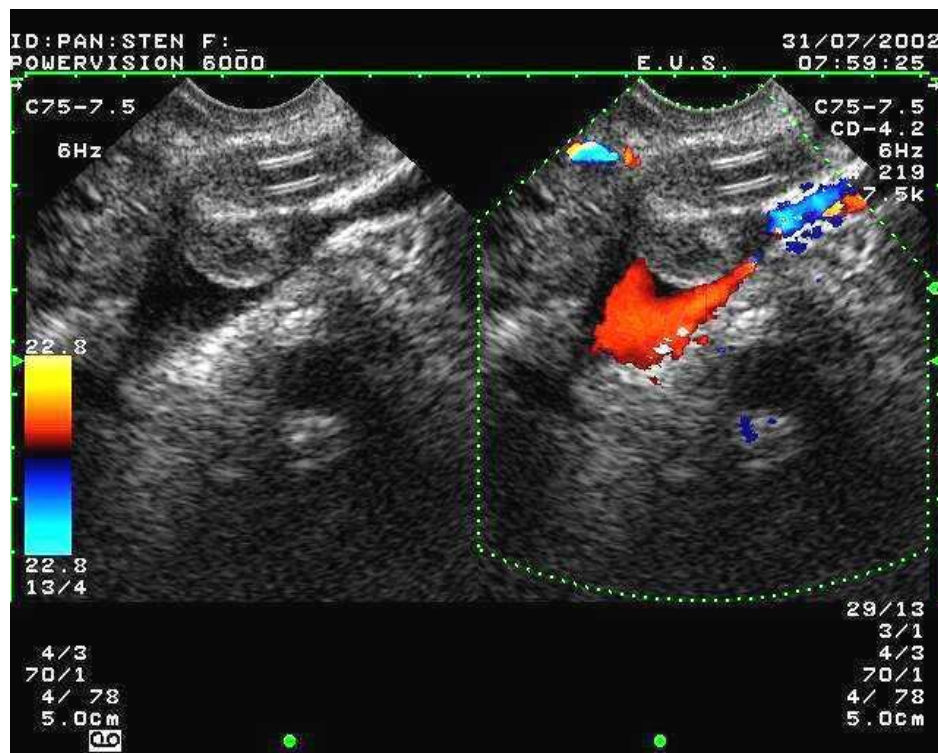


ÚVOD DO ULTRASONOGRAFIE

V OTÁZKÁCH A ODPOVĚDÍCH

pro studenty lékařské fakulty

Část I. Principy ultrazvukových diagnostických metod
a způsoby jejich využití



Prof. MUDr. Ivo Hrazdřira, DrSc.

Emeritní profesor lékařské fakulty MU v Brně

Brno 2015

OBSAH

Stručně o historii.....	3
-------------------------	---

ODBORNÁ ČÁST

1. Fyzikální principy zobrazení ultrazvukem.....	4
2. Aplikace Dopplerova jevu v ultrazvukové diagnostice.....	15
3. Ultrazvukový diagnostický přístroj.....	25
4. Vlastní ultrazvukové vyšetření.....	30
5. Možná rizika ultrasonografických metod.....	33

STRUČNĚ O HISTORII

Ultrasonografie je dnes nejrozšířenější a nejsnáze dostupná moderní diagnostická zobrazovací metoda. Patří jí proto místo prvního kroku v diagnostickém vyšetřovacím algoritmu.

Ultrazvukové diagnostické metody se začaly vyvíjet na počátku 50 let 20. století, a to po dvou samostatných liniích. Základem zobrazovacích metod, určených ke studiu morfologie zobrazovaných tkání, byla ultrazvuková průmyslová defektoskopie - metoda nedestruktivního průkazu vad materiálu, používaná v průmyslu od 30. let minulého století. Tato metoda je založena na detekci akustických rozhraní, tj. rozhraní dvou prostředí o různých akustických impedancích. K detekci těchto rozhraní se nejčastěji používá impulsní odrazové metody. Druhá skupina metod, založená na Dopplerově principu, slouží k detekci pohybu tkání a k měření rychlosti toku krve. Zpočátku se obě skupiny metod vyvíjely odděleně a teprve v první polovině sedmdesátých let dochází k jejich kombinaci. Od té doby se mimo jednoúčelových dopplerovských přístrojů pro speciální angiologické účely a malých přenosných ultrasonografů vyrábějí ultrazvukové diagnostické přístroje obsahující jak zobrazovací, tak dopplerovské moduly.

Ultrazvuková diagnostická technika, jak zobrazovací, tak dopplerovská, prodělala za více než 60 let své existence neobyčejně prudký technický rozvoj a stala se integrální součástí zobrazovací diagnostiky v řadě lékařských oborů. Vzhledem k mobilnosti a pořizovací ceně, a tím i dostupnosti, se ultrasonografie stala nejčastěji používanou diagnostickou zobrazovací metodou v řadě lékařských oborů.

Za základ tohoto učebního textu posloužila moje kniha „Stručné repetitorium ultrasonografie“, vydaná v r. 2003 firmou AUDIOSCAN v Praze. Text byl původně určen pro studenty lékařské fakulty MU v Brně, nyní je po revizi k dispozici České společnosti pro ultrazvuk v medicíně.

Brno, podzim 2023

autor

1. FYZIKÁLNÍ PRINCIPY ZOBRAZENÍ ULTRAZVUKEM

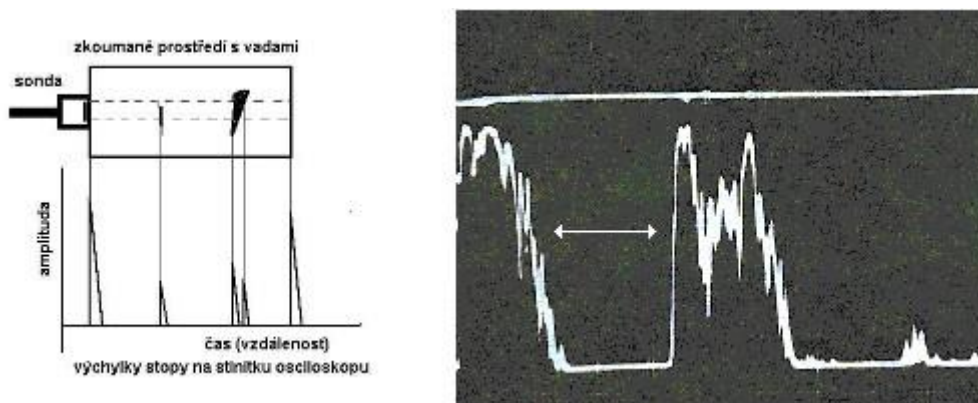
Jak vzniká ultrazvukový obraz?

Ultrazvukem rozumíme mechanické kmity o frekvenci vyšší než je frekvenční mez slyšitelnosti lidského ucha., tj vyšší než 20 kHz. Pro diagnostické účely se však používá vysokých frekvencí v megahertzové oblasti. Ultrazvukové kmity se pružným prostředím šíří formou vlnění, v měkkých tkáních a tekutinách lidského těla formou vlnění podélného. Jen v kostech se ultrazvuk šíří též formou vlnění příčného. 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.

Jaké jsou hlavní typy ultrazvukového zobrazení?

Nejjednodušším typem ultrazvukového obrazu je jednorozměrné **zobrazení A**, charakterizované sledem výchylek časové základny osciloskopu (obr. 1.1 a). 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 především k biometrickým měřením.



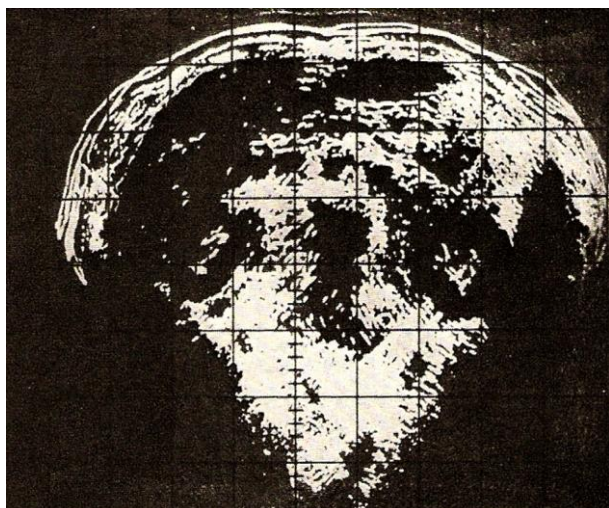
Obr 1-1 a,b Zobrazení A. Vlevo princip, vpravo obraz cysty ve štítné žláze (šipka)

Rozhodujícím mezníkem ve vývoji ultrazvukových diagnostických metod však bylo zavedení

dvojměrného zobrazení, označovaného jako **zobrazení B** (z anglického slova **B**rightness - jas: zachycené odrazy modulují jas stopy na obrazovce). U původního tzv. **statického zobrazení B** vznikl obraz velmi pomalu ručním posunem a nakláněním sondy, tvořené jediným měničem (obr. 1-2). Tímto způsobem nebylo možno zachytit a posoudit obrazy pohyblivých struktur (srdeční stěny, chlopní apod.).

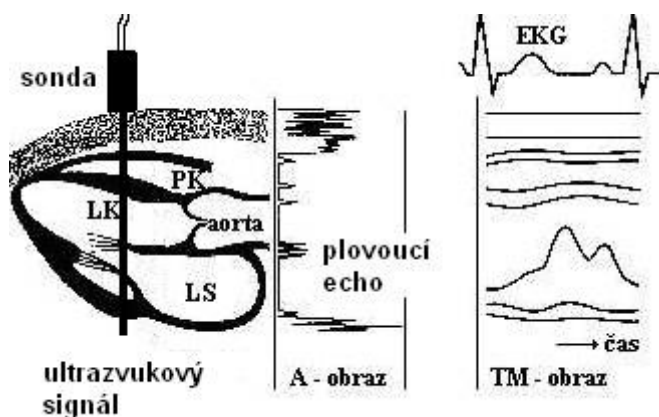


Obr. 1-2 a, b Statické zobrazení B. Vlevo princip, vpravo obraz žučníku se 2 kameny



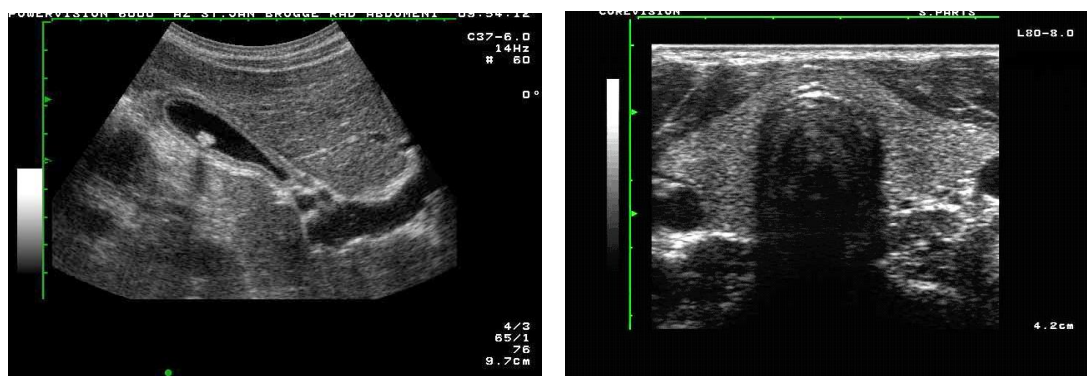
Obr. 1-3 Statický B- obraz epigastria

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 Záznam pohybu srdečních struktur v A-obraze a v TM-obraze

V současné době se výhradně využívá **zobrazení B dynamického typu** s rychlým způsobem snímání a širokou stupnicí šedi (128 - 256 stupňů šedi). Jeho podstatou je vytvoření postupné série obrazů vyšetřované oblasti, umožňující její souvislé přehlédnutí včetně možnosti sledování pohybu. Někdy se dynamické systémy označují jako systémy pracující v **reálném čase** (obr 1-5).

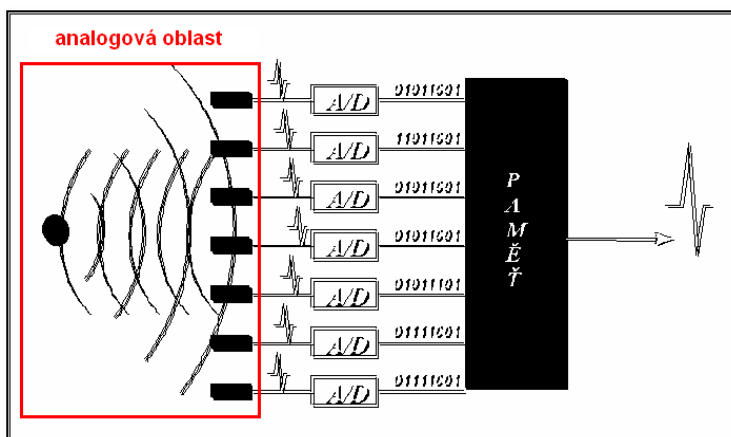


Obr. 1-5 a,b Dynamický B-obraz: vlevo jater a žlučníku s drobným konkrementem, vpravo štítné žlázy
Obecně lze říci, že dynamické B – zobrazení tvoří základ ultrazvukové diagnostiky tím, že poskytuje základní morfologické informace, tj. informace o odrazivosti jednotlivých tkáňových struktur vyšetřované oblasti.

Co je 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 speciální obrazovky (paměťové, konvertorové). Současné ultrasonografy zpracovávají zachycené signály pomocí **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. 1-6). Výhoda počítačové technologie spočívá především v široké možnosti programování. Je možno jednat naprogramovat optimální podmínky pro jednotlivá vyšetření (preprocessing), jednat dodatečně upravovat zachycený obraz (postprocessing). Další výhodou tohoto způsobu zpracování je možnost ukládání obrazu na vhodná paměťová media (magnetooptické disky, DVD apod.) nebo jeho přenos v rámci intranetové, či internetové sítě.



Obr. 1.6 Digitální zpracování signálů z multielementové sondy

Co je harmonické zobrazení?

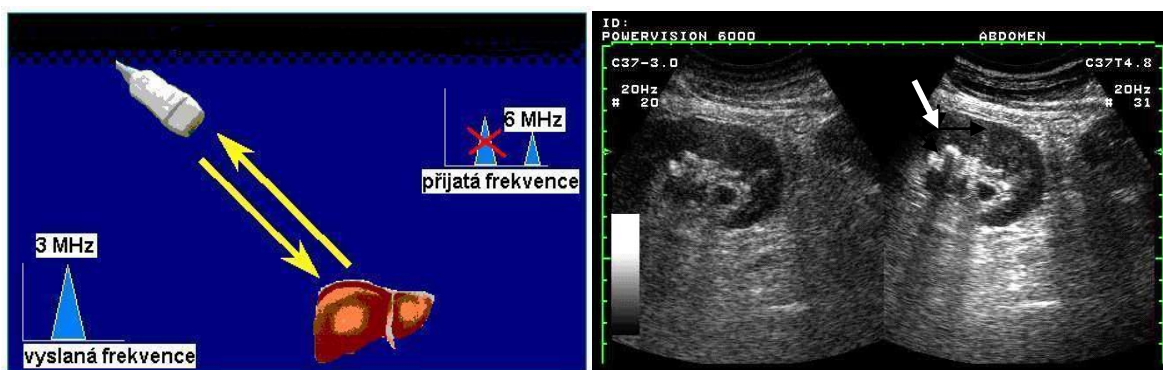
Asi 15-20 % pacientů je konvenčním dvourozměrným ultrazvukovým zobrazením obtížně vyšetřitelných. K dosažení hodnotitelného obrazu je nutno výrazně zvýšit akustický výkon vysílaných ultrazvukových impulsů a prodloužit dobu vyšetření. Signifikantního zvýšení kvality obrazu u těchto pacientů a zvýšení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

Princip metody: 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, které vznikají přímo ve tkáňových strukturách v důsledku nelineárního šíření ultrazvukového budícího impulsu, jsou pak dále obrazově zpracovávány (obr. 1-6 vlevo). Jejich efektivní využití pro vznik obrazové informace předpokládá vedle velkého dynamického rozsahu zesílení jednat dokonalé potlačení odrazů v oblasti vysílané základní frekvence, jednat použití širokopásmových měničů s dostatečnou citlivostí v oblasti 2. harmonické frekvence.

Klinický 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.

Na obr. 1-7 vpravo je echogram ledviny pacienta ultrazvukem obtížně vyšetřitelného, pořízený jednak základním, jednak harmonickým kmitočtem. Levá část obrazu je obtížně interpretovatelná z hlediska průkazu konkrementu. Vpravo na harmonickém obraze téhož pacienta je konkrement dobře rozlišitelný (šipka).

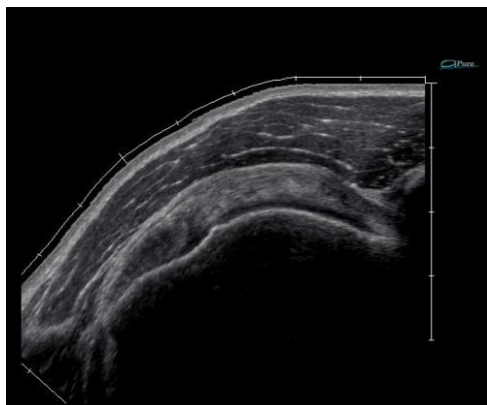


Obr. 1-7 a,b Harmonické zobrazení vlevo princip, vpravo echogram - vysvětlení vtextu

Co je 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 celého orgánu.

Metoda je doplňkem ke konvenčnímu zobrazení, které většinou poskytuje jen částečný pohled na vyšetřovanou tkáň nebo orgán.

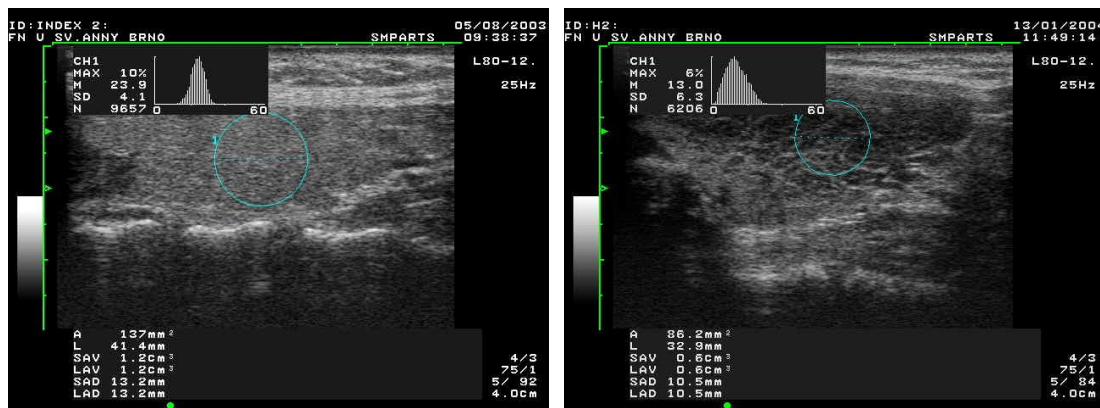


Obr. 1-8 a,b Panoramatické zobrazení. Vlevo svalstvo paže, vpravo prs s hypoechogenním ložiskem nepravidelného tvaru (ca).

Je možné diferencovat odrazivost jednotlivých tkání?

Přesná kvantitativní metoda diferenciacie 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. 1-9 a,b). Při srovnání histogramů stejných oblastí různých osob je i při standardním nastavení parametrů nutno počítat s individuálními rozdíly odrazivosti. Tato metoda však nedoznala širšího praktického využití.

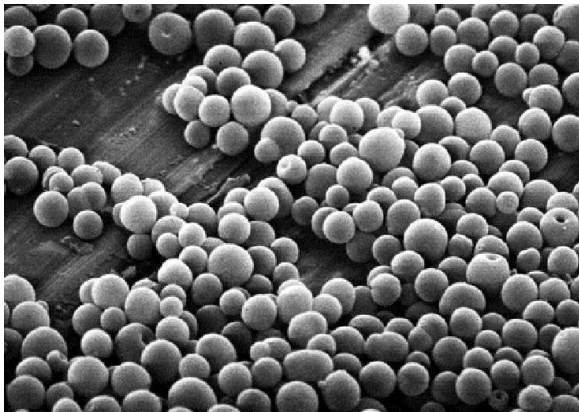


Obr. 1-9 a,b Histogramy štítné žlázy. Vlevo normálně odrazivý parenchym s homogenní strukturou, vpravo obraz heterogenní struktury s hypoechogenními okrsky u tyreoiditidy

Co jsou echokontrastní látky a jak se chovají v lidském organismu?

Amplitudu dopplerovského signálu a tím i poměr signál/šum lze zvýšit intravenózně aplikovanými **ultrazvukovými kontrastními látkami**, které zvyšují echogenitu proudící krve. Jedná se o plynové mikrobubliny vpravené do krevního oběhu, buď volné nebo častěji uzavřené do obalu z biopolyméru (obr. 1-9). 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 výtežnost ultrasonografie.



Obr. 1-10 Echokonstrastní látka s albuminovým obalem v rastrovacím elektronovém mikroskopu.

Chování echokonstrastních látek v organismu závisí na energii zobrazovacího ultrazvukového impulsu. Ta se dnes určuje hodnotou mechanického indexu. Při nízké energii (MI 0,2) mikrobubliny ultrazvukové impulsy jen odrážejí. Při střední energii (MI 0,2-1,0) se mikrobubliny dostávají do rezonance s frekvencí dopadajících ultrazvukových impulsů. Při vysoké energii (MI > 1,0) bubliny explodují.

Jaké jsou způsoby aplikace echokonstrastních látek?

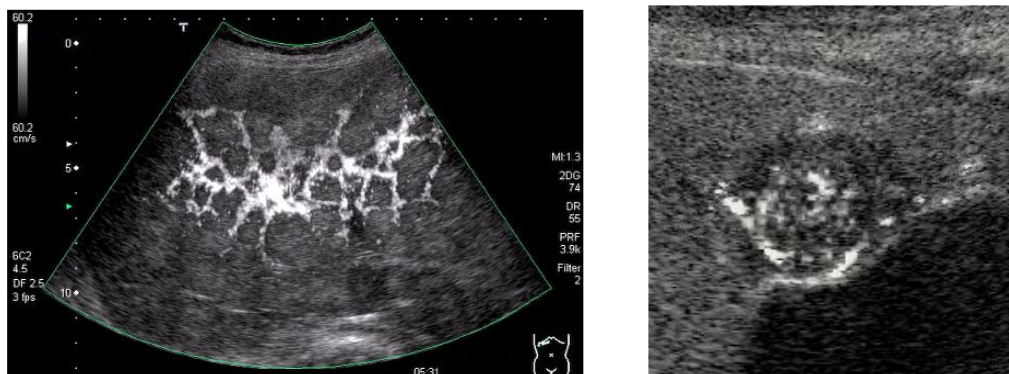
Nejstarší metodou využití echokonstrastních látek, zavedenou do praxe na počátku devadesátých let minulého století je **kontrastní harmonické zobrazení**. Na rozdíl od tkáňových struktur nebo proudících krevních elementů, které dopadající ultrazvukové vlny jen odrážejí, se mikrobubliny samy stávají v závislosti na své velikosti a některých dalších fyzikálních vlastnostech zdrojem rezonančního vlnění. V zachyceném akustickém spektru pak vedle základní vysílané frekvence nacházíme zřetelný vrchol v oblasti 2. harmonické frekvence. Širokopásmové měniče jsou schopny tyto harmonické kmitočty zachytit a je-li přístroj vybaven odpovídajícím software, lze těchto kmitočtů využít především ke zkvalitnění dopplerovského zobrazení.

V současné době se způsob aplikace řídí druhem echokonstrastní látky a energií ultrazvukového impulsu.

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. 1-10a,b. Vlevo mnohočetné metastázy melanoblastomu v játrech, zobrazené metodou stimulované akustické emise. Vpravo ložisková uzlová hyperplazie v arteriální fázi (17s po aplikaci bolusu kontrastní látky).

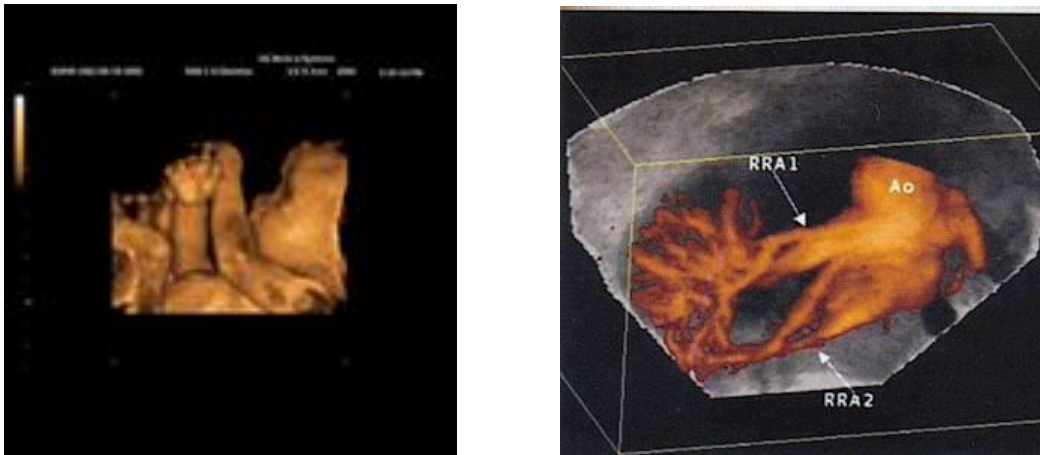
Technika s nízkým MI (< 1):

Tato technika umožňuje dynamické zobrazení založené na rezonanci bublin s časovým posouzením tří vaskulárních fází (arteriální, portovenózní, pozdní). Je vhodná pro kontrastní látky s pomalu rozpustnými plyny.

Obě techniky jsou vhodné především pro zobrazení ložiskových lézí.

Jaké jsou principy trojrozměrného (3D) 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 obrazu. Technologie rekonstrukce obrazu je obdobná jako u jiných moderních tomografických metod.



Obr. 1-11. Vlevo 3D obraz plodu. Vpravo 3D dopplerovský obraz části břišní aorty (AO) s odstupem pravé renální artérie (RRA 1 normální pravá renální artérie, RRA 2 akcesorní pravá renální artérie)

Původní 3D systémy vytvářely objemový obraz pomalu. Současné systémy trojrozměrného zobrazení pracují v reálném čase. Používá se pro ně označení 4D- zobrazení, přičemž čtvrtým rozměrem se rozumí velmi krátký časový úsek, potřebný k rekonstrukci obrazu. Tento typ 3D – zobrazení bude nesporně výrazným rozšířením diagnostických možností ultrasonografie.

Co je ultrazvuková elastografie a jaký má diagnostický význam?

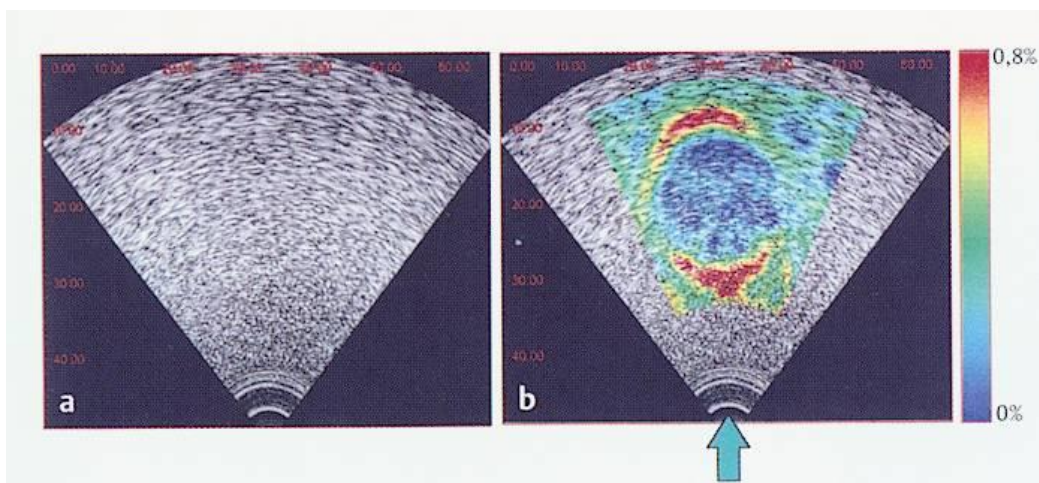
Elastografie představuje novou zobrazovací modalitu napodobující palpaci. Vychází ze skutečnosti, že patologické změny tkáně se projeví změněnými mechanickými vlastnostmi, především změnou tuhosti. Maligní ložiska vykazují ve většině případů větší tuhost než ložiska benigní nebo zdravé tkáně.

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.

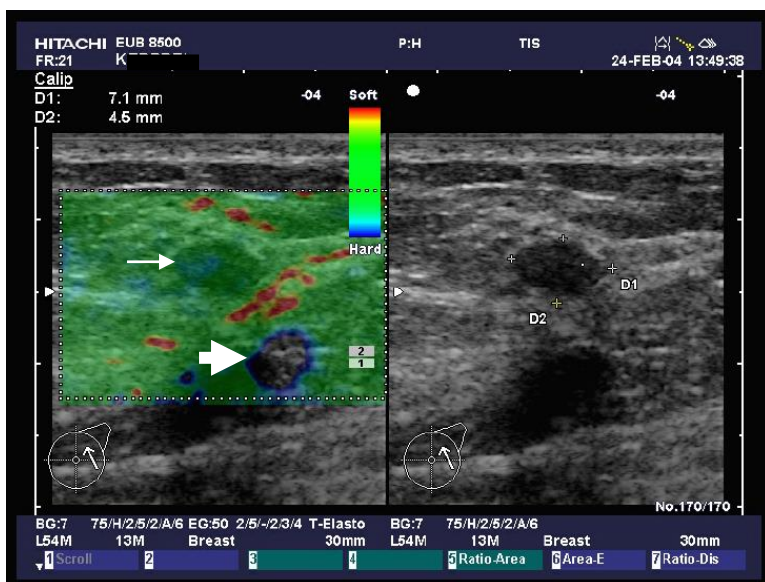
Zobrazení elastických vlastností tkání probíhá ve dvou krocích:

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 zobrazují žlutě až zeleně, tuhá ložiska modře až černě (obr. 1-12).

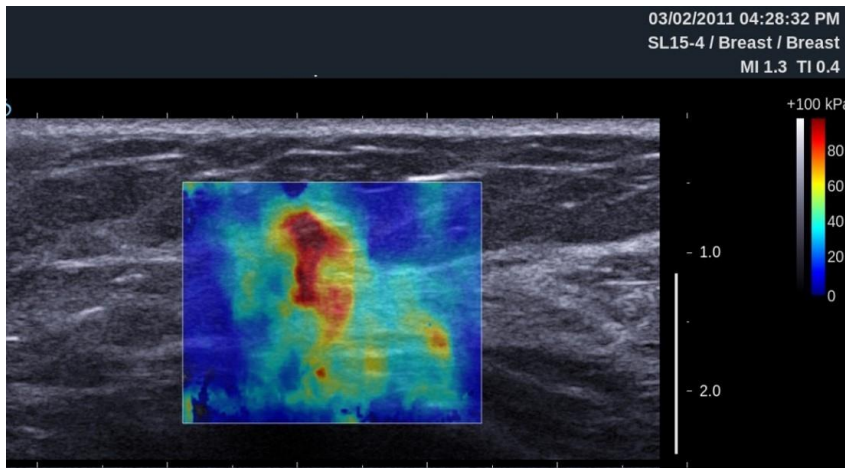


Obr. 1-12 Elastografický průkaz pro ultrazvuk nekontrastního ložiska ve fantomu (šipka ukazuje kompresi)



Obr. 1-13 Elastogram benigního (tenká šipka) a maligního (silná šipka) ložiska v prsu. Vpravo šedý obraz téže oblasti, kde ložiska nelze oddiferencovat

Další pokrok v ultrazukové elastografii představuje použití **střížných vln** (Shear Waves). Místo tlakového účinku sondy využívá radiční síly ultrazukové vlny. Akustického „fouknutí“ je dosahováno poměrně dlouhými opakovanými fokusovanými pulsy podél zobrazovací linie. Velmi rychlý interní počítač umožňuje ultrarychlou akvizici 5000 až 20 000 snímků za sec. Touto rychlou akvizicí přístroj snímá a měří v celé velké ROI oblasti vyvolané šíření „pomalorychlostních“ příčných vln, jejichž rychlost je přímo úměrná Youngovu modulu pružnosti. Částice elastického prostředí se pohybují v rozmezí jen několika mikrometrů a zobrazení tohoto pohybu vyžaduje speciální zobrazovací mód, označovaný jako **supersonické zobrazení**. Informace o tkáňové elasticitě je **kvantitativní** a barevná škála je kalibrována v **kPa** (Obr. 1-14).



Obr. 1-14 SW elastogram duktálního ca prsu. V místě hnědé barvy tuhost 120 kPa.

2. APLIKACE DOPPLEROVA JEVU V ULTRAZVUKOVÉ DIAGNOSTICE

Co je Dopplerův jev a jaký je jeho diagnostický význam?

(Ch.A.Doppler, rakouský fyzik a matematik, vyslovil svoji teorii v 1842 v Praze)

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. 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 (erythrocytů). Kmitočet této odražené vlny se však 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 - 10MHz. Rozdílový kmitočet dopplerovského frekvenčního posuvu spadá v tomto případě do oblasti slyšitelného zvuku, což umožňuje též jeho akustický záznam.

Jaké jsou hlavní typy dopplerovských měřičů?

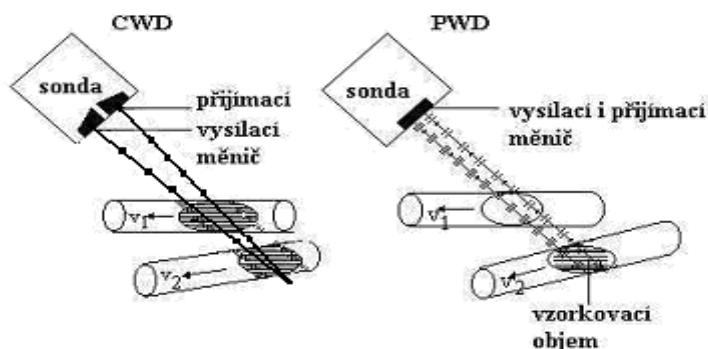
Podle způsobu vysílání a příjmu ultrazvukových vln rozlišujeme v technice dopplerovských měření rychlostí dvě skupiny systémů:

- **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.

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. Doba otevření hradla určuje velikost tzv. **vzorkovacího objemu**, tj. oblast v cévě v níž se měří rychlost toku (obr. 2-1).



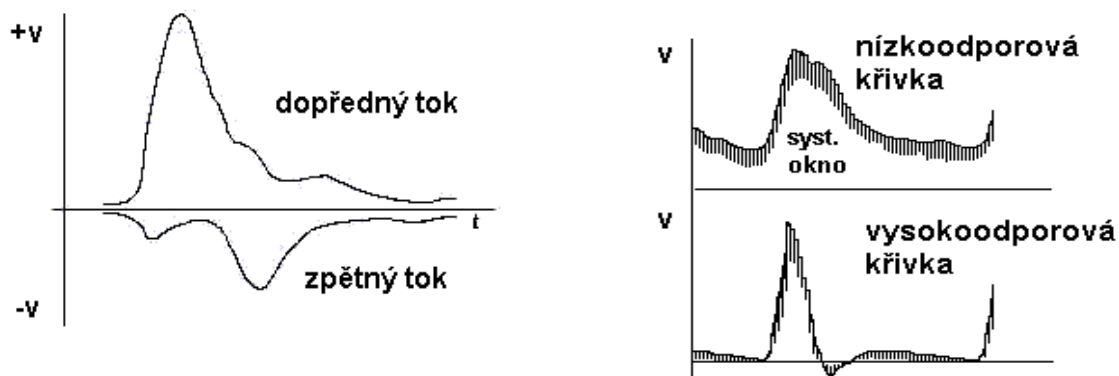
Obr. 2-1. Měření rychlosti kontinuální (cw)- a impulsní (pw) metodou

Velikost vzorkovacího objemu (gate) a jeho umístění v cévě ovlivňuje výsledek měření

rychlosti toku. Úzký vzorkovací objem, umístěný v centru tepny, měří maximální rychlost, široký, zahrnující celý průměr cévy, rychlost průměrnou.

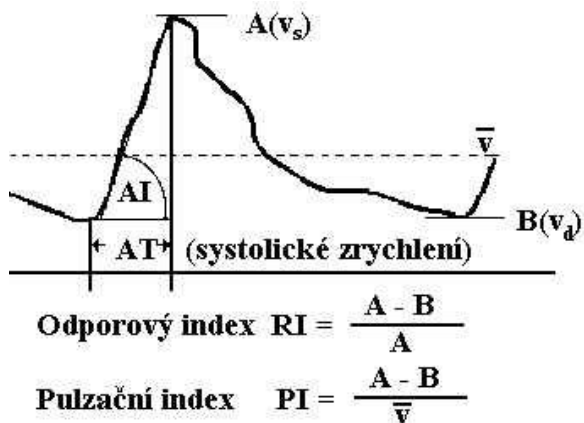
Výhodou této metody je možnost měření rychlostních parametrů ve zvolené hloubce, aniž je toto měření negativně ovlivňováno toky v jiných cévách, ležících mezi sondou a vzorkovacím objemem.

Dopplerovské systémy jsou v současné době konstruovány jako **směrové**. U nich je 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). Charakter křivky ovlivňuje též impedance cévního systému distálně od místa měření. Podle toho rozlišujeme křivky **nízkoodporové** (artérie zásobující mozek a parenchymatosní orgány) a **vysokoodporové** (artérie zásobující kosterní svaly).



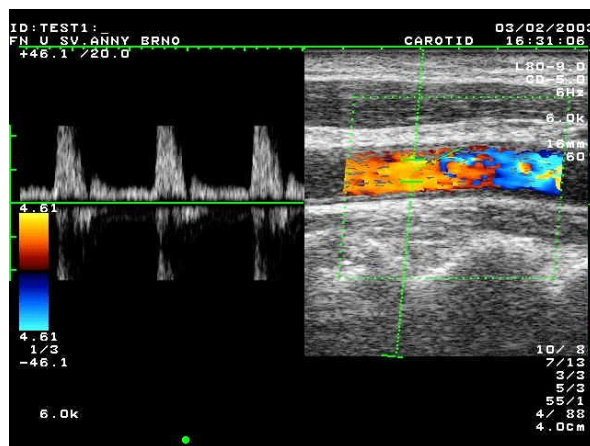
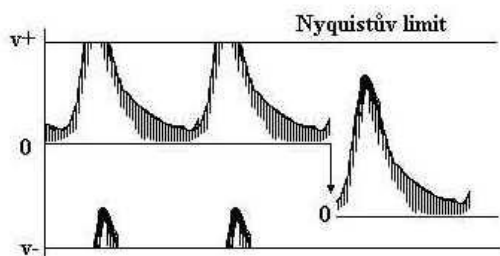
Obr. 2-2 Dopplerovské křivky arteriálního toku. Vlevo směrové, vpravo impedanční

Spektrální dopplerovské křivka umožňuje semikvantitativní analýzu krevního toku. Lze z ní odečíst maximální systolickou rychlost (A), minimální diastolickou rychlost, systolické zrychlení a umožňuje výpočet impedančních indexů – **odporového** a **pulzačního** (obr. 2-3). Všechny tyto hodnoty mají význam pro posouzení hemodynamiky v daném místě krevního oběhu. Po označení průběhu rychlostní křivky přístroj vypočítá uvedené hodnoty automaticky.



Obr. 2-3. Analýza spektrální dopplerovské křivky s výpočtem impedančních indexů

Omezujícím jevem u dopplerovských měření je **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 (Nyquistův limit). Aliasing je možno do určité míry redukovat zvýšením rozsahu měření a snížením nulové linie. Při rychlostech vyšších než 4m/s aliasing již odstranit nelze.



Obr. 2-4 a,b Aliasing ve schématu a ve skutečném obraze

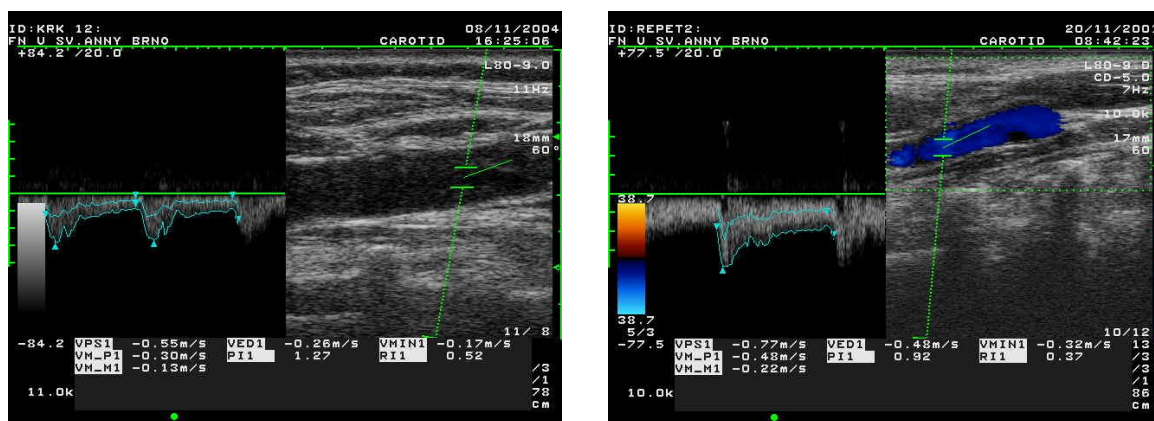
Co jsou duplexní a triplexní metody?

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. 2-5 a).

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 nejčastěji 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 impulsně dopplerovským měřením (obr. 2-5 b). Tato kombinace B- zobrazení s barevným a spektrálním dopplerovským modulem bývá často označována jako **triplexní metoda**.



Obr. 2-5 a,b, Obraz duplexního (vlevo) a triplexního (vpravo) vyšetření toku v ACI.

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.

Jaké jsou hlavní typy barevného kódování?

Barevné kódování rychlosti toku

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.

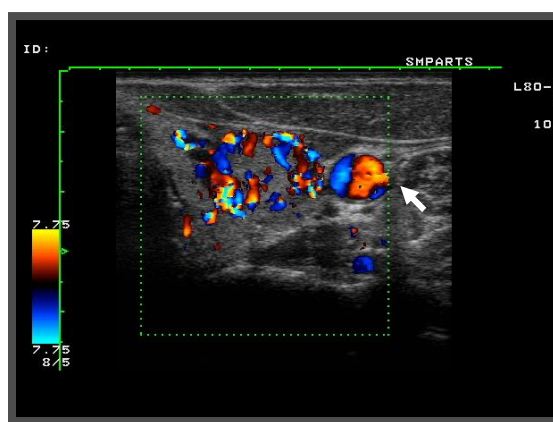
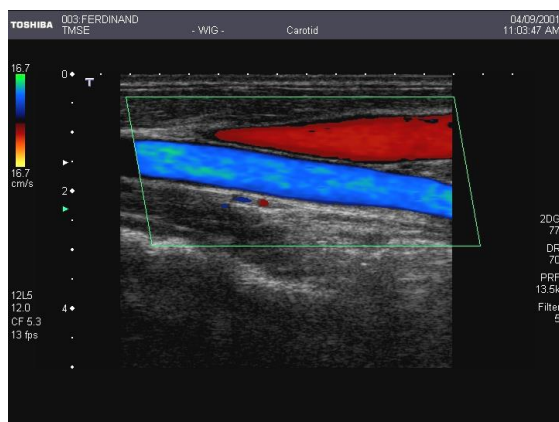
Barevné kódování toku (CFM- Colour Flow Mapping) se provádí ve dvou modalitách. U dnes již standardního kódování rychlosti toku, označovaného jednoduše jako „barevný doppler“ (BD), je tok od sondy kódován modře, tok k sondě červeně, jas barvy je funkcí rychlosti toku a turbulence se zobrazuje jako mosaika s přidáním zelené barvy.

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 (stenóz, aneuryzmat, uzávěrů)

Nevýhodou je:

- zobrazení 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
- delší časový úsek nutný ke vzniku barevného obrazu (50-150ms)



Obr. 2-6 a,b Vlevo barevný obraz a. carotis comm. (modře) a v. jugularis int. (červeně) v podélném řezu. Vpravo barevný obraz prokrvení uzlu v levém laloku štítné žlázy. Šipka označuje ACC.

Barevné kódování energie toku (energetický doppler-(ED)

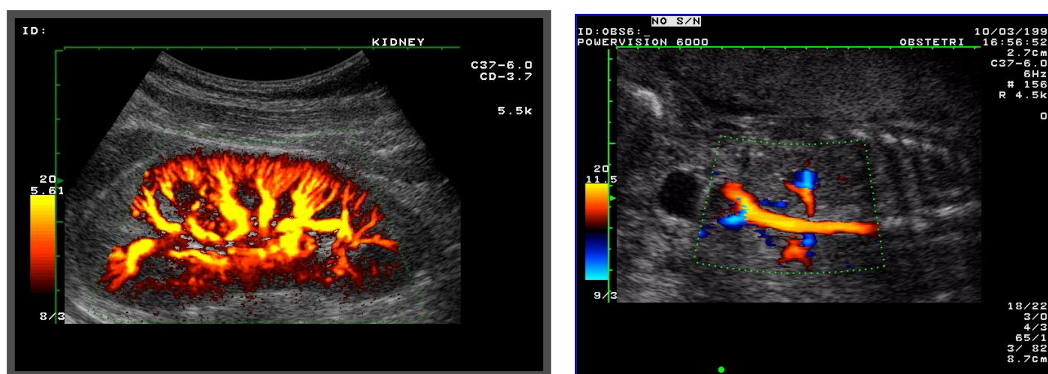
Uvedená omezení barevného zobrazení rychlosti toku z větší části odstraňuje druhá technologie barevného zpracování dopplerovského signálu, označovaná jako "energetický doppler" (ED - v anglické odborné terminologii Power Doppler, Power Angio). Rozdíl oproti dnes již konvenčnímu barevnému zobrazení rychlosti toku spočívá v tom, že tato technologie

využívá k zobrazení **celou energii dopplerovského signálu**.

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 perfúze orgánů a tkání (obr. 2-7a).

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 – obr. 2-7b).



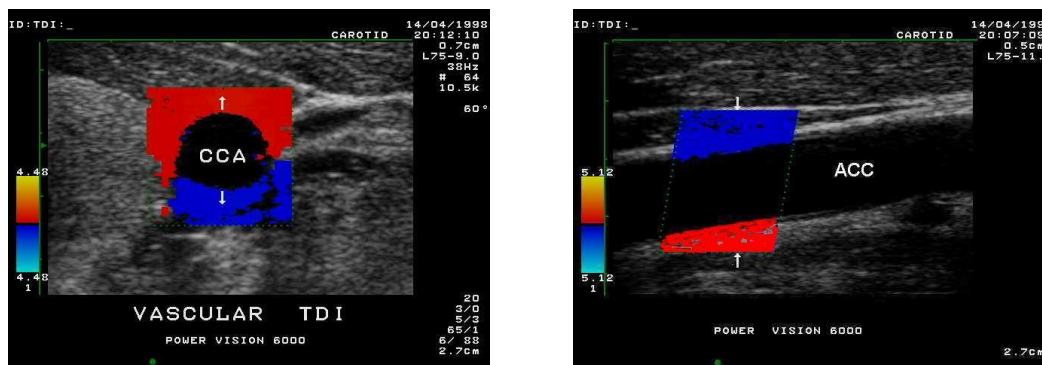
Obr. 2-7 a- vlevo energetický doppler: perfúze ledvinou, b- vpravo směrový energetický doppler: aorta plodu s odstupem renálních artérií

Barevné zobrazení pohybů tkání (TDI- Tissue Doppler Imaging)

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 zobrazení kontraktility myokardu. V poslední době však nachází uplatnění i dalších oblastech ultrazvukové diagnostiky.

V algoritmu dopplerovského zobrazení tkání jsou potlačeny vysoké rychlosti proudící krve a zobrazeny pomalé rychlosti srdeční nebo cévní stěny v rozmezí 1 - 10mm/s.

Metoda je využívána především v kardiologii. V angiologii pak umožňuje přesnější posouzení elastických vlastností cévní stěny (obr. 2-8), zvláště v souvislosti s jejím ateromatosisním postižením. Lze předpokládat, že tato metoda nalezne též uplatnění v ortopedii při posuzování svalové kontrakce a pohybů šlach.



Obr. 2-8 a,b Barevné zobrazení pohybů stěny ACC. Vlevo příčný řez v systole, vpravo podélný řez v diastole.

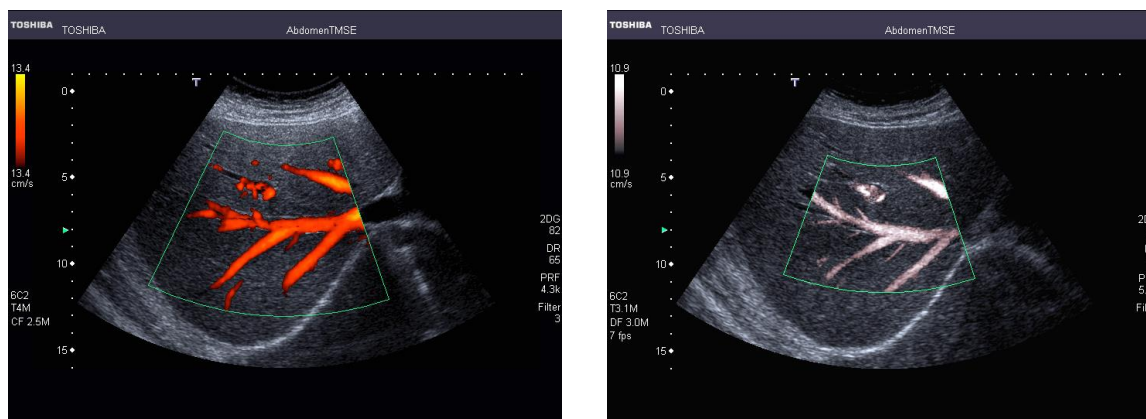
Jaká je technologie dynamického toku?

Dynamický tok (Dynamic Flow) a jeho nová verze Zdokonalený dynamický tok (Advanced Dynamic Flow) je nová diagnostická ultrazvuková technologie založená na kombinaci zobrazení krevního toku i tkáňových struktur v reálném čase.

Diagnostická informace o cévní struktuře, perfuzi i typu leze je zobrazena s vysokým prostorovým, kontrastním i časovým rozlišením (obr.2-9 b).

Dynamický tok je založen na širokopásmové dopplerovské technologii. Toto pásmo je obdobné širokému frekvenčnímu spektru šedé škály. Vzhledem k obdobným transmisním podmínkám, je prostorové rozlišení srovnatelné s B- zobrazením.

Vyšší obrazová frekvence zajišťuje lepší časové rozlišení a tím i lepší poměr signál/šum.



Obr.2-9 a,b. Srovnání obrazu jaterních žil s použitím energetického doppler (vlevo) a dynamického toku (vpravo). Technologie dynamického toku přesněji ohraničuje cévní kresbu.

Jak se provádí transkraniální vyšetření?

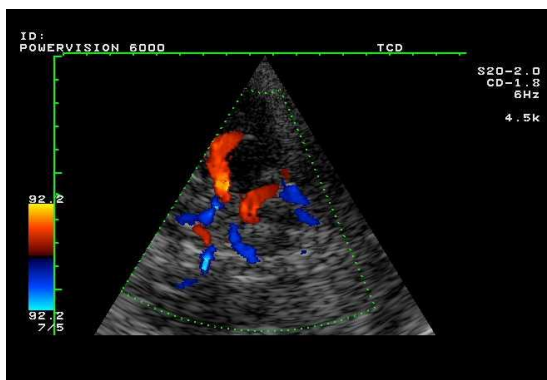
Transkraniální dopplerovské vyšetření (TCD) představuje nejjednodušší klinicky použitelný způsob vyšetření průtoku intrakraniálním tepenným řečištěm.

Vzhledem k velkému útlumu ultrazvuku v kostních strukturách je nutno k transkraniálnímu vyšetření použít sektorových sond s nízkou frekvencí (2 - 2,5 MHz) a poměrně vysokého akustického výkonu. Hlavními přístupovými místy je **transtemporální okno**, umožňující zobrazení Willisova okruhu v axiální nebo koronární rovině a **subokcipitální okno** přes foramen occipitace magnum, umožňující zobrazení distálních úseků vertebrálních artérií a artérie bazilární. Barevné dopplerovské zobrazení umožňuje identifikaci cévy, jednak určení směru průtoku. Zobrazitelnost je do značné míry ovlivněna věkem vyšetřovaného. Velmi dobrá je v mladších věkových skupinách, s postupujícím věkem se zhoršuje.

Rychlostní křivky ve všech hlavních mozkových tepnách jsou nízkoodporového typu s nejvyšší systolickou rychlostí v proximálním úseku a. cerebri media.

Pomocí TCD je možno diagnostikovat stenotické a okluzivní změny, které se nejčastěji vyskytují na proximálním úseku střední mozkové tepny. U okluze vnitřní karotidy je možno touto metodou posoudit přítomnost kolaterálního oběhu Willisovým okruhem.

TCD nemůže konkurovat CT nebo MR angiografii. Jeho výhoda spočívá v neinvazivnosti a relativní jednoduchosti vlastního vyšetření, které je možno bez rizika libovolně opakovat. Má proto své místo v akutních indikacích a ve sledování nemocných po endovaskulárních intervenčních zákrocích. Diagnostickou výtěžnost metody zvyšuje použití echokontrastních látek.



Obr. 2-10. Willisův okruh zobrazený transtemporálně

Jaké jsou výhody barevných dopplerovských metod ?

Hlavní výhodou barevné duplexní metody je **snadná a rychlá identifikace cévy** oproti jiným tkáňovým prostorům, naplněným tekutinou. Usnadňuje diagnostiku patologických změn (stenos, uzávěrů, aneurysmat, dissekci a trombos) hlouběji uložených cév. U periferních cév

zpřesňuje angiologickou diagnostiku a v mnoha případech může nahradit pacienta zatěžující rentgenovou angiografií.

Nevýhodou konvenčního barevného mapování je poměrně **malá citlivost pro pomalé toky** v malých cévách a **sklon k barevným obrazovým artefaktům**, způsobeným přídatnými 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. Je třeba věnovat zvýšenou pozornost správnému nastavení rychlostního rozsahu pro barevné zobrazení (u většiny diagnostických přístrojů při levém okraji obrazovky).

Obecnou nevýhodou všech barevných metod je delší časový úsek nutný ke vzniku barevného obrazu (50-150ms). Ten ovlivňuje obrazovou frekvenci barevného obrazu, která je ve srovnání s obrazovou frekvencí podstatně nižší. Kvalitu barevného obrazu ovlivňuje též velikost barevného okna, superponovaného na černobílý obraz.

Řadu uvedených nevýhod omezují nové technologie zpracování dopplerovského signálu. Je to především energetický doppler, který je velmi málo závislý na dopplerovském úhlu, nevykazuje aliasing a zobrazuje i velmi pomalé toky, ovšem za cenu ztráty informace o směru toku. Dynamický tok zpřesňuje cévní kresbu a odstraňuje chybu způsobenou barevným přebarvením okrajů cévy.

Pohyby tkání, dosud odstraňované filtrací jako nežádoucí artefakty, se snaží diagnosticky využít metoda barevného zobrazení tkání (TDI). Tato metoda nachází využití jak v kardiologii, tak v cévní diagnostice.

3 ULTRAZVUKOVÝ DIAGNOSTICKÝ PŘÍSTROJ

Které jsou 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 digitalizované a funkce všech výše uvedených součástí je řízena mikroprocesory. Na analogovém principu je založeno jen vlastní snímání obrazu.

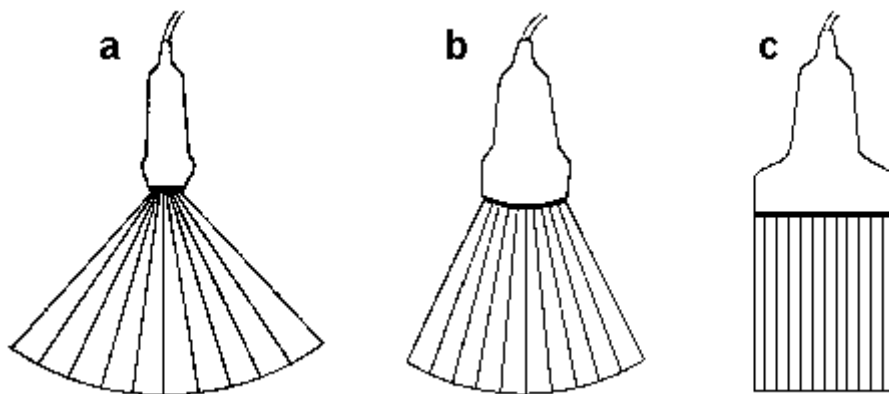
Počítačová technologie umožňuje předprogramování optimálních podmínek pro jednotlivá vyšetření (preset), dodatečné zpracování a manipulaci s obrazem (postprocessing) a uložení obrazů i textových dat na vhodné paměťové médium, případně jejich přímý přenos do nemocniční počítačové sítě.



Obr. 3-1 a,b Základní typy ultrasonografů. Vlevo celotělový, vpravo přenosné

Jaké máme 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. U **sektorových sond** je ultrazvukový svazek vychylován elektronicky na principu phased array (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 odpovídá sektorovému záběru. Existují ještě další modifikace v uspořádání měničů. Jednou z nich je uspořádání měničů v podobě mezikruží (annular array). Zobrazovací linie 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 do prava: sektorová, konvexní, lineární

Novinkou v ultrazvukové zobrazovací technice jsou tzv. **maticové sondy** (matrix transducers). Jejich podstatou je speciální uspořádání miniaturizovaných piezoelektrických měničů, přičemž vysílací měniče jsou v centru sondy, přijímací na celé ploše. Výsledkem je lepší kvalita obrazu z hlediska ostrosti a kontrastu.

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 rektu a prostaty, **transesofageální** sondy k vyšetření srdce a **peroperační a laproskopické** 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.

Speciálně upravené sondy jsou používány v oftalmologii.



Obr. 3-4 Dutinové vyšetřovací sondy. Zleva: vaginální/rektální, esofageální, laparoskopická

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

Co obsahuje ovládací panel?

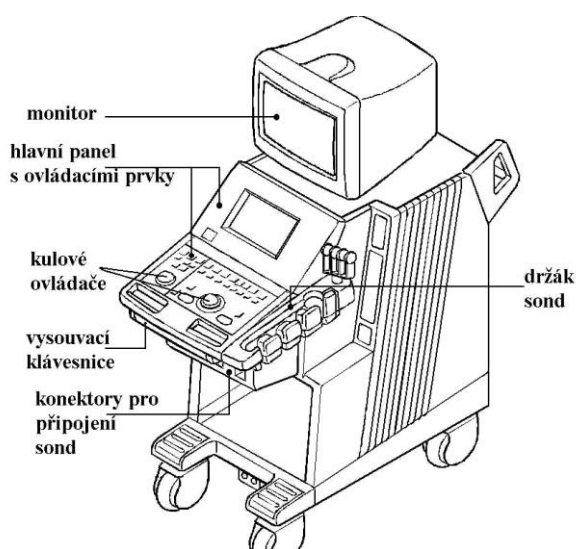
Umístění jednotlivých ovládacích prvků na panelu přístroje se liší podle jednotlivých

výrobci 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, zatímco 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 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 pásů.

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 videorekordér.



Obr. 3-5 Schematický obraz ultrasonografu

Jak pořídít obrazový záznam a jak jej hodnotít?

Vzhledem k tomu, že vytváření rozsáhlých obrazových databází pacientů v našich nemocnicích je zatím v začátcích, je nutno u jednotlivých ultrasonografických vyšetření pořizovat individuální obrazovou dokumentaci, tvořící součást zdravotního spisu pacienta.

Slouží k tomu dva typy technických zařízení:

- obrazové tiskárny (videotiskárny) černobílé nebo barevné
- záznam obrazu na pevný disk vestavěného počítače s možností výstupu na 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). Statický snímek možno zaznamenat též na jiná media.

Dynamický záznam celého vyšetřovacího postupu umožňuje **videozáznam**. Výhoda těchto záznamů spočívá v opakované možnosti přehrání, dodatečného zhodnocení, použití 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) **hypoechoenní** (slabě odrazivé) a **anechoenní** (bez odrazových struktur). Pokud nemáme dostatek zkušeností s hodnocením patologických echogramů, omezíme se na popis echogenity jednotlivých struktur, jejich velikosti a polohy.

4 VLASTNÍ ULTRAZVUKOVÉ VYŠETŘENÍ

Jak připravit pacienta?

Vlastní ultrazvukové vyšetření je neinvazivní a většinou nevyžaduje žádné zvláštní přípravy pacienta. Vyšetření provádíme na lehátku vleže na zádech, na břiše nebo na boku. Pro vyšetření hepatobiliárního systému a pankreatu musí být pacient lačný. K vyšetření močového měchýře a orgánů v jeho okolí je nutné jeho naplnění. Pro vyšetření ledvin podkládáme někdy bok pacienta a pro vyšetření krku podkládáme ramena plochým polštářem. Ve zcela vyjimečných případech vyšetřujeme vstoje (žaludek, pankreas - pokud vyšetření vleže nedává požadovaný výsledek). Některé lékařské obory mají své specifické přístupy k vyšetření. Platí to především pro oftalmologii, kardiologii, ortopedii a porodnictví. Povrch vyšetřované části těla je nutno pokrýt vrstvou vhodného vazebného media k zajištění dobrého akustického kontaktu mezi kůží a vyšetřovací sondou. Nejčastěji se používá bezbarvého hydrofilního gelu, jehož akustické vlastnosti jsou blízké akustickým vlastnostem tkání.



Obr. 4-1. Nejběžnější způsob vyšetření: vleže na lehátku

Jak provést vyšetření?

Důležitá je správná volba vyšetřovací frekvence, která je však jistým kompromisem. Se zvyšující se frekvencí stoupá sice rozlišovací schopnost, ale zvyšuje se současně útlum ultrazvuku, který omezuje zachycení odrazů z větší hloubky. Pro vyšetření tkání a orgánů uložených v hloubce organismu (v abdominální diagnostice, v porodnicko-gynekologické diagnostice a v kardiologii) používáme proto sondy o nižších kmitočtech (2 - 7 MHz), a to

nejčastěji sektorové nebo konvexní. Pro vyšetření povrchových orgánů používáme sondy o vyšších kmitočtech (7,5 - 14 MHz), nejčastěji v lineárním uspořádání. Oční a angiologická diagnostika využívá speciálních sond o velmi vysokých kmitočtech (až do 40 MHz).

Důležitá je správná stranová orientace sondy: levý okraj sondy musí odpovídat levé straně obrazovky. Přesvědčíme se o tom přiložením prstu na okraj sondy. Při správné orientaci se obraz objeví na levém okraji obrazovky.

Ultrazvuková diagnostika spočívá ve vytváření akustických řezů vyšetřovanou oblastí. Tyto řezy vedeme nejčastěji ve třech hlavních směrech: **podélně, příčně a šikmo**. Podélné řezy vedeme buď v rovině **sagitální** nebo **frontální**. Rovinu a směr řezu je nutno vždy uvádět v popisu vyšetření, případně označit na echogramu.

Průřezový charakter řezu vyžaduje dobrou topograficko-anatomickou orientaci. Při tom je nutno vzít v úvahu tyto dvě hlavní zásady:

- u příčného řezu se pravá strana vyšetřované oblasti zobrazuje na levé straně obrazovky (jako bychom rovinu řezu pozorovali od nohou pacienta).

- u podélného řezu se na levé straně obrazovky zobrazuje kraniální (proximální) strana vyšetřované oblasti (jako bychom rovinu řezu pozorovali z pravé strany pacienta).

O každém vyšetření je třeba sepsat **nález** (záznam), který musí obsahovat echografický popis vyšetřované oblasti a odpověď na položenou diagnostickou otázku. Není-li nález jednoznačný, vysloví se v závěru jen podezření s návrhem buď vyšetření opakovat nebo použít jiné zobrazovací metody.

Co je intervenční ultrasonografie?

Neinvazivně získaný ultrazvukový obraz bývá často prostředkem k invazivnímu diagnostickému nebo terapeutickému zákroku, nejčastěji **punkčního charakteru**.

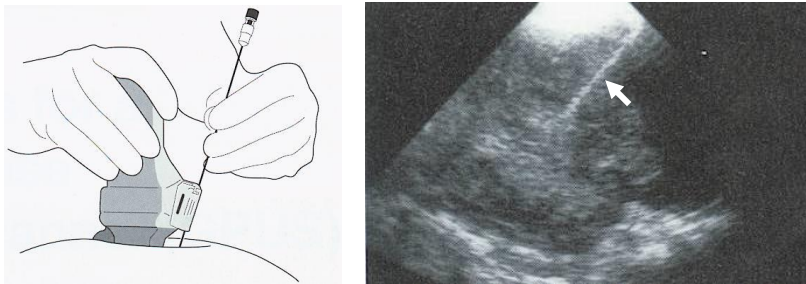
Tenkojehlové diagnostické punkce slouží k získání malého množství suspektní tkáně pro cytologické nebo histologické vyšetření. Terapeutické punkční zásahy slouží k jednorázovému odsátí obsahu cisty, abscesu či výpotku nebo k trvalejší drenáži abscesu či ledvinové pánvičky při hydronefróze (nefrostomie).

Provádění i těch nejjednodušších intervenčních výkonů vyžaduje dodržování aseptických podmínek: Všechny použité nástroje a pomůcky musí být sterilní, punktovaná oblast pacienta musí být zarouškována, ultrazvuková sonda musí mít sterilní návlek a rovněž používaný kontaktní gel musí být sterilní.

Punkce pod ultrasonografickou kontrolou lze provádět dvojím způsobem:

- Zkušební ultrasonografisté provádějí punkce tzv. "z volné ruky". Sondou umístěnou mimo oblast vpichu se v šikmé projekci zobrazí ložisko, které má být punktováno. Do něho se volně rukou zavede punkční jehlu, přičemž průnik hrotu jehly do ložiska sleduje na obrazovce (obr. 4-2).

- Druhý způsob intervenčního zásahu využívá speciálního punkčního vodičího nástavce, dodávaného k některým sondám. Při jeho použití se na obrazovce zobrazí dráha punkční jehly, takže její zavedení do ložiska je poněkud snazší.



Obr.4-2 a, b. Vlevo zavádění jehly pomocí vodičí lišty. Vpravo obraz zavedené jehly /šipka).

Vizualizace průniku jehly bezodrazovým tekutým prostředím je poměrně dobrá, méně zřetelná je při pronikání jehly solidní tkání. Speciální punkční jehly pro ultrasonografii mají proto zdrsňelý povrch, čímž se stávají lépe zobrazitelnými.

5. MOŽNÁ RIZIKA ULTRASONOGRAFICKÝCH METOD

Jaké riziko představuje ultrasonografie?

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 určitým 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 interpretační**. Není zcela specifické pro ultrasonografii, ale může se vyskytnout u všech zobrazovacích metod, u nichž lékař interpretuje vytvořený obraz. U vědomí si těchto skutečností je třeba aby diagnostická cena vyšetření vždy převažovala nad možným rizikem.

Jaké jsou 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 přeměna 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 oblast pro embryonální tkáně 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 tkáně **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 prokázán nebyl.

Má vyšetřující možnost posoudit možné riziko?

Donedávna mohl lékař 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^o 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.
- 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.
- 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 je relativním indikátorem vzrůstu teploty. Riziková situace nastává při $TI > 4$ (pro oko při $>1,0$).

Mechanický index (MI) je relativním ukazatelem možného vzniku kolapsové kavitace a je definován jako poměr negativní amplitudy akustického tlaku a druhé odmocniny použitého

ultrazvukového kmitočtu. 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.

Co je příčinou interpretačních 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.

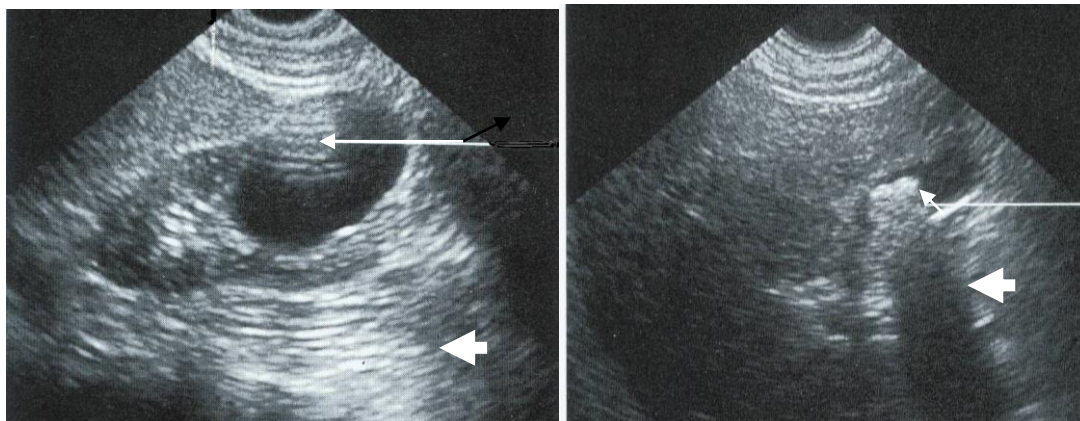
Obrazové artefakty

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

Mezi artefakty spojené s technickými vlastnostmi přístroje a zkušeností vyšetřujícího patří především opakované odrazy - **reverberace**. Projeví se to komplexem stejně vzdálených ech, jejichž jas do hloubky klesá. V cystických útvarech mohou reverberační echa vytvářet dojem vnitřní struktury (obr. 5-1a). Reverberační echa jsou závislá na úhlu dopadu a na akustickém výkonu přístroje. Mezi reverberační artefakty patří též intenzivní, kónicky se zužující bílé pruhy nestejněho jasu, označované jako **ohony komet**, které vznikají opakovanými odrazy ultrazvukového signálu na vzduchových bublinách v trávicí trubici, především v tračníku. Tyto odrazy často znesnadňují vyšetření retroperitoneálně uložených orgánů, především pankreatu.

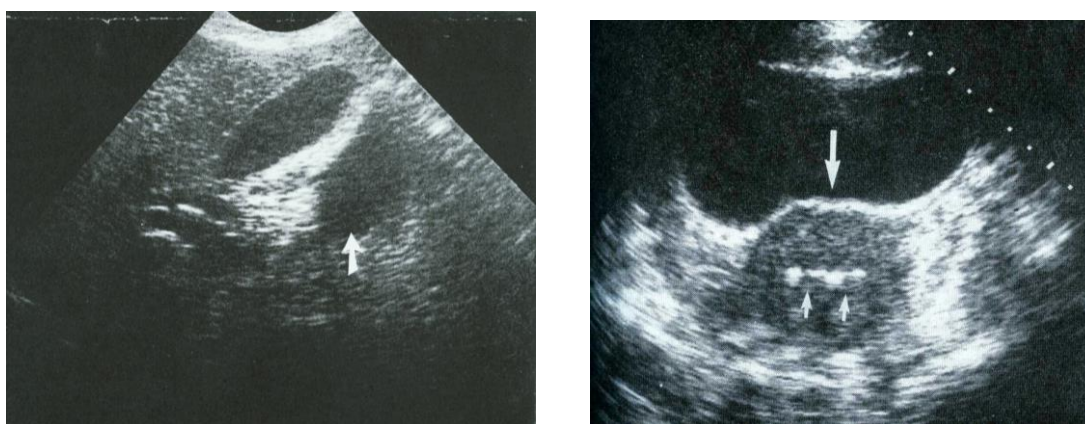
Artefaktem založeným na interakci ultrazvukových vln s tkáňovými strukturami je vznik **akustického stínu**. Ten vzniká tehdy, jestliže veškerá energie dopadajícího signálu nebo alespoň její podstatná část je danou strukturou odražena nebo absorbována (obr.5-1b). Oblast ležící v akustickém stínu nelze echograficky posoudit. Akustický stín je průkazem

konkrementu, kalcifikace nebo silně absorbující infiltrace, nejčastěji nádorové.



Obr. 5-1a,b. Vlevo reverberace – artificiální obraz vnitřní struktury v cystě (tenká šipka) Za cystou vzniká oblast arteficiálně zesílené odrazivosti (silná šipka). Vpravo akustický stín (silná šipka) za konkrementem ve žlučníku (tenká šipka)

Dalšími artefakty, které mají čistě fyzikální podstatu, je **zesílení** nebo **zeslabení** odrazivosti za některými tkáňovými strukturami (obr. 5-1a). K zesílení odrazivosti dochází za strukturami s malým útlumem, jako jsou např. cystické útvary. Ultrazvukový signál prošlý málo tlumivým tekutým obsahem cysty má větší energii než stejný signál procházející okolní tkání o větším útlumu. Proto odrazy vycházející z oblasti za cystou jsou silnější, čímž vzniká dojem oblasti o vyšší odrazivosti. Opačný jev, tj. oblast snížené odrazivosti vzniká ze stejné fyzikální příčiny za ložiskem o vyšším útlumu. Tyto artefakty bývají příčinou interpretačních chyb především u začátečníků.



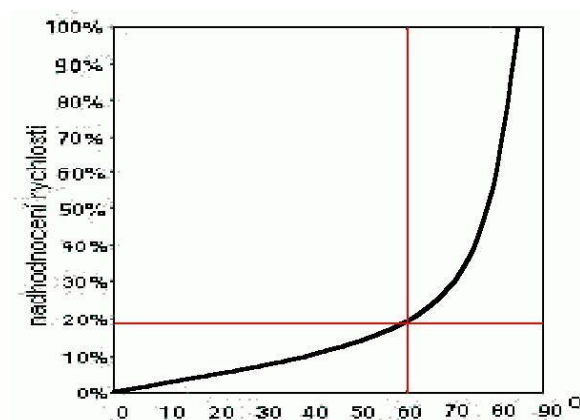
Obr. 5-2 a,b. Vlevo zrcadlový artefakt žlučníku (šipka). Vpravo artificiální zdvojení intrauterinního tělíska (malé šipky).

Artefakty vznikající v důsledku odrazu a lomu ultrazvukových vln jsou dvojího druhu. Silně odrazivé struktury plošného charakteru (např. bránice) mohou být zdrojem tzv. **zrcadlových**

artefaktů. Zrcadlový obraz však bývá téměř vždy slabší a někdy i méně ostrý (obr. 5.2). Jeho existenci můžeme prokázat pohybem nebo náklonem sondy, po němž zrcadlový obraz zmizí nebo změní polohu. Lom ultrazvukových vln na rozhraních prostředí o dostatečně velkém rozdílu akustických impedancí může vést ke **zdvojení obrazů**, zvláště malých objektů. Moderní multielementové širokopásmové sondy a digitální technologie zpracování obrazu výrazně omezuje vznik všech druhů 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 nejen k nesprávnému stanovení rychlosti, ale často též k zrcadlovému artefaktu (symetrické rychlostní křivce). Další významné parametry, v jejichž nastavení se chybuje, jsou **zesílení dopplerovského signálu, velikost vzorkovacího objemu, opakovací frekvence a filtr stěny**.

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 po 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.



Obr. 5-3 Závislost chyby naměřené rychlosti na dopplerovské úhlu

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 nedostatečné odborné znalosti a zkušenosti vyšetřujícího lékaře hlavní příčinou diagnostických nepřesností či omylů. 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.

Jak minimalizovat možná rizika?

Ultrasonografie se posledních letech stala nejrozšířenější zobrazovací metodou v lékařství, a to pro svoji velmi malou rizikovitost 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 modalitami. Pro ty mohou být vodítkem k minimalizaci možných rizik, ať biologických nebo interpretačních, následující 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.
- Trvale obnovovat své znalosti z topografické anatomie jako předpoklad správné interpretace ultrasonogramů.

LITERATURA

- Beňučka, J.: Atlas farebnej sonografie. CD ROM, 1999, PAMPA, Moravany n/Váhom.
- Beňučka, J.: Praktická sonografia. Herba Bratislava, 2020.
- Doležal, L.(Ed): Základy sonografie v porodnictví a gynekologii. Univerzita Palackého v Olomouci, 1998.
- 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.
- Gregor, P., Widimský, P., Niederle, P.(Eds): Echokardiografie. 2. Vydání, Avicenum 1991
- Hrazdřira, I.: Stručné repetitorium ultrasonografie. Audioscan Praha 2003.
- Hrazdřira, L.:Možnosti 3D ultrazvukového vyšetřování a prostorových rekonstrukcí pohybového aparátu. Paido Brno, 2004.
- Hrazdřira, 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.
- Wells, P. A. T.: Doppler studies of the vascular system. Eur J Ultrasound (1998), 7, 1, pp. 3-8.