



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

*Ústav radiologických metod*

Rastislav Priadka

## **Moderné trendy v ultrasonografii**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Doc. MUDr. Jaroslav Vomáčka, Ph.D., MBA

Olomouc 2013

## **ANOTÁCIA BAKALÁRSKEJ PRÁCE**

Názov práce v SJ: Moderné trendy v ultrasonografii  
Názov práce AJ: Modern trends in ultrasonography  
Dátum zadania: 20.9.2012  
Dátum odovzdania: 22.4.2013  
Vysoká škola: Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta: Fakulta zdravotníckych vied  
Ústav: Ústav radiologických metod

Autor práce: Rastislav Priadka  
Vedúci práce: Doc. MUDr. Jaroslav Vomáčka, PhD., MBA  
Oponent práce: MUDr. Lukáš Hrdina

Abstrakt v SJ: Bakalárska práca sa zameriava na moderné trendy v ultrasonografii. Vychádza z analýzy vybraných článkov publikovaných v českých i zahraničných odborných publikáciách a časopisoch. Pre tvorbu bakalárskej práce boli formulované tieto ciele. Prvým z cieľov predloženej práce je analýza moderných trendov v ultrasonografických technológiách so zameraním na kontrastnú ultrasonografiu a sonoelastografiu. Ďalším cieľom je objasniť význam ultrasonografickej kontrastnej látky v diagnostike. Tretím cieľom je objasnenie sonoelastografie a jej význam v diagnostickom zobrazovaní.

Abstrakt v AJ: The bachelor thesis focuses on modern trends in ultrasonography. Thesis is based on an analysis of selected articles published in Czech and foreign professional publications and journals. For creating bachelor thesis was formulated these objectives. The first of the objectives of the submitted work is the analysis of modern trends in ultrasonographic technologies with a focus on contrast ultrasonography and sonoelastography. Next aim is to clarify the meaning of ultrasonographic contrast substance in diagnostics. The third aim is to clarify the sonoelastography and its importance in diagnostically imaging.

Kľúčové slová v SJ: kontrastná ultrasonografia, CEUS, kontrastná látka, mikrobubliny, SonoVue, sonoelastografia, elastografia, elasticita

Kľúčové slová v AJ: contrast ultrasound, CEUS, contrast substance, microbubbles, SonoVue, sonoelastography, elastography, elasticity

Rozsah: 46 strán, 8 príloh

Prehlasujem že som bakalársku prácu na tému „Moderné trendy v ultrasonografii“ vypracoval samostatne a použil som len uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dňa 18.3.2012

.....

podpis

Ďakujem Doc. MUDr. Vomáčkovi, Ph.D., MBA za odborné vedenie  
bakalárskej práce, za jeho rady a pripomienky.

## Obsah

Úvod.....	6
1. Ultrazvuk všeobecne.....	8
2. Kontrastná ultrasonografia.....	9
2.1. Ultrasonografické kontrastné látky.....	10
2.2. Technológie zobrazenia s mikrobublinovými kontrastnými látkami.....	13
2.3. Aplikácia kontrastnej ultrasonografie.....	16
3. Sonoelastografia.....	26
3.1. Technológie ultrazvukovej elastografie.....	27
Záver.....	32
Literatúra a zdroje.....	33
Zoznam skratiek.....	38
Zoznam obrázkov.....	39
Prílohy.....	40

## Úvod

Diagnostické ultrazvukové vyšetrenie je zobrazovacou metódou prvej voľby v algoritme zobrazovacích metód a to vďaka výbornej dostupnosti a úplnej neinvazivite. Jedná sa o relatívne lacnú a bezpečnú metódu, ktorá aj naďalej zostáva najrozšírenejšou zobrazovacou metódou v klinickej praxi. Možnosť použitia kontrastnej ultrazvukovej látky a sonoelastografie posúva hranice tejto metódy ešte ďalej.

Po viac ako dvadsať ročnom vývoji sa mikrobubliny začali využívať ako kontrastné látky pre ultrasonografiu a to ako schválené kontrastné látky pre klinické použitie vo viac ako päťdesiatich krajinách sveta. Ich využívanie sprístupnilo mnoho nových oblastí pre diagnostické zobrazovanie v ultrasonografii. Nové kontrast špecifické ultrazvukové zobrazovacie režimy umožňujú vynikajúco preukázať prekrvenie a tkanivovú perfúziu v reálnom čase s vynikajúcim priestorovým rozlíšením.

Konvenčný diagnostický ultrazvuk zobrazuje rozdiely v akustických vlastnostiach mäkkých tkanív, zatiaľ čo ultrazvuk na báze elastického zobrazovania popisuje rozdiely v elastických vlastnostiach mäkkých tkanív. Výhoda elastického zobrazovania spočíva v tom, že mnohé mäkké tkanivá môžu zdieľať podobné ultrazvukové echogenity, ale môžu mať rôzne mechanické vlastnosti, ktoré môžu byť použité k jasným predstavám o normálnej anatómii a vymedzujú patologické lézie.

