejší obraz poskytují v současné době tzv. **maticové sondy** (matrix transducers). Jejich základem je soustředná konfigurace velkého počtu miniaturizovaných piezoelektrických elementů, vysílajících širokopásmový signál. Vysílací elementy jsou umístěny v centru, přijímací na celé ploše matice. Přijímacích měničů je nejméně 2krát více než vysílacích. Výhodou je lepší kvalita obrazu, nevýhodou velký počet přívodních kabelů a tím i větší poruchovost a především vysoká cena. Zobrazovací linie standardních vyšetřovacích sond jsou na obr. 3.2.



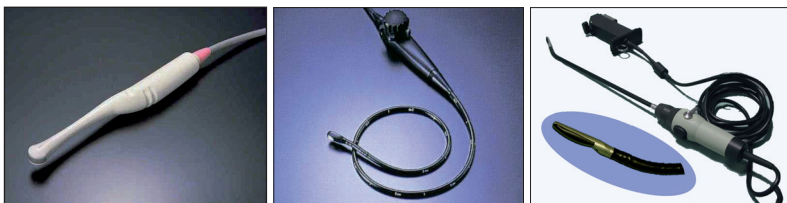
Obr. 3.2 Zobrazovací linie ultrazvukových sond

Přístroje podle velikosti a kvality mají jeden nebo více konektorů pro připojení sond. Každá sonda má stranové označení, které pro správnou orientaci obrazu musí souhlasit s polohou značky na obrazovce. Přepínání jednotlivých sond se děje buď mechanicky pomocí tlačítek nebo automaticky podle zvoleného druhu vyšetření.



Obr. 3.3 Povrchové vyšetřovací sondy (zleva: sektorová, konvexní, lineární)

Ultrazvukové vyšetření je až na výjimky (peroperační vyšetření) neinvazivní a obrazy jsou snímány s povrchu těla. Snaha získat detailní obrazy orgánů ležících v blízkosti přístupných tělesných dutin vedla ke konstrukci endokavitárních sond. Dnes se používají **transvaginální** sondy k vyšetření orgánů ženské malé pánve, **transrektální** sondy k vyšetření rekta a prostaty, **transesofageální** sondy k vyšetření srdce a **peroperační** a **laparoskopické** sondy k použití během chirurgických zákroků. Tyto sondy zobrazují buď v jedné rovině (monoplanární), ve dvou na sebe kolmých rovinách (biplanární) nebo ve více rovinách (multiplanární). Zvláštním typem endokavitárních sond jsou miniaturní sondy **endoluminální**, pracující s velmi vysokými kmitočty (30–40 MHz) a zaváděné katetry do tenkých dutých orgánů k zobrazení jejich stěn.



Obr. 3.4 Dutinové vyšetřovací sondy
(zleva: vaginální/rektální, esofageální, laparoskopická)

Speciálním typem sond jsou sondy **endosonografické**, které spojují výhody endoskopického i ultrazvukového vyšetření.

Popis ovládacího panelu

Umístění jednotlivých ovládacích prvků na panelu přístroje se liší podle jednotlivých výrobců i typu přístroje a je detailně uvedeno v uživatelském manuálu. V tomto odstavci budou uvedeny jen ty prvky, které mají rozhodující význam pro kvalitu obrazu. V centru zorného pole vyšetřujícího je obrazovka, kolem ní a především pod ní jsou umístěny jednotlivé ovládací prvky v podobě tlačítek, otočných prvků a klávesnice.

Zvýšený útlum odrazů přicházejících z hlubších vrstev tkáně vede k tomu, že při stejném zesílení je blízká oblast obrazu přesvětlena, zatím co vzdálená oblast je tmavá. Žádnou z těchto oblastí nelze bez kompenzace zesílení (snížení zesílení odrazů z blízké oblasti a zvýšení zesílení ze vzdálené oblasti) správně posoudit. Ke kompenzaci tohoto zesílení slouží prvky **TGC** (time gain compensation). Všechny špičkové přístroje mají zabudován program pro automatickou kompenzaci zesílení, pokud je to však nutné, kompenzace se upravuje ručně pomocí regulačních prvků. Tyto ovládací prvky bývají umístěny buď po straně obrazovky nebo častěji na pravé straně ovládacího panelu. U jednodušších, většinou přenosných přístrojů, je možná kompenzace jen ve dvou oblastech: blízké (near) a vzdálené (far). U přístrojů střední a vyšší třídy bývá celá hloubka obrazu rozdělena do většího počtu samostatně regulovatelných kompenzačních páسů.

Velmi významným regulačním prvkem je **kulový ovládač** (trackball). Je to multifunkční prvek, který podle zvolené funkce ovládá pohyb po obrazovce (pohybuje značkami kaliperu, mění polohu a velikost barevného sektoru, pohybuje vzorkovacím objemem u pulsního dopplera apod.).

Běžnou součástí ovládacího panelu je **klávesnice**. S její pomocí se zadává jméno a identifikační údaje pacienta, provádí popis obrazu a některé klávesy mají specifické funkce.

Dalšími důležitými ovládacími prvky jsou tlačítka pro manipulaci s obrazem (zdvojení, zvětšení, zmrazení), a tlačítka ovládající videotiskárnu a záznam na zvolené paměťové médium.

Obrazový záznam a jeho hodnocení

Vzhledem k tomu, že vytváření rozsáhlých obrazových databází pacientů v našich nemocnicích je ještě poměrně vzdálenou budoucností, je nutno u jednotlivých ultrasonografických vyšetření pořizovat individuální obrazovou dokumentaci, tvořící součást zdravotní karty pacienta. Slouží k tomu tři typy technických zařízení:

- obrazové tiskárny (videotiskárny) černobílé nebo barevné
- videorekordéry (starších typů ultrasonografů)
- záznam obrazu na pevný disk vestavěného počítače s možností výstupu na CD nebo DVD.

Nejběžnějším dokumentačním zařízením je **videotiskárna**. Ta je také většinou firem dodávána jako základní příslušenství ultrasonografu. Poskytuje statický snímek vyšetřované oblasti (po zmrazení na obrazovce).

Dynamický záznam celého vyšetřovacího postupu umožňuje **videozáznam** pomocí videorekordéru nebo rekordéru DVD. Výhoda těchto záznamů spočívá v opakované možnosti přehrání, dodatečného zhodnocení, použití pro přednášku, ve výuce apod.

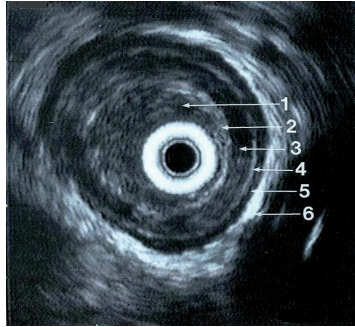
Ultrazvukový obraz vyšetřované oblasti (ultrasonogram, echogram) představuje ve své podstatě odrazovou mapu strukturních prvků ve zvolené rovině. Rozdíly v akustické impedanci určují stupeň odrazivosti – **echogenity** – dané tkáně. Rozlišujeme struktury **izoechogenní** (stejně odrazivé), **hyperechogenní** (silně odrazivé) **hypoechogenní** (slabě odrazivé) a **anechogenní** (bez odrazových struktur). Pokud nemáme dostatek zkušeností s hodnocením patologických echogramů, omezíme se na popis echogenity jednotlivých struktur, jejich velikosti a polohy.

Intervenční ultrasonografie

Běžné vyšetření ultrazvukem je neinvazivní, tzn. obraz je snímán z povrchu těla nebo z přístupných tělesných dutin. Výjimku tvoří tzv. intervenční ultrasonografie, jíž rozumíme odebrání malého vzorku tkáně tenkou punkční jehlou, odsátí obsahu cysty nebo abscesu nebo zavedení tenkého katétru (např. drénování ledvinové pánvičky při hydronefróze). Tenkojehlové punkce se běžně provádějí pod ultrasonografickou kontrolou a odebraný vzorek slouží k cytologickému nebo histologickému vyšetření. Punkce se nejčastěji provádějí při podezření na nádorové ložisko.

Endoluminální zobrazení

Metoda využívá technologie intervenční radiodiagnostiky: miniaturní měniče o vysokých kmitočtech (20–40 MHz) jsou zaváděny do cév a dutých orgánů. Vysoká rozlišovací schopnost zajišťuje detekci i drobných patologických změn.



Obr. 3.5 Příčný řez jícnem (čísla označují jednotlivé vrstvy stěny jícnu)

4 Možná rizika ultrasonografických metod

Ultrazvukové zobrazovací i dopplerovské metody jsou všeobecně považovány za bezpečné, jak pro pacienta, tak pro vyšetřující personál. Je nutno se bezpečností ultrazvukových vyšetření zabývat? Ultrasonografie, jako jiné vyšetřovací metody, u nichž je diagnostická informace získávána vysláním určitého energetického impulsu do vyšetřovaného organismu, je spojena s možným rizikem. Energetický impuls, v tomto případě určité množství akustické energie, může za určitých okolností vést k poškození tkáně, kterou prochází. Tato interakce je podstatou tzv. **biologického rizika**.

Pacient však může být při ultrazvukovém vyšetření poškozen nepřímo, aniž by došlo k biologickému poškození. Toto poškození může být důsledkem chybného provedení vyšetření nebo chybné interpretace získaného obrazu. Takovou příčinu možného poškození pacienta označujeme jako **riziko nebiologické** a pokud je spojeno jen s popisem obrazu, označujeme je jako **riziko interpretační**. Tato rizika nejsou zcela specifická pro ultrasonografii, ale mohou se vyskytnout u všech zobrazovacích metod, u nichž lékař vytváří nebo popisuje vytvořený obraz.

U vědomí si těchto skutečností je třeba, aby diagnostická cena vyšetření vždy převažovala nad možným rizikem.

Rizikové faktory biologického rizika

Možné poškození tkání během ultrazvukového vyšetření je spojeno s dvěma hlavními faktory: tepelným a mechanickým. Tepelný faktor představuje **ohřev** tkáně během vyšetření. Ohřev je děj bezprahový, je důsledkem absorpce akustické energie tkáněmi a její přeměny v teplo.

Zde je třeba rozlišovat dvě kritické teplotní hladiny. Prvá se týká embryonálních tkání, které jsou citlivější a zranitelnější než tkáně dospělého jedince, a má hodnotu **39,5 °C**. Znamená to, že teplotní rozmezí mezi 37 °C a 39,5 °C představuje z hlediska ohřevu obecně bezpečnou oblast. Tkáně dospělého jedince mohou být poškozeny zvýšením teploty nad **41 °C**. Teplotní rozmezí mezi 39,5 a 41 °C představuje proto rizikovou ob-

last pro embryonální tkáň a ta musí být zohledňována při porodnických a pediatrických aplikacích. Zvýšení teploty nad 41 °C představuje obecně rizikový stav. Při ultrazvukovém zobrazovacím procesu je takové zvýšení teploty však málo pravděpodobné. Výjimku tvoří impulsní doppler, kde ultrazvuková intenzita v místě měření může být až o řád vyšší než hladina biologicky účinné intenzity. Opatrnosti proto vyžaduje používání impulsní dopplerovské metody v porodnictví a v pediatrii.

Mechanický faktor představuje možnost poškození tkáň **ultrazvukovou kavitací**. Rozumíme jí vznik bublin v podtlakové fázi ultrazvukové vlny. Na rozdíl od ohřevu je kavitace jevem prahovým, tj. může nastat až při určité hladině ultrazvukové intenzity. Při dosud používaných diagnostických intenzitách vznik kavitace ve tkáni jednoznačně prokázán nebyl. Možnost jejího vzniku však zvyšuje aplikace echokontrastních látek.

Možnosti posouzení biologického rizika

Donedávna se lékař musel spolehnout na údaje výrobce a při ultrazvukovém vyšetřování použít jen **princip ALARA** (As Low As Reasonably Achievable), který bychom mohli označit také jako princip opatrnosti. V české interpretaci zní asi takto: použitá intenzita ani doba vyšetření by neměla překročit hodnotu nezbytně nutnou k získání požadované diagnostické informace.

Aby mohl být tento princip alespoň částečně kvantifikován, bylo výrobcům ultrazvukové diagnostické techniky doporučeno zavedení dvou indexů akustického výkonu, vztahujících se k oběma potenciálním biologickým rizikovým faktorům – ohřevu a kavitaci. Tyto indexy, označované jako tepelný a mechanický, musí být během provozu diagnostického přístroje zobrazeny na obrazovce. Tento požadavek byl uzákoněn v USA, v ostatních zemích je zatím brán jako doporučení.

Tepelný index (TI) je definován jako poměr celkového nastaveného akustického výkonu přístroje k výkonu vyvolávajícímu zvýšení teploty o 1 °C za nejméně výhodných podmínek odvodu tepla. Vzhledem k tomu, že odrazivost i tepelná vodivost měkkých a mineralizovaných tkání je různá, byly v poslední době rozlišeny 3 tepelné indexy:

- Tepelný index měkkých tkání (Soft Tissue Thermal Index – TIS) poskytuje informaci o vzrůstu teploty v měkkých tkáních.
- Kostní tepelný index (Bone Thermal Index – TIB) podává informaci o vzrůstu teploty kosti, je-li ultrazvukový svazek fokusován na rozhraní měkká tkáň-kost. Tento případ může nastat při vyšetřování plodu v II. a III. trimestru těhotenství nebo při vyšetřování pohybového ústrojí u kojenců.
- Tepelný index lebečních kostí (Cranial Bone Thermal Index – TIC) udává vzrůst teploty uvnitř lebky v blízkosti lebečních kostí. Tento index lze použít při transkraniálním vyšetření.

Tepelný index je relativním indikátorem vzrůstu teploty. Riziková situace nastává při $TI > 4$ (pro oko při $TI > 1,0$).

Mechanický index (MI) je relativním ukazatelem možného vzniku kolapsové kavitace a je definován jako poměr negativní amplitudy akustického tlaku (v MPa) a druhé odmocniny použitého ultrazvukového kmitočtu (v MHz). Riziková situace nastává při $MI > 1,9$ (pro oko při $> 0,2$).

Oba indexy poskytují uživateli ultrazvukového diagnostického přístroje základní informace pro efektivní uplatnění principu ALARA.

Příčiny nebiologických rizik

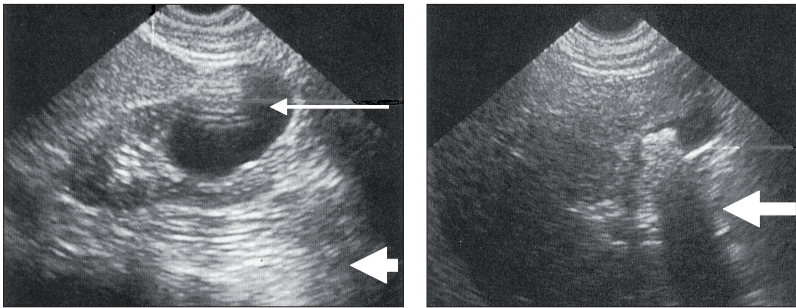
Jak již bylo uvedeno nebezpečí pro vyšetřovaného nevzniká jen možným poškozením tkání průchodem ultrazvukových vln, ale též chybně provedeným vyšetřením nebo chybnou interpretací zachycených obrazů. Příčiny těchto interpretačních rizik lze rozdělit do dvou kategorií, na objektivní a subjektivní. Mezi objektivní příčiny patří obrazové artefakty a špatné technické parametry používaného přístroje. Hlavní subjektivní příčinou jsou nedostatečné znalosti a zkušenosti vyšetřujícího.

Obrazové artefakty

Pojmem artefakt označujeme v zobrazovací technice obraz, který neodpovídá zcela skutečnosti a může vést k chybnému diagnostickému závěru. Příčiny artefaktů je třeba hledat v technické konstrukci ultrazvu-

kových diagnostických přístrojů, především v konstrukci jejich vyšetřovacích sond, v interakcích ultrazvukového signálu s vyšetřovanou tkání a v neposlední řadě opět v úrovni znalostí a zkušeností vyšetřujícího. Ty v případě artefaktů spočívají především ve znalosti fyzikální podstaty vzniku ultrazvukového obrazu a ve schopnosti správně ovládat daný ultrazvukový přístroj.

Častými artefakty jsou opakované odrazy – **reverberace**. V cystických útvarech mohou reverberační echa vytvářet dojem vnitřní struktury (obr. 4.1a). Reverberační echa jsou závislá na úhlu dopadu a na akustickém výkonu přístroje. Artefaktem založeným na interakci ultrazvukových vln s tkáňovými strukturami je vznik **akustického stínu**. Ten vzniká tehdy, jestliže veškerá energie dopadajícího signálu nebo alespoň její podstatná část je danou strukturou odražena nebo absorbována (obr. 4.1b). Oblast ležící v akustickém stínu nelze echograficky posoudit. Akustický stín je průkazem konkrémentu, kalcifikace nebo silně absorbující infiltrace, nejčastěji nádorové.



Obr. 4.1a,b Vlevo reverberace – uměle vytvořený obraz vnitřní struktury v cystě (tenká šipka). Za cystou vzniká oblast uměle zesílené odrazivosti – dorsální enhancement (silná šipka). Vpravo akustický stín (silná šipka) za konkrémentem ve žlučníku (tenká šipka)

Artefakty bývají příčinou interpretačních chyb především u začátečníků. Moderní multielementové širokopásmové sondy a digitální technologie zpracování obrazu však výrazně omezují vznik artefaktů.

Artefakty při dopplerovském vyšetření jsou téměř výhradně způsobeny nepřesnostmi při nastavování jednotlivých parametrů měření. Velký význam má **úhel** mezi směrem dopplerovského signálu a směrem toku krve. Jeho nesprávné nastavení (zvláště hodnoty nad 60 stupňů) vede k nesprávnému stanovení rychlosti.

Možnosti korekce nebo odstranění artefaktů závisí na jejich původu. Artefakty vyplývající z fyzikální podstaty ultrazvuku a jeho šíření se korigují velmi obtížně. Odrazové artefakty blízké a vzdálené oblasti sondy mohou být korigovány správným nastavením TGC a úpravou akustického výkonu. Artefakty způsobené odrazy a lomy většinou zmizí při zobrazení stejné oblasti pod jiným úhlem nebo při jiné poloze sondy. Odstranění skvrnových artefaktů je obtížné a daří se jen částečně za použití speciální elektronické filtrace. Většinu dopplerovských artefaktů lze odstranit nebo omezit správným nastavením parametrů vyšetření, především dopplerovského úhlu a opakovacího kmitočtu.

Znalosti a zkušenosti vyšetřujícího

Úspěšnost ultrazvukové diagnostiky je vázána jednak na vyšetřovací techniku jednak na interpretaci získaných obrazů. U současných technicky dokonalých přístrojů s digitálním zpracováním obrazu, které optimalizuje obrazy a do značné míry omezuje vznik artefaktů, jsou hlavní příčinou diagnostických nepřesností či omylů nedostatečné odborné znalosti a zkušenosti vyšetřujícího lékaře. Na rozdíl od ostatních moderních zobrazovacích metod, kde se funkce lékaře omezuje většinou jen popis a interpretaci obrazů, u ultrasonografie se sám lékař významnou měrou podílí na tvorbě obrazu manipulací s vyšetřovací sondou. Vyžaduje to jednak značnou manuální zručnost, jednak dobré odborné a technické znalosti.

Jaké jsou důsledky interpretačních chyb?

V současné době představuje pro pacienta chybně provedené ultrazvukové vyšetření nebo chybná interpretace obrazového nálezu podstatně větší nebezpečí než riziko biologické. Chybné závěry mohou být v podstatě dvojí: falešně negativní nebo falešně pozitivní.

Falešně negativní závěry jsou způsobeny převážně špatným technickým stavem ultrazvukového přístroje a jeho špatnými zobrazovacími schopnostmi. Naproti tomu **falešně pozitivní** nález má velmi často svoji příčinu v obrazových artefaktech. Oba uvedené druhy chybných závěrů jsou nežádoucí a ve svých důsledcích snižují důvěryhodnost vyšetření. Z hlediska pacienta je mnohem závažnější falešně negativní závěr, protože tento může pacienta skutečně poškodit, v nejméně závažném případě tím, že oddálí včasnou terapii (např. chirurgickou). Falešně pozitivní nález má pro pacienta jen psychologické důsledky. Každý pozitivní nález podléhá totiž časné kontrole, při níž se většinou zjistí chyba předešlého vyšetření.

Minimalizace možných rizik

Ultrasonografie se posledních letech stala nejrozšířenější zobrazovací metodou v lékařství, a to pro svoji velmi malou rizikovost a snadnou dostupnost. Je proto právem zařazována jako první krok v zobrazovacím algoritmu. Výhody této zobrazovací metody vedly k tomu, že je řada lékařských oborů v současné době považuje za integrální součást svých vyšetřovacích prostředků a ultrasonografie se tak dostává mimo hranice radiologie. S výjimkou oftalmologie a angiologie, které využívají specializované ultrazvukové zobrazovací a dopplerovské techniky, všechny ostatní obory využívají ultrasonografy více méně univerzálního kombinovaného typu se zobrazovacími i dopplerovskými moduly. Pro minimalizaci možných rizik je třeba respektovat tyto zásady:

- Zvolit sondu vhodného typu a frekvence.
- Nastavit akustický výkon přístroje na nejnižší hodnotu, schopnou vytvořit dobrý obraz. Je-li přístroj vybaven indikací TI a MI, orientovat se podle jejich hodnot.
- Pokud automatické kompenzace hloubkového zesílení (TGC) není optimální, upravit ji ručně (celá plocha obrazovky by měla vykazovat stejný stupeň šedi).
- Nastavit zónu fokusace do oblasti diagnostického zájmu.
- Nastavit zesílení přijímače na optimální hodnotu, v případě nutnosti i na hodnotu maximální.

- Akustický výkon zvýšit jen v případě, že uvedené kroky nevedly ke kvalitnímu obrazu
- Při zvyšování akustického výkonu nepřekročit limity TI a MI.
- Vzít v úvahu, že bezpečnostní indexy se vztahují jen k akustickému výkonu nutnému pro zobrazení, nikoliv k výkonu dopplerovského signálu.

5 Stručný popis diagnostického přístroje, na němž budou demonstrovány základní způsoby vyšetření

Ultrazvukový diagnostický přístroj LOGIQ C5 patří svými vlastnostmi a programovým vybavením do vyšší střední třídy. Umožňuje všechna základní obrazová a dopplerovská vyšetření včetně anatomických i dopplerovských měření. Má aktivován i software pro 3D zobrazení při snímání obrazu volnou rukou.

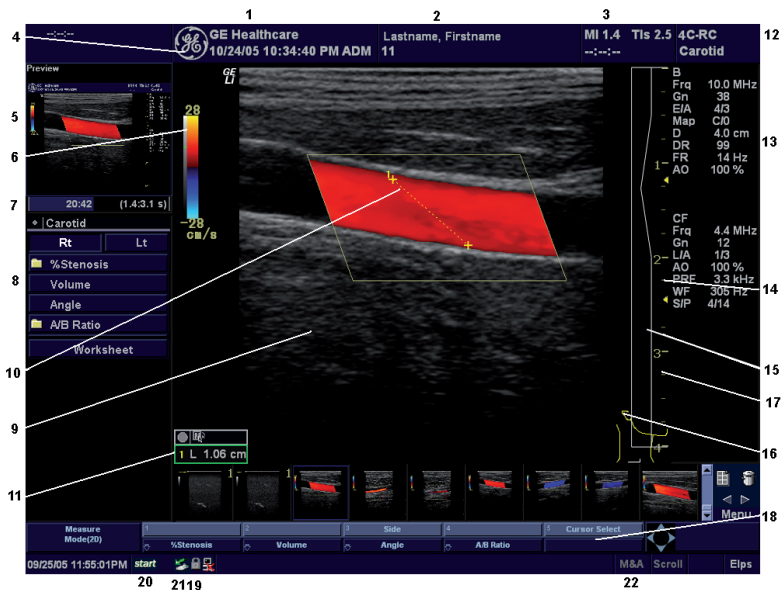
Ovládací panel přístroje



Popis jednotlivých prvků ovládacího panelu:

1. Hlavní vypínač
2. Volba sondy
3. Ovládací prvky hlavního menu
4. Klávesnice: Pomocí klávesnice se zadává informace o pacientovi a popis obrazů. F1–F12 jsou funkční klávesy: Pomocí F1, F2, F3, F4 a F5 lze aktivovat online nápovědu k obsluze, šipky, uvolnění, zařazování a aktivace Sub Menu. Uživatel může definovat funkce F6–F12. K dispozici jsou pro F6–F12: pracovní listy, 3D, Logiq View, EKG on/off, Set Home, zobrazit poslední, mazat Word a překrýt text. Tlačítko [Utility] slouží pro vstup do uživatelské funkce a konfigurace systému. Stisk [Report] znamená vstup do pracovní tabulky. Stisk [End exam] slouží pro ukončení vyšetření.
5. Předvolba, PDI, směřování, harmonické zobrazení
6. Pacientská klávesa.
7. Klávesa pro volbu režimu: B mód, M mód, pulsní doppler (PW), barevné kódování (CF)
8. Zesílení/automatické zesílení: Otočte klíč k nastavení zesílení, stiskněte tlačítko pro aktivaci / deaktivaci automatické optimalizace.
9. Tlačítko **Zoom**: zvětšení oblasti zájmu (ROI).
10. Tlačítko elipsy: aktivuje měřicí funkci plochy.
11. Hloubkové tlačítko: ovládání měření vzdáleností.
12. Tlačítka přepínání, tisku a ukládání: Tlačítko **Reverse** otočí obraz o 180 stupňů doleva/doprava. Pomocí tlačítka **Print** lze archivovat, vytisknout, nebo odeslat obraz. Pomocí **Store** lze snímky uložit na pevný disk (tovární nastavení)
13. Tlačítko **Left, Right**: aktivace levého nebo pravého snímku.
14. Tlačítko **Freeze**: zmrazit obraz nebo se vrátit do skenování.
15. **Trackball** – kulový ovladač
16. Tlačítka pro zobrazení a měření
17. Prvky pro kompenzaci hloubkového zesílení: Time Gain Compensation (TGC)
18. Držák nádoby s gelem
19. Držák sondy

Zobrazení monitoru

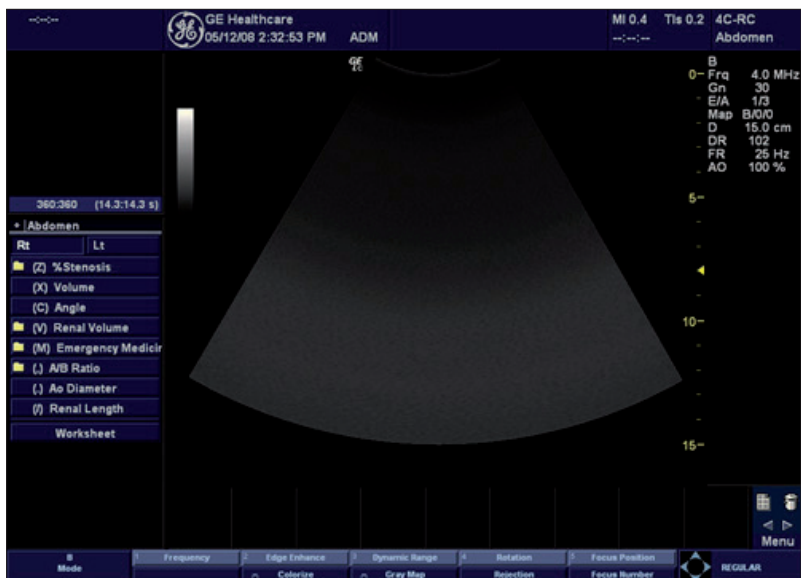


1. Instituce/jméno nemocnice, datum, čas, identifikace operátora.
2. Jméno pacienta, identifikace
3. Výkon – mechanický, tepelný index
4. GE Symbol, označení sondy.
5. Náhled obrazu.
6. Rozložení šedi nebo barvy.
7. Poloha obrazové smyčky
8. Přehledové okno pro měření
9. Obraz
10. Měření – kaliper
11. Okno výsledků měření
12. Identifikace sondy. Předvolba vyšetření
13. Parametry zobrazovacího režimu.

14. Ukazatel ohniskové zóny.
15. TGC.
16. Tělová značka.
17. Stupnice hloubky.
18. Hlavní menu, submenu
19. Tlačítko uzavření (On nebo Off)
20. Ikona pro start menu
21. Ikona karet
22. Funkční stav kulového ovladače

Optimalizace B-obrazu

B-obraz je určen pro dvojrozměrné zobrazení a měření anatomických struktur měkkých tkání.



Pro typické B – zobrazení je třeba provést následující úkony:

1. Označit data pacienta a zkontrolovat nastavení systému (sondy a předvolbu).
2. Uvést pacienta i systém do optimální polohy a provést vyšetření.
3. Ukončit vyšetření a shromáždit všechna potřebná data

Doporučené postupy pro B – zobrazení:

Harmonics – tkáňové harmonické kmity: zlepšuje rozlišení v blízkém a středním poli, zlepšuje kontrast a snižuje šum.

Frequency – frekvence: Mění systémové parametry pro optimalizaci konkrétního typu pacienta.

Gray Map – mapa šedi: Ovlivňuje informace B – obrazu. Vhodnou mapu šedi je třeba vybrat před začátkem vyšetření. Existuje vzájemná vazba mezi mapou šedi, zesílením a dynamickým rozsahem. Při změně mapy šedi je třeba znovu nastavit zesílení i dynamický rozsah

Dynamic Range – dynamický rozsah: Ovlivňuje množství zobrazené informace v odstínech šedi. Zvýšíte-li zesílení, budete muset snížit dynamický rozsah

Edge Enhance – zdůraznění okrajů: ovlivňuje ostrost kontur.

Average: Vyhlazuje obraz průměrováním snímků.

B-softener – změkčovač: Ovlivňuje velikost laterálního vyhlazování.

TGC: Nastavuje hloubkové zesílení.

Focus – ohnisko počet/umístění: Nejlepší ostrost obrazu je v ohniskové zóně. Nastavit ohniskové zóny do oblasti zájmu tak, aby byly ve středu anatomické struktury, která má být zobrazena.

Scan area – oblast zobrazení: Upravit oblast zobrazení na co nejmenší velikost a tím maximalizovat zobrazovací frekvenci.

Range Focus – řada ohnisek: Zlepšuje kvalitu obrazu v blízkém a středním poli. Zvyšuje kontrast a rozlišení detailů.

Vytvoření a zpracování 3D obrazu (Easy 3D)

Postup k vytvoření 3D obrazu:

1. Optimalizovat B-obraz vyšetřované oblasti
2. Pokrýt vyšetřovanou oblast dostatečným množstvím gelu
3. Stisknout funkční klávesu F7, která otevře submenu pro 3D
4. Pro nastartování akvizice stisknou levé tlačítko (L) zdvojeného obrazu (nad tlačítkem FREEZE)
5. Pohybovat sondou rovnoměrně k získání série paralelních obrazů
6. 3D VOI (Volume Of Interest) se zobrazí v pravé části zdvojeného obrazu
7. Pro ukončení 3D snímání stisknout pravé tlačítko (R). Je možno proces ukončit též stisknutím FREEZE. K získání objemového obrazu je třeba v tomto případě znovu stisknou tlačítko 3D.

Způsoby vytvoření 3D obrazu

Objemový obraz je možno vytvořit dvěma způsoby:

SENSORLESS PARALLEL: Při tomto způsobu musí být sonda pohybována stejnoměrným paralelním pohybem bez naklánění. Doba snímání se musí pohybovat v rozmezí 2–4 sekund. Doba postprocessingu závisí na obrazové frekvenci. Obecně platí, že při nízké obrazové frekvenci je dlouhý postprocessing.

SENSORLESS SWEEP: Při tomto způsobu snímání musí být sonda přiložena na střed snímaného objektu. Potom se sonda naklání v úhlu asi 30 stupňů až snímaný objekt zmizí. V tomto okamžiku se zahájí snímání pod celkovým úhlem 60 stupňů, až opět snímaný objekt zmizí. Doba snímání stejná jako u předešlého způsobu: 2–4 sekundy. Při tomto způsobu nesmí být sondou pohybováno paralelně.

Zvolení roviny snímání

FRONT TO BACK (zepředu dozadu): Při tomto způsobu je zkoumaný objekt zobrazen ve frontálním pohledu.

SIDE TO SIDE (ze strany na stranu): Zkoumaný objekt je zobrazen v koronárním pohledu.

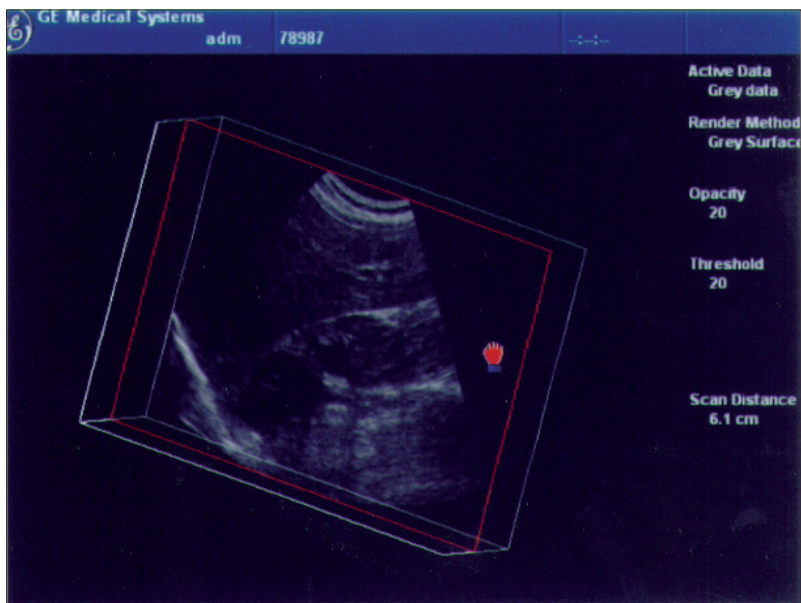
Zpracování zobrazeného objemu (VOI)

Se zobrazeným objemem je možno manipulovat za použití kulového ovladače a tlačítka SET

Zavést kurzor na různá místa objemového obrazu. Zvolit barvu (bílou, červenou žlutou nebo zelenou). Stisknou SET a zpracovávat VOI pomocí zobrazené ruky

3D VOI je možno otáčet doprava nebo doleva, dopředu nebo dozadu. Stiskněte pravé tlačítko, je-li bílá ruka umístěna na bílém boxu. Pohybem bílé ruky je možno manipulovat s obrazem.

S VOI je možno pohybovat červenou rukou. Stiskněte klávesu SET, je-li červená ruka v červeném boxu

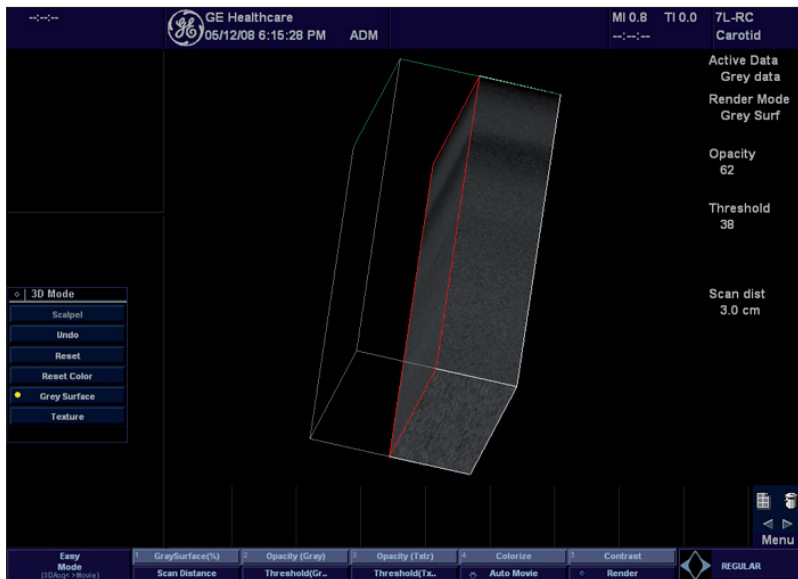


Je možno též zviditelnit specifické anatomické struktury. Pomocí žluté ruky je možno zvolené struktury odstraňovat. Stisknout SET, pokud je žlutá ruka na žlutém boxu.

Pomocí zelené ruky je možno odtáhnout roh obrazu k zvýraznění určité struktury. Stisknout SET, je-li zelená ruka na zeleném boxu.

Postprocessingové zpracování objemového obrazu je dále možné aktivací jednotlivých položek na levém okraji následujícího obrázku:

- SCALPEL: umožňuje prořezávání 3D obrazu nebo odřezání části zobrazované struktury. Volbou „erase inside“ se zruší všechny struktury uvnitř označené oblasti, Volbou „erase outside“ se zruší struktury vně označené oblasti. Oblast se označuje stlačením pravého tlačítka SET. K uzavření kontury dvakrát stlačit pravé tlačítko SET.
- UNDO: ruší manipulaci, která byla prováděna s 3D obrazem.
- RESET: vrací 3D obraz do původní orientace.
- RESET COLOR: zruší kolorizaci obrazu.
- GREY SURFACE: aktivuje zobrazovací mód šedého povrchu. Vede k transparentnímu vzhledu zobrazovaného objektu.
- TEXTURE: aktivuje texturu nebo fotografický obraz objektu.

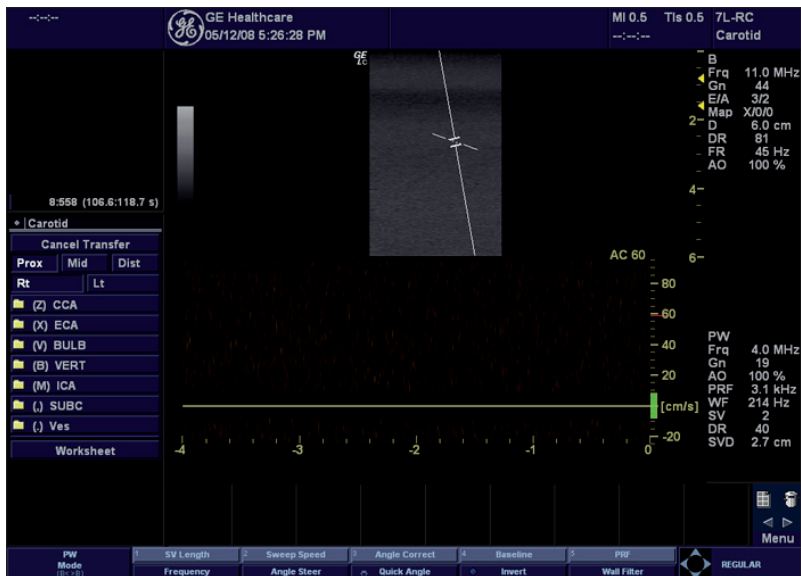


Dopplerovský mód

Optimalizace spektrálního dopplerovského módu

Spektrální dopplerovský mód poskytuje údaje o rychlosti pohybů tkání a tekutin. Pomocí PW (Pulse Wave) dopplerovského módu lze analyzovat tok krve v relativně malé oblasti, označované jako vzorkovací objem (sample volume – šipka).

U impulsního dopplerovského módu (PW) jsou ultrazvukové signály přenášeny ze sondy do těla pacienta podobně jako v B-módu, jen jejich délka je větší. Odrazy od pohybujících se objektů (od krevních elementů) způsobují rozdíly ve frekvenci vysílaných a přijímaných signálů. Výsledné signály jsou prezentovány prostřednictvím slyšitelných zvuků i graficky na displeji systému. X osa záznamu představuje čas, zatímco osa Y představuje frekvenční posun, který odpovídá rychlosti toku. PW dopplerovský mód pracuje ve dvou režimech: konvenční PW a PW s vysokou opakovací frekvencí (HPRF). Křivka spektrálního dopplerovského módu je zaznamenávána z místa polohy vzorkovacího objemu. Kurzor vzorkovacího objemu může být posouvám kamkoliv po B-obrazu pomocí kulového ovladače.

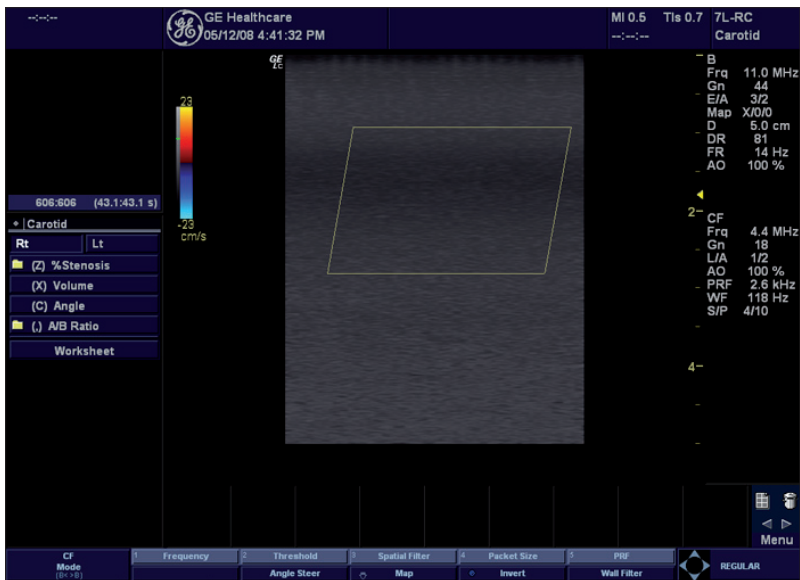


Typický protokol vyšetření pomocí PW dopplerovského režimu:

1. Volit vhodnou sondu.
2. Polohovat pacienta pro vyšetření.
3. Stisknout klávesu „Pacient“. Zadat příslušné údaje o pacientovi.
4. Vybrat předvolbu, aplikaci a sondu.
5. Ohraničit anatomickou oblast vyšetření. Optimalizovat B-obraz. Stisknout „CF“ k zobrazení příslušné cévy.
6. Stisknout „M/D Cursor“ k zobrazení vzorkovacího objemu (sample volume, gate). Stisknutím tlačítka „PW“ se objeví dopplerovské spektrum a systém funguje v kombinaci B + dopplerovský mód. Nastavit hlasitost reproduktorů pro reprodukci dopplerovských zvuků.
7. Kurzorem vzorkovacího objemu lze pohybovat pomocí kulového ovladače. Velikost vzorkovacího objemu lze upravit stisknutím „SV Length“.
8. Podle potřeby optimalizovat zesílení dopplerovského spektra.
9. Stisknout tlačítko „B Pause“ pro přepnutí mezi B-obrazem a dopplerovským módem.
10. Vzorkovací objem umístit do podélné osy vyšetřované cévy. Sonda musí být přiložena rovnoběžně se směrem toku.
11. Stisknutím FREEZE se spektrální záznam zastaví. V případě potřeby je možno aktivovat D/M-CINE.
12. Provést měření a výpočty podle potřeby.
13. Zaznamenat výsledky kliknutím na příslušné tlačítko
14. Pokračovat v záznamu opětovným stlačením FREEZE.

Aktivace barevného dopplerovského módu

Pro aktivaci barevného dopplerovského módu je nutno stisknout klávesu CF. Barevný sektor (okno) je superponován na B-obraz. Pomocí kulového ovladače je možno barevný sektor přesunout do požadované polohy, nejčastěji do středu obrazu.



Barevný doppler zobrazí toky v celé oblasti zvoleného barevného sektoru. Informace o rychlosti toku se získávají z malé oblasti vzorkovacího objemu. Barevné kódování slouží často jako první krok pro identifikaci cévy, v níž je v druhém kroku měřena rychlost pomocí spektrálního dopplerovského módu.

Hlavní ovládací prvky barevného dopplerovského módu:

1. **Gain** – zesiluje intenzitu barevného kódování
2. **PRF** (pulsní opakovací frekvence) – ovlivňuje rozsah měřených rychlostí a tím i sytost barvy kódovaného toku
3. **Wall Filter** – odstraňuje signály o nízké rychlosti toku a tím zmenšuje pohybové artefakty
4. **Scan Area** – určuje velikost skenované oblasti a umístění barevného boxu (okna).

5. **Invert** – mění barevné kódování směru toku (červené modré a modré červené).
6. **Baseline** – mění základní linii barevného mapování nebo dopplerovského spektra tak, aby bylo možno zaznamenávat toky o vyšší rychlosti.

Barevné zobrazení pomocí energetického dopplerovského módu (PDI – Power Doppler Imaging)

Pro aktivaci tohoto módu stisknout klávesu PDI.

Tato modalita využívá celé energie dopplerovského signálu k barevnému mapování. Je citlivější než klasická metoda barevného kódování a mnohem méně závislá na správném nastavení dopplerovského úhlu. Nevýhodou je chybějící informace o směru toku.



Duplexní a triplexní režim

Duplexní režim umožňuje současnou aktivaci dvou zobrazovacích módů (např. B + PW nebo B + CF).

Triplexní režim umožňuje současnou aktivaci tří módů (B + PW + CF).

Aktivace triplexního režimu

Pro spuštění režimu triplex nejdříve stisknout CF, poté PW. Dopplerovské spektrum bude zaznamenáno společně s barevným kódováním cévy v režimu B-obrazu. Polohu kurzoru vzorkovacího objemu i jeho šíři je možno podle potřeby měnit. Spektrální záznam toku je zobrazen společně se zvukovým záznamem.

Možnosti postprocessingu

Pro dodatečné zpracování zmrazeného B-obrazu lze použít následující ovládací prvky:

- Mapy
- Zvětšení (zoom)
- Rotaci
- Obrácení
- Vyřazení
- Dynamický rozsah
- Zesílení

Pro zpracování zmrazeného barevného obrazu toku nebo dopplerovského obrazu slouží tyto prvky:

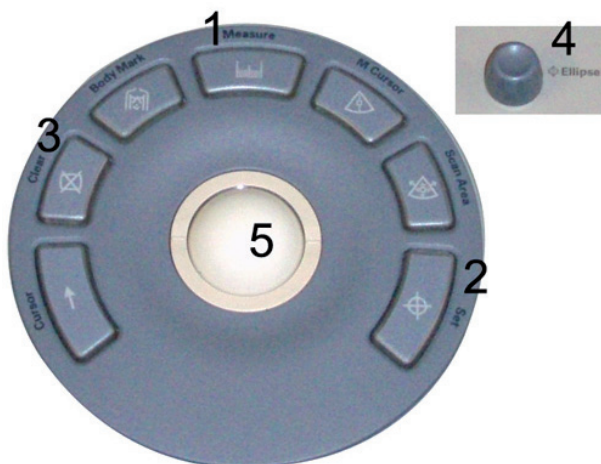
- Korekce úhlu
- Obrácení
- Dodatečné zabarvení (PW)
- Prahová funkce
- Mapa (CF)
- Komprese

AUTO OPTIMIZE automaticky optimalizuje B-obraz nebo obraz dopplerovského spektra.

Měření a výpočty

Měření a výpočty z ultrazvukových obrazů jsou doplňkem dalších klinických postupů. Přesnost měření není určena pouze přesností systému, ale také použitím vlastních údajů ze strany uživatele. Vzorce a databáze používané v rámci systémového softwaru, jsou spojeny s jednotlivými vyšetřovacími postupy.

Umístění regulačních prvků pro měření



1. MEASURE. Aktivuje měření kaliperem a s ním související balíček výpočtů
2. SET. Fixuje kaliper a ukončuje měřící sekvenci
3. CLEAR. Smaže měřící kaliper i naměřená data.
4. ELLIPSE. Po změření prvním kaliperem a po nastavení druhého aktivuje tento prvek měřící funkci elipsy. Během nastavení elipsy je možno kulovým ovladačem měnit velikost elipsy. Zvolením *Cursor select* se nastaví měřící kaliper.
5. TRACKBALL. Posouvá měřící kaliper a může být použit k výběru měření:

Tabulka základních měření

Typ měření závisí na zvoleném režimu skenování a na počtu stisknutí klávesy MEASURE.

Stisknout MEASURE	B- a CF-mód	Dopplerovský mód	M- mód
jedenkrát	vzdálenost obvod	rychlost	hloubka tkáně
dvakrát	obvod a plocha	TAMAX (maximální) TAMEAN (střední)	časový interval
tříkrát	obvod a plocha úroveň echa	2 rychlosti čas a zrychlení	čas a rychlost
čtyřikrát	obvod a plocha úroveň echa	čas	

6 Návrhy demonstrací diagnostického přístroje LOGIQ C5 pro studenty

a) *Demonstrace přístroje jako celku a jeho hlavních ovládacích prvků*

- Zapnout přístroj tlačítkem 1
- Po stlačení tlačítka 2 vložit identifikační data pacienta
- Stlačením tlačítka 3 (Preset) zobrazit předprogramované typy vyšetření
- Tlačítko 4 slouží k výběru sondy
Přístroj je vybaven 2 elektronickými sondami – konvexní a lineární. Zdůraznit rozdíl ve tvaru zobrazovaného pole:
- Posouváním potenciometrů TGC (na panelu vpravo nahoře) ukázat význam správného nastavení hloubkového zesílení – celá zobrazovaná plocha musí mít stejný odstín šedi.
- Ukázat význam kulového ovladače pro různé druhy funkcí (měření vzdáleností – kaliper, po stisknutí klávesy CF posouvání barevného boxu, stisknutím klávesy CINE při současně zmrazeném obraze posouvání jednotlivých obrázků atp.
- Klávesa 16 slouží ke zdvojení obrazu, přičemž aktivní obraz je možno přesouvat klávesami Left/Right.

b) *Demonstrace zobrazovacích schopností přístroje na tkáňovém fantomu 1*

- Otevřít plastovou schránku s fantomem měkkých tkání
- Pokrýt povrch fantomu souvislou vrstvou gelu
- Přiložit lineární sondu a pomalu přejíždět fantom při příčném postavení sondy
- Zobrazují se kulovitá ložiska různé velikosti i odrazivosti
- Při této příležitosti vysvětlit nomenklaturu, používanou při ultrazvukovém vyšetření. To je založeno na zpracování odrazů ultrazvukového signálu od tkáňových rozhraní, tedy na odrazivosti – echogenitě.

Rozlišujeme struktury se stejnou odrazivostí: **isoechogenní**

Struktury se sníženou odrazivostí: **hypoechogenní**

Struktury se zvýšenou odrazivostí: **hyperechogenní**

Oblasti, které neobsahují žádné odrazivé struktury: **anechogenní**

Odrazivost může být: **homogenní nebo heterogenní**

- Stisknutím klávesy HARMONICS ukázat rozdíl mezi základním a harmonickým zobrazením (vyšší kontrast, ostřejší okraje ložisek ve fantomu)
- Stisknutím klávesy MEASURE nad kulovým ovladačem změřit zobrazené zmrazené ložisko fantomu. Každé měření ukončit stisknutím klávesy SET (vpravo dole)

c) Demonstrace zobrazovacích schopností přístroje na tkáňovém fantomu 2

Tento fantom obsahuje solidní a duté inkluze uložené podélně. Mají simulovat cévy a podélně uložené nervové struktury.

- Zapnout přístroj
- Fantom 2 pokrýt vrstvou gelu
- Zvolit lineární sondu

Posouváním sondy kolmo na dlouhou osu fantomu zobrazit simulované struktury v příčném řezu. Vytisknout zmrazený obraz. Totéž opakovat přiložením sondy podélně s dlouhou osou fantomu. Stisknutím klávesy MEASURE změřit průřez duté struktury, simulující cévu i solidních struktur, simulujících nervové kmeny

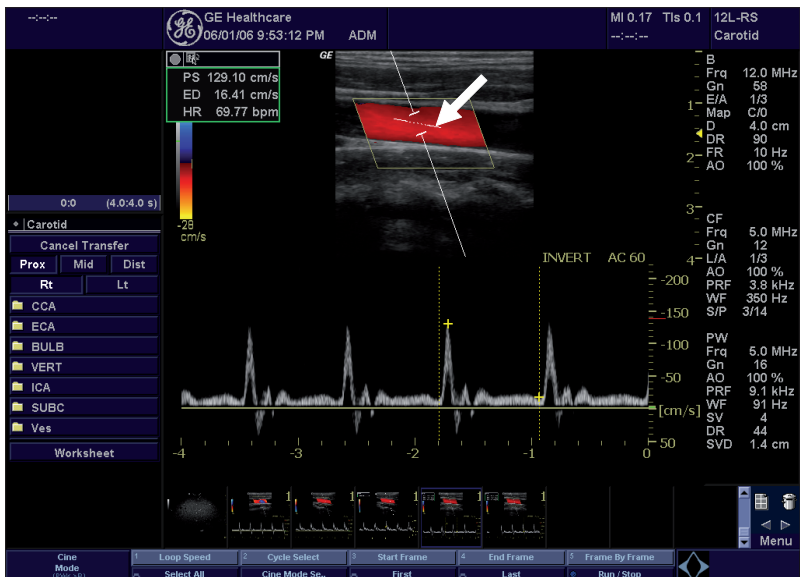
- Zvolit konvexní sondu

Předešlé kroky opakovat s konvexní sondou. Vytisknou zmrazený obraz příčného řezu a porovnat obrazy z obou použitých sond (sejmuté ze stejného místa).

d) Demonstrace barevného a spektrálního dopplerovského vyšetření

Vzhledem k tomu, že není k dispozici průtokový fantom, je nutno tuto demonstraci provést na dobrovolníkovi

- Zapnout přístroj
- Zvolit lineární sondu
- Dobrovolníka uložit na lehátko se zakloněnou hlavou a volným krkem
- Pokrýt jednu stranu krku gelem
- Sondu orientovat tak, aby levá strana obrazovky odpovídala střední rovině
- Přiložit sondu nad klíček a pomalu pohybovat směrem k hlavě: Zobrazí se 2 tmavé okrouhlé objekty – mediálně kruhový, pulzující objekt *a. carotis communis*. Laterálně od ní poněkud zploštělý hypoechogenní objekt – *v. jugularis int.* Při pomalém posouvání sondy se asi v horní třetině krku příčný obraz společné krkavice rozdělí ve dva – vnitřní a zevní krkavici. To je oblast karotické bifurkace.
- Stisknout tlačítko CF a výše popsany postup opakovat za použití barevného kódování
- Lineární sondu orientovat do podélného směru a barevně zobrazit společnou krkavici v podélném řezu.
- Stisknout klávesu PW a kurzor vzorkovacího objemu zavést pomocí kulového ovladače do středu zobrazené tepny. V dolní části obrazovky se zobrazí spektrální záznam rychlosti toku. Pokud je záznam kvalitní v celém průběhu stisknout klávesu FREEZE. Záznam se zastaví, rychlostní křivka se automaticky obkrouží a v levém horním rohu se objeví tabulka se změřenými údaji: maximální systolická rychlost, minimální diastolická rychlost, střední rychlost, pulzační index a odporový index.
- Všechny tyto údaje mají diagnostický význam pro posouzení hemodynamiky v dané cévě.



Spektrální záznam toku (rychlostní křivka). Žluté křížky označují maximální systolickou a minimální diastolickou rychlost. Úsečka v ose cévy v centru vzorkovacího objemu představuje korekci dopplerovského úhlu – šipka

e) 3D zobrazení fantomu 1

- Připravit fantom 1 k zobrazení – pokrýt jej po celé horní ploše dostatečnou vrstvou gelu.
- Tlačítkem 2 v levé horní části řídicího panelu zvolit lineární sondu
- Pro aktivaci 3Dsoftware stisknout klávesu F7. Na liště dole se objeví pokyn k stisknutí levé klávesy (nad klávesou FREEZE).
- Stejným pohybem sondy po povrchu fantomu sejmout jeho zvolenou část.
- Proces snímání ukončit stisknutím pravé klávesy
- Po krátké době se na obrazovce objeví trojrozměrný box se zobrazenou částí fantomu.
- Manipulace s 3D obrazem je možná pomocí barevné ikony ruky a aktivací jednotlivých prvků v tabulce na levém okraji dolního obrázku.

GE Healthcare
05/12/08 6:15:28 PM ADM MI 0.8 T1 0.0 7L-RC Carotid

Active Data
Grey data
Render Mode
Grey Surf

Opacity
62

Threshold
38

Scan dist
3.0 cm

3D Mode

- Scalpel
- Undo
- Reset
- Reset Color
- Grey Surface
- Texture

Easy Mode (3D Mode - Mouse)

1 GraySurface(%) 2 Opacity (Gray) 3 Opacity (1str) 4 Colorize 5 Contrast

Scan Distance Threshold(Gr... Threshold(Tx... Auto Movie Render

REGULAR

Menu

Použitá literatura

- Beňačka, J.: Atlas farebnej sonografie. CD ROM, 1999, PAMPA, Moravany n/Váhom.
- EFSUMB/ECMUS Clinical safety statement 2011: [http://www.efsumb.org/ecmus/Clinical Safety statement for diagnostic ultrasound 2011.pdf](http://www.efsumb.org/ecmus/Clinical%20Safety%20statement%20for%20diagnostic%20ultrasound%202011.pdf)
- Eliáš, P., Žižka, J.: Dopplerovská ultrasonografie. Nucleus, Hradec Králové, 1998.
- European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology: *Clinical safety statement for diagnostic ultrasound*. *Eur J Ultrasound* (1996) 3, 283.
- Goldberg, B. B. (Ed): Textbook of abdominal ultrasound. Williams and Wilkins, Baltimore, 1993.
- Hrazdira, I.: Stručné repetitorium ultrasonografie. Audioscan, Praha 2003.
- Hrazdira, I., Kotulánová, E., Procházková, I.: Úvod do barevné duplexní ultrasonografie. Vydavatelství AF167, Kuřim, 1998
- Palmer, P. E. S. (Ed): Manual of diagnostic ultrasound. WHO, Geneva 1995.
- Tvrđík, E., Beňačka, J.: Ultrasonografia. Densta, Topolčany, 2009.

Zpracování prof. MUDr. Ivo Hrazdira, DrSc.

BIOFYZIKÁLNÍ ZÁKLADY ULTRASONOGRAFIE

Jak pracovat s ultrazvukovým diagnostickým přístrojem

Výkonná redaktorka prof. RNDr. Hana Kolářová, CSc.
Odpovědná redaktorka Mgr. Jana Kreiselová
Technická redaktorka Jitka Bednaříková

Vydala a vytiskla Univerzita Palackého v Olomouci
Křížkovského 8, 771 47 Olomouc
www.vydavatelstvi.upol.cz
e-mail: vup@upol.cz

Olomouc 2011

1. vydání

čz 2011/560

ISBN 978-80-244-2895-6

Neprodejné