Prvým cieľom predloženej práce je analýza moderných trendov v ultrasonografických technológiách so zameraním na kontrastnú ultrasonografiu a sonoelastografiu. Ďalším cieľom je objasniť význam ultrasonografickej kontrastnej látky v diagnostike. Tretím cieľom je objasnenie sonoelastografie a jej význam v diagnostickom zobrazovaní.

Pre túto prehľadovú bakalársku prácu bola využitá nasledujúca vstupná literatúra:

ELIÁŠ, P., ŽIŽKA, J. 1998. Dopplerovská ultrasonografie. Hradec Králové: Nucleus, 1998. ISBN 80-901753-5-X.

GOLDBERG, B., PETTERSSON, H. 1996. Ultrasonography. The NICER Year Book, 1996. ISBN 1-899066-66-7.

HOFER, M. 2005. Kurz ultrasonografie. Praha: Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-0956-2.

HRAZDIRA, E. 1993. Úvod do ultrazvukové diagnostiky. Brno: Masarykova univerzita, 1993. ISBN 80-210-0455-X

NEKULA, J., HEŘMAN, M., VOMÁČKA, J., KÖCHER, M. 2005. Radiologie. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005. ISBN 80-244-1011-7

REŽŇÁK, I., HUŠÁK, V., KAŠUBA, J., MIŠTINA, E. 1992. Moderné zobrazovacie metódy v lekárskej diagnostike. Martin: Osveta, 1992. ISBN 80-217-0428-4

VOMÁČKA, J., NEKULA, J., KOZÁK, J. 2012. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. 1.vyd. Univerzita Palackého v Olomouci, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0.

Pre vyhľadanie odbornej literatúry boli použité tieto kľúčové slová: kontrastná ultrasonografia, mikrobubliny, ultrazvuk, elasticita, CEUS, SonoVue, elastography, shear wave, sonoealstography, acoustic radiation force imaging, a to v českom a anglickom jazyku. Pre vyhľadanie boli použité odborné databázy a to: Bibliographia medica Čechoslovaca, National Center for Biotechnology Information (NCBI), PubMed a internetový vyhľadávač Google Scholar. Vyhľadávanie odborných článkov bolo limitované na práce publikované v období od roku 2004 do súčasnosti, s výnimkou dvoch odborných článkov z Českej radiologie, ktoré boli publikované v roku 1999. Vyhľadaných bolo 89 prevažne zahraničných článkov, ktoré sa zaoberali skúmanou problematikou. Z nich bolo pre potrebu tejto práce použitých 16 článkov v českom jazyku a 21 v anglickom jazyku. Vyradené články v počte 52, neboli použité kvôli nedostatočnému množstvu informácií, alebo sa informácie témy týkali len okrajovo.

## 1. Ultrazvuk všeobecne

Zvukové vlnenie je pozdĺžne mechanické vlnenie, ktorého nositeľom sú častice prostredia (molekuly). Podľa frekvencie rozdeľujeme zvukové vlnenie na infrazvuk (do 20 Hz), počuteľný zvuk (20-20.000 Hz) a ultrazvuk (nad 20 kHz). Jednotkou frekvencie je Hertz (podľa Heinricha Hertza), má rozmer  $s^{-1}$ , to je kmit za sekundu. Bežné ultrazvukové prístroje využívajú frekvenciu 1-14 MHz, špeciálne prístroje 10-20 MHz (oftalmológia).

Zdrojom aj prijímačom ultrazvukového vlnenia sú piezoelektrické meniče (kryštály) v sondách – premieňajú elektrické vlnenie na mechanické, a naopak. Piezoelektrický jav je schopnosť kryštálu generovať elektrické napätie pri mechanickej deformácii kryštálu a naopak. Najznámejšou piezoelektrickou látkou je monokryštalický kremeň (Adámek, 2010, s. 257-258).

Medzi hlavné typy ultrazvukového zobrazovania patria:

Najjednoduchším typom je jednorozmerné zobrazovanie A (A- amplitude) odrazy modulujú amplitúdu výchyliek – používané v oftalmológii. Vo vývoji ultrazvukových diagnostických metód bolo rozhodujúcim medzníkom zavedenie dvojrozmerného zobrazovania B (B- brightness- jas) zachytené odrazy modulujú jas stopy na obrazovke. V súčasnej dobe sa používa zobrazovanie B dynamického typu s rýchlym spôsob snímania a širokou stupnicou šedi (256-512 stupňov šedi). Pre potreby kardiologického vyšetrenia bola vypracovaná metóda zobrazovania M (pôvodne TM – Time Motion) pre zachytenie pohybujúcich sa štruktúr (srdečnej steny) na obrazovke sa zobrazuje takzvané plávajúce echo (Hrazdira, 2011, s. 9-11).

Dopplerov princíp je využívaný pre zobrazovanie toku krvi a vaskularizáciu tkaniva. Rozoznávame dva základné typy dopplerovského záznamu – spektrálny a farebný. Spektrálny záznam je grafickým, vyjadrením závislosti rýchlosti toku na čase. Moderné prístroje kombinujú spektrálne zobrazovanie a B –mód (duplexné zobrazovanie) a tiež spektrálne zobrazovanie, B- mód a farebné zobrazovanie (triplexný mód). Farebné dopplerovské zobrazovanie (CFM – Colour Flow Mapping) ide o rýchle orientačné zobrazovanie cievy, vrátane smeru toku a rýchlosti toku v reálnom čase. Tok smerom k sonde je zobrazovaný červenou a tok od sondy modrou farbou. Nevýhodou je malá citlivosť k pomalým tokom a sklon k artefaktom. Druhou metódou je Colour Doppler Energy, ktorá je citlivá aj k pomalým tokom (Adámek, 2010, s. 258).



## 2. Kontrastná ultrasonografia

História použitia KL v ultrasonografii začína v roku 1968, kedy Gramiak a Shah prvý krát popísali zvýšenie Dopplerovského signálu pri aplikácii fyziologického roztoku. Pozorovali opacifikáciu pravej komory po injekcii fyziologického roztoku intraaortálnym katétrom (Averkiou a Powers, 2007, s. 80). Následne zistili, že príčinou zvýšenej echogenity sú mikrobubliny obsiahnuté vo fyziologickom roztoku. Takto vzniknuté bubliny boli príliš veľké a nestabilné aby prešli kapilárnym riečiskom pľúc (Kotulánová a Hrazdira, 1999, s. 14). Fyzikálna podstata tohto javu bola však vysvetlená až v roku 1980 Meltzerom a jeho spolupracovníkmi. Prišli na to, že mikrobubliny obsiahnuté v roztoku rezonujú pri interakcii s ultrazvukovými vlnami, a zvyšujú tak intenzitu odrazených vln (Ungermann a kol., 2009, s. 35). V posledných troch desaťročiach niekoľko veľkých farmaceutických spoločností bolo aktívne zapojených do vývoja stabilizovanej mikrobubliny, schopnej transpulmonálneho priechodu pre ľavostranné zobrazenie a taktiež zobrazenie mikrobubliny po intravenózne aplikácii KL v parenchýme pečene, ľadviny a ďalších orgánov (Averkiou a Powers, 2007, s. 80).

Dynamická kontrastná ultrasonografia (CEUS- contrast-enhanced-ultrasound) je pomerne novou metódou pre diagnostiku postihnutých parenchýmových orgánov dutiny brušnej, umožňuje hodnotiť priebeh opacifikácie ciev a tkaniva a to v dopplerovskom, ale aj v dvojrozmernom ultrasonografickom obraze (Ungermann a kol., 2009, s. 34-35). S rozvojom technológií v prístrojovej oblasti a skvalitňovaním mikrobublinových kontrastných látok sa rozširuje aj okruh použitia kontrastnej ultrasonografie, napríklad v reumatológii (Adámek a kol., 2010, s. 259).

## 2.1. Ultrasonografické kontrastné látky

Ultrasonografické KL sú tvorené plynovými mikrobublinami, ktoré rezonujú s dopadajúcim ultrazvukovým vlnením, a tým zvyšujú počet odrazov, ktoré sú detekované kryštálom sondy (Ungermann a kol., 2009, s. 35). Signál je získavaný jednoducho kvôli prítomnosti kontrastu, nezáleží na tom, či sa bublina pohybuje rýchlo, pomaly, alebo stojí (Sutherland a kol., 2011, s. 1). Veľkosť mikrobublín sa pohybuje v rozmedzí 1-10 mikrometrov, vďaka čomu sú schopné prenikať kapilárnym riečiskom (Ungermann a kol., 2009, s. 35). KL musí byť schopná transpulmonálnej pasáže, musí teda zobrazit' aj ľavostranné krvné riečisko. Aby došlo k priechodu pľúcnyim riečiskom častice plynu musia byť menšie než pľúcne kapiláry, a teda musia byť menšie ako 7-10 mikrometrov. Obvykle sa veľkosť častíc pohybuje v rozmedzí 1-10 mikrometrov. Častice musia byť nielen malé, ale musia byť aj výkonným akustickým reflektorom. Aby sa zabránilo ich rozpúšťaniu v krvnom riečisku, sú bubliny stabilizované obalom- membránou. Ako náplň obvykle slúžia málo rozpustné plyny s vysokou molekulárnou hmotnosťou, napr. perfluorocarby. Aby došlo k minimalizovaniu reakcie organizmu, musí byť povrch z biokompatibilného surfaktantu (Bohatá a kol., 2010, s. 14).

Do ultrasonografie začali kontrastné látky prenikať už na konci minulého storočia a je možno ich rozdeliť do troch skupín.

- Do prvej skupiny radíme kontrastné látky s intrakavitálnym použitím. Tieto látky boli po prvý krát vyskúšané v gynekologických aplikáciách - kontrastná ultrazvuková hysterosalpingografia. Taktiež sem radíme vyšetrenie vezikoureterálneho refluxu u detí.
- Druhá skupina využitia kontrastných látok patrí intravaskulárnym aplikáciám. V tejto oblasti bol v poslednej dobe zaznamenaný najväčší rozmach vďaka softwarovým a hardwarovým vylepšeniam ultrasonografických prístrojov.
- Tretiu skupinu tvorí využitie orgánovo špecifických KL. Táto metóda je stále vo fáze experimentov, predovšetkým v oblasti pečeneých lézií.

Rozhodujúcim kvalitatívnym faktorom je tlaková odolnosť mikrobublín, ktorá podmieňuje dobu ich pretrvávania. Podľa časovej stability sa mikrobublinové KL delia do troch generácií.

V prvej generácií pretrvávajú mikrobubliny len niekoľko sekúnd. Najjednoduchším zástupcom týchto KL je pretrepaný fyziologický roztok, ktorý sa používa pre hysterosalpingografiu. Po pridaní ďalších súčastí, hlavne cukrového nosiča a stabilizátora, sa doba prežitia mikrobublín predĺžila na minúty. Táto druhá skupina umožnila širšie využitie KL v praxi čo viedlo k určitému rozmachu kontrastnej ultrasonografie predovšetkým v dopplerovských aplikáciách. Vďaka technickému zdokonaľovaniu ultrazvukových prístrojov (schopnosť detekovať vyššie harmonické frekvencie) fakticky splýva s treťou generáciou. Tento kvalitatívny skok znamená možnosť zachytiť zvýšenú odrazivosť štruktúr aj pri dvojrozmernom zobrazení.

V Českej republike skončila registrácia preparátu Levovist (SHU 508A, Schering AG, Berlin, Germany), ktorý patril do druhej generácie mikrobublinových KL so stálosťou mikrobublín do 5 minút, s glukózovým nosičom a stabilizáciu pomocou kyseliny palmitovej (Ungermann a kol., 2009, s. 35). Mikrobubliny dosahovali veľkosť 2-10 mikrometrov. Pri tejto veľkosti boli schopné prechádzať pľúcnym riečiskom (Kotulánová a Hrazdira, 1999, s. 14).

V súčasnosti používame KL druhej generácie, ktorá je schválená pre použitie v Českej republike. Jedná sa o KL SonoVue (Bracco, Milan, Italy), ide o látku zo skupiny perfluorochemikálií, zloženú z mikrobublín obsahujúce interný plyn sulphur hexafluorid (SF<sub>6</sub>), stabilizovaný fosfolipidami (Michalíčková a kol., 2009, s. 146) (Bohatá a kol., 2010, s. 14). Fosfolipidy určujú dobu prežitia mikrobublín až na 10 minút (Ungermann a kol., 2009, s. 35). Priemerná veľkosť mikrobublín je 2,5 mikrometra, viac než 90% bublín je menších než 8 mikrometrov. Mikrobubliny neovplyvňujú krvný tok, správajú sa podobne ako červené krvinky. Sulphur hexafluorid je neškodný plyn, ktorý je eliminovaný z organizmu cestou pľúcnych kapilár. Jedná sa o tzv. „blood- pool“ KL, takže mikrobubliny neprechádzajú endoteliálnu bariéru a neprenikajú do interstícia (Bohatá a kol., 2010, s. 14). Práve vlastnosť mikrobublín zostávať po priechode pľúcnym riečiskom po celú dobu v cievnom riečisku a neunikáť extravaskulárne, robí KL naozajstnou „blood-pool“ KL,

na rozdiel od KL používanej pri CT (výpočtová tomografia) a MR(magnetická rezonancia) (Michalíčková a kol., 2009, s. 146-147). Kontrastná látka vzniká zmiešaním injekčného roztoku 0,9 % chloridu sodného s už pripraveným práškom. Je možnosť prípravy až 6 hodín dopredu, táto skutočnosť uľahčuje následnú aplikáciu v bežnej prevádzke. KL je aplikovaná intravenózne, oblasť záujmu je kontinuálne dynamicky sledovaná a hodnotená od natívu cez arteriálnu, venóznú až po neskorú parenchýmovú fázu. (Adámek a kol., 2010, s. 260). Z hľadiska trvania jednotlivých fáz kontrastu je možné sledovať arteriálnu fázu (10-15 sekúnd), porto-venóznú (30-120 sekúnd) a neskorú fázu (nad 120 sekúnd) po i.v. aplikácii. Ďalšiu aplikáciu KL vykonávame po uplynutí 5-10 minút (Sutherland a kol., 2011, s. 1). Doporučená dávka KL SonoVue je 2,4 ml, ktorú môžeme zvýšiť na 4,8 ml, alebo znížiť na 1,0 ml (Piscaglia a kol., 2012, s. 35).

Ďalším registrovaným preparátom s prevažne kardiologickým použitím je KL Optison (Mallinckrot Inc, San Diego, USA) kde je nosičom stabilizovaný ľudský albumín. Vo fáze vývoja sú tkanivovo špecifické KL (Adámek a kol., 2010, s. 259).

Ku kontrastným látkam používaným vo svete patria:

- Definity / Luminity (octafluoropropán s lipidovým obalom), Lantheus Medical, Billerica, MA, USA. KL bola predstavená v roku 2001 a je licencovaná v Kanade a Austrálii.
- Sonazoid (perfluorobután s fosfolipidovým obalom) Daiichi- Sankyo, GE Tokyo, Japan. KL bola predstavená v roku 2007, je licencovaná v Japonsku a Južnej Kórei (Claudon a kol., 2013, s. 13).

Doposiaľ nie je popísaný žiadny klinicky relevantný bioefekt na organizmus pri použití KL. Reakcie na preparát sú vzácne, najčastejšie iba prechodné, krátkodobé (dispnoe, pálenie na hrudi, hypotenzné alebo hypertenzné reakcie, nauzea či zvracania) (Adámek a kol., 2010, s. 259). KL pre sonografiu nevyvoláva alergické reakcie, nie je nefrotoxická, ani hepatotoxická a pacientmi je výborne tolerovaná (Bohatá a kol., 2010, s. 14). KL neinteragujú so štítnou žľazou a preto nie je potrebné vykonávať laboratórne vyšetrenie pred ich aplikáciou. Doporučené obmedzenie pri použití KL je u pacientov s akútnym koronárnym syndrómom a pľúcnou hypertenziou (Piscaglia a kol., 2012, s. 37). Ďalej u pacientov s významným chronickým srdcovým

zlyhávaním, alebo s významnou srdcovou arytmiou. Ich použitie je zatiaľ kontraindikované u detí a tehotných žien (Adámek a kol., 2010, s. 259).

## **2.2. Technológie zobrazenia s mikrobublinovými kontrastnými látkami**

Správanie mikrobublín v ultrazvukovom vlnení je jedinečné a vychádza z vysokej stlačiteľnosti plynu mikrobublín. Zatiaľ čo tkanivo je prakticky nestlačiteľné, mikrobubliny sa markantne rozpínajú a kontrahujú. Mikrobubliny po dopade ultrazvukovej vlny menia svoju veľkosť (Bohatá a kol., 2010, s. 14). Zväčšujú sa pri zníženom tlaku (rarefaction phase) a naopak kontrahujú sa pri zvýšenom tlaku (pressure phase). Zmena je výraznejšia než u okolitých mäkkých tkanív. Mikrobubliny majú prirodzenú rezonančnú frekvenciu, ktorá je pre brušné ultrasonografické zobrazenie obvykle v rozmedzí 3-5 MHz, pri veľkosti mikrobublín 3-5 mikrometrov (Ungermann a kol., 2009, s. 36). Ultrazvukový prístroj generuje akustické vlny zložené zo striedavých vysokých a nízkych frekvencií. Pri zrážke ultrazvukovej vlny s mikrobublinou dôjde striedavo k jej kompresii a následne k jej expanzii. Stlačenie je limitované vďaka plynovej náplni, naopak expanzia je oveľa väčšia než kompresia. Polomer bubliny sa zväčší až o niekoľko 100% (Bohatá a kol., 2010, s. 14). Dôsledkom tohto javu je asymetrická nelineárna oscilácia bublín, ktorá produkuje vysoké harmonické frekvencie. Mikrobubliny rezonujú s dopadajúcim ultrazvukovým vlnením a tým zvyšujú intenzitu odrazu (Averkiou a Powers, 2007, s. 81).

Aby bolo možné KL dobre zobrazit', je nutné prispôbiť techniku ultrazvukového nastavenia. Prvá technika, ktorá bola k tomuto účelu použitá je harmonické zobrazenie (Bohatá a kol., 2010, s. 14). Pri harmonickom zobrazení sonda neprijíma odrazy základného vysielaného kmitočtu, ale kmity 2. harmonického kmitočtu. Tie vznikajú kmitaním bublín KL aplikovaných do krvného obehu a kmitaním samotných tkanivových štruktúr v dôsledku nelineárneho šírenia ultrazvuku v tkanivách. Potlačením základného kmitočtu dôjde v oblasti 2.harmonického kmitočtu k výraznému pomeru signál/šum, a tým k zvýšeniu kontrastu a priestorového rozlíšenia.

Rozlišujeme dve hlavné formy harmonického zobrazenia, a to kontrastné a prirodzené. Tieto formy sa od seba líšia zdrojom harmonických kmitov.

V kontrastnom harmonickom zobrazení sú zdrojom kmitania oscilácie bublín echo kontrastné látky. V prirodzenom harmonickom zobrazení je to kmitanie tkanivových štruktúr, ku ktorému dochádza v dôsledku nelineárneho šírenia ultrazvukového impulzu tkanivami. Účinkom ultrazvukových impulzov sa bubliny echo kontrastných látok dostávajú do nelineárnych oscilácií, a ich dôsledkom je vznik frekvenčného spektra s maximom v oblasti 2.harmonickej frekvencie. Detekčný systém potlačuje odrazy základnej frekvencie a zachytáva harmonické frekvencie. Amplitúda je síce nižšia, pomer signál/šum je však výrazne vyšší. Vďaka tomuto zobrazeniu môžeme detekovať toky v malých cievach a v cievach obklopených pohybujúcimi sa tkanivami. Kontrastné harmonické zobrazenie v kombinácii s energetickým dopplerom (power-doppler) umožňuje preukázať veľmi pomalé toky (Hrazdira, 1999, s. 250-251).

Ďalej je potrebné vhodné nastavenie mechanického indexu (MI), ktorý závisí na frekvencii a na energii ultrazvuku, toto nastavenie je obsiahnuté v softwarovom vybavení pre echo kontrastné vyšetrenie. Pri vysokom MI (nad 1,0) dochádza k deštrukcii mikrobublín (Adámek a kol., 2010, s. 259-260). Vysoko energetický pulz (s vysokým MI) vedie k deštrukcii mikrobublín, pri ktorom je emitované krátke, silné a ľahko zaznamenateľné spätné echo (SAE stimulated acoustic emission). V súčasnosti sú používané techniky, pri ktorých nedochádza k mechanickej deštrukcii mikrobublín (Ungermann a kol., 2009, s. 36). Časom došlo k vývinu ultrasonografických techník, ktoré sú citlivé na veľmi malé odrazy od mikrobublín, ktoré sú zobrazované v reálnom čase bez deštrukcie, pri veľmi nízkych akustických výkonoch. Väčšina z nich je založená na zobrazení s nízkymi hodnotami MI (low MI imaging) (Bohatá a kol., 2010, s. 15). Zobrazenie s nízkymi hodnotami MI je dôležité z dvoch dôvodov. Prvým dôvodom je prevencia deštrukcie mikrobublín (MI pod 0,10) nedochádza k žiadnemu významnému zničeniu mikrobublín, kým harmonický signál zostáva dobrý. Druhým dôvodom je, že dochádza k redukcii harmonických komponentov tkanivových odrazov, a teda k relatívnemu zvýrazneniu odrazov mikrobublín (Averkiou a Powers, 2007, s. 82).

Pre echo kontrastné zobrazenie bolo vyvinuté niekoľko technológií. Najčastejšie používaná metóda zobrazenia používa princíp „phase inversion“, alebo otočená fáza (Ungermann a kol., 2009, s. 36). Táto metóda pulznej inverzie (pulse inversion imaging, phase inversion- PI) spočíva vo vyslaní dvoch pulzov v opačnej

fáze. Od tkanivových štruktúr sa odrážajú lineárne a je možné ich vzájomne anulovať. Odraz od mikrobublín je nelineárny s vyššími harmonickými frekvenciami, ich signál sa naopak spočíta (Adámek a kol., 2010, s.260). Pri tejto metóde je vhodné rozdelenie monitoru na dve polovice „side-by-side display“. Režim kontrastného zobrazenie je na ľavej strane a B-mód na strane pravej (Averkiou a Powers, 2007, s. 84-85).

Alternatívou k zmene fázy ultrasonografického vlnenia je zmena jeho amplitúdy, takzvaná technika power modulation (PM). V subtrahovanom spektre je zachytená aj nelineárna zložka základnej frekvencie. Signál pozadia nie je potlačený úplne, ale oproti harmonickému zobrazeniu je nižší. Táto technika sa využíva pre hlbšie uložené ložiská, prípadne pri vyšetrovaní cirhotických pečeni. Nevýhodou oproti PI je nižšie rozlíšenie (Bohatá a kol., 2010, s. 15).

Ďalšou metódou je power modulated pulse inversion (PMPI) niekedy tiež nazývaná contrast pulse sequence. Pri tejto metóde ide o kombináciu oboch predchádzajúcich metód (PI a PM). Behom impulzov dochádza k zmene amplitúdy a fázy, rovnako potom dochádza k subtrakcii signálu. Výhodou tejto metódy je, že druhé harmonické echá sú relatívne zachované (oproti PI). PMPI detekuje nelineárny signál, a to základný a signál druhej harmonickej frekvencie) (Averkiou a Powers, 2007, s. 84-85).

Relatívnou novinkou je technológia Coded pulse imaging, ktorá využíva vysielanie niekoľkých vln s rôznou frekvenciou. Základná nosná vlna má nižšiu frekvenciu, a dochádza tak k lepšiemu zobrazeniu hlbších štruktúr (Adámek a kol., 2010, s. 260).

### **2.3. Aplikácia kontrastnej ultrasonografie**

Kontrastnú ultrasonografiu používame najmä pri diagnostike pečeňových ložiskových léziách, posúdením ich dynamickej opacifikácie, ďalej pri hodnotení difúzneho pečeňového postihnutia, meraním priechodu KL pečeňovou cirkuláciou. Tento postup sa využíva aj pri posudzovaní prítomnosti a-v skratov, napríklad k vylúčeniu HCC (hepatocelulárny karcinóm). CEUS sa tiež používa pri hodnotení terapie tumorov pečene - priame sledovanie efektu rádiofrekvenčnej ablácie. Kontrastným ultrazvukom sa vyšetrujú aj ložiskové zmeny ďalších orgánov: sleziny, obličiek, slinivky brušnej, lymfatických uzlín, prs, prostaty, čriev, transplantovaných orgánov a taktiež v mamodiagnostike a reumatológii. Existujú publikácie hodnotiace aktivitu Crohnovej choroby pomocou CEUS. Úspešne je tiež aplikovaná pri úrazoch pre zobrazenie postihnutia parenchýmových orgánov dutiny brušnej (Ungermann a kol., 2009, s. 36)(Piscagila a kol., 2012, s. 33).

### **CEUS pri orgánoch dutiny brušnej**

#### **Obličky**

Pri zobrazovaní obličiek metódou CEUS hrá významnú úlohu ich veľké prekrvenie a ďalej aj typické chovanie jednotlivých typov postihnutí, vrátane nádorového (Mechl, 2010, s. 44-45). Zobrazenie obličky je možné realizovať pomocou malej dávky KL (1,0 – 1,5 ml SonoVue). Obličky sú hodnotené samostatne, takže pre posúdenie každej z obličiek je potrebné aplikovať novú dávku KL. Po i.v. aplikácii ako prvé nastáva plnenie tepny, nasleduje rýchle kompletne zaplnenie kortikálnej oblasti (10 – 15 s po i.v. aplikácii). K sýteniu drene dochádza za 30-40 sekúnd. Wash-out fáza nastáva keď mikrobubliny miznú z obehu. Prvá oblasť ktorá stráca sýtenie je dreň, nasledovaná kortikálnou oblasťou (Sirli a kol., 2009, s. 49). Veľmi dôležité je z technického hľadiska použitie postprocesingového spracovania pomocou rôznych typov dedikovaných programov, kde môžeme hodnotiť krivky sýtenia jednotlivých oblastí KL a objektívne posúdiť aj dynamické zmeny. Sýtenia malígnych nádorov obličiek je typické rovnako ako pri ostaných orgánoch, a to rýchly



nástup sýtenia a včasné vymývanie KL. Toto správanie je možné objektizovať práve pomocou kriviek sýtenia s tou výhodou, že je možné posudzovať aj jednotlivé časti expanzie s možnosťou jeho presnejšieho ohraničenia. Benígne nádory sú oproti tomu prekrvené len málo, a krivky ich sýtenia sú úplne odlišné – pomalý nástup sýtenia a pretrvávanie KL. Veľkým prínosom CEUS je v oblasti obličiek určovanie povahy obličkových cýst. Pomocou KL je možné veľmi dobre posúdiť eventuálnu solídnu zložku cysty a jej charakter (Mechl, 2010, s. 44-45). Ďalej je možné CEUS vyšetrenie použiť pre odlišenie renálnych pseudotumorov, navigáciou rádiových frekvenčných ablácií a sledovanie efektu ablačnej terapie (Adámek a kol., 2010, s. 260). Ďalšia potenciálna aplikácia pre použitie CEUS je zobrazovanie prietoku krvi obličkami. CEUS zlepšuje sonografickú detekciu stenózy renálnej artérie a je vynikajúca pri zobrazení perfúzie obličiek vrátane segmentového infarktu, kortikálnej nekrózy, obličkovej infekcie a obličkového zranenia (Wilson a Burns, 2010, s. 32). Ďalšou možnosťou je postkontrastné vyšetrenie pomocou contrast-pulse sekvence (CPS), ktorá je schopná rozlíšiť ultrazvukové echá KL a vlastné zobrazované tkanivo. Táto metóda umožňuje simultánne zobrazenie v štandardnom B-mód a v móde zobrazujúcom sýtenie KL. Metóda sa používa pre zobrazenie perfúzie renálnych tumorov, a je hodnotená špeciálnymi softwarovými aplikáciami (Adámek a kol., 2010, s. 260).

CEUS sa odporúča v nasledujúcich klinických situáciách:

- Pri podozrení na cievne poruchy, ako aj pri infarkte obličiek, pri kortikálnych nekrozách
- Pri diferenciálnej diagnóze medzi solídnyimi léziami a cystami, pri nejasnom vyšetrení na konvenčnom ultrazvuku
- Pri rozlíšení medzi nádorom obličiek a anatomickými variáciami, keď je konvenčný ultrazvuk neurčitý
- Pri charakterizácii komplexných cystických hmotách ako benígne, alebo malígne. Poskytuje informácie pre chirurgickú stratégiu.
- Pre identifikáciu klinických suspektných renálnych abscesov u pacientov s komplikovanou infekciou močových ciest.
- U pacientov podstupujúcich renálnu abláciu tumoru pod ultrasonografickým dohľadom. CEUS môže byť použitý pre zlepšenie vizualizácie lézií v náročných prípadoch a pre detekciu reziduálnych tumorov (Piscaglia a kol., 2012, s. 42).

Podanie KL spolu s radou softwarových aplikácií rozširuje možnosti charakterizácie ložiskových zmien obličiek a môže byť potenciálnou alternatívou CT vyšetrení (Adámek a kol., 2010, s. 260).

## **Ultrazvukové vyšetrenie čriev s aplikáciou KL intravenózne**

Vyšetrenie sa skladá z dvoch krokov. Po natívnom vyšetrení v B-móde, ktorým vyhľadáme oblasť a rozsah postihnutia, môžeme pristúpiť k vyhodnoteniu oblasti záujmu pomocou CEUS (Rippolles a kol., 2011, s. 643). K vyšetreniu je potrebný kvalitný ultrazvukový prístroj umožňujúci špecifické kontrastné zobrazenie. Dôležité je tiež nastavenie nízkeho mechanického indexu (low MI imaging). Pri vyšetrení čriev by mal byť index nižší než 0,10. V závislosti na použití sondy aplikujeme tiež množstvo KL. V prípade 9 MHz sondy je to 1,5-2,5 ml, u 12 MHz sondy je to až 4 ml KL intravenózne (Bartušek a kol., 2010, s. 23-24). KL sa aplikuje pomocou trojcestného 20 gauge katétra s následnou aplikáciou 10 ml fyziologického roztoku (0,9 % NaCl). V závislosti na množstve zúčastnených črevných segmentov sa volí množstvo KL (Rippolles a kol., 2011, s. 643). Výhodou je, že s odstupom niekoľkých minút je možné KL použiť znovu, napríklad na inom patologicky zmenenom úseku čreva. Po aplikácii KL sledujeme pri duálnom zobrazení sýtenie postihnutého úseku čreva. V pravej polovici displeja sa nám zobrazí natívny obraz v ultrazvukovom B-móde, na ľavej strane displeja je postkontrastný obraz. Ide o dynamické vyšetrenie, počas ktorého získavame videozáznam, ktorý je vyhodnotený softwarom (Bartušek a kol., 2010, s. 24). Zo zistených hodnôt je vytvorená pomocou softwaru Excel (Microsoft, USA) krivka sýtenia. Z krivky sýtenia je možné stanoviť čas najvyššieho nasýtenia tkaniva v oblasti záujmu. Časový interval je ekvivalentný k parametru time to peak (Hynek a kol., 2009, s. 43). Túto metódu je možné s úspechom využiť pri pacientoch s nešpecifickými črevnými zápalmi, ako napríklad Crohnova choroba a ulcerózna kolitída. Pomocou nej môžeme odlíšiť akútny zápal od chronického. Ďalšie využitie je pri tumorózných expanziách, infiltrácii abscesových formácií. Pri aktívnom zápale dochádza k sýteniu celého priesvitu črevnej steny v skorej arteriálnej fáze a neskoršie k postupnému vymývaniu z okrajov. Pri chronických zmenách sa spravidla sýti celý priesvit steny. Pri pokročilých fibróznych zmenách sa sýti najprv vonkajšia časť steny a periviscerálne cievy a potom celý

priesvit steny. Abscesová formácia obsahuje hypoechogénne až anechogénne nesýtiace sa centrálné oblasti a intenzívne sa sýti jej stena. Pri zápalových rezistenciách a infiltrátoch sa výrazne sýti vnútorná časť a periférne mäkké tkanivá (Bartušek a kol., 2010, s. 24).

CEUS je indikovaná v nasledujúcich klinických situáciách

- Odhad aktivity ochorenia pri zápalových črevných ochoreniach
- Rozlišovanie medzi fibróznymi a zápalovými striktúrami pri Crohnovej chorobe
- Charakteristika suspektných abscesov (Piscaglia a kol., 2012, s. 40)

CEUS tráviaceho traktu nevyžaduje žiadnu zvláštnu prípravu pacienta, je dobre tolerovaná, a akceptovaná pacientmi, môže byť vykonaná opakovane (Ripolles a kol., 2011, s. 643).

## **CEUS pri diagnostike transplantovaných orgánov**

Konvenčné ultrasonografické hodnotenie orgánových transplantácií s doppler technikou je štandardom pre monitorovanie stavu transplantovaného orgánu. V niektorých prípadoch však môžu technické problémy spôsobiť neurčité výsledky, najčastejšie s ohľadom na stav pečenevej tepny transplantovanej pečene. Pomocou metódy CEUS sa ľahko zobrazí priechodnosť ciev a prekrvenie transplantovaného orgánu. Taktiež ľahko potvrdí ťažkú arteriálnu trombózu (hepatic artery thrombosis), ktorá vyžaduje mimoriadne opatrenia. Použitie CEUS je neoceniteľné a môže odstrániť nutnosť CT angiografie pri týchto stavoch (Wilson a Burns, 2010, s. 33).

## **Brušná trauma**

CEUS zvyšuje viditeľnosť traumatických poranení. Kontrastné sýtenie trvá dosť dlho na to, aby došlo k zaisteniu adekvátneho prieskumu všetkých parenchýmových orgánov u pacientov s traumou. Vyšetrenie obvykle začína obličkami, nasleduje pečeň, a nakoniec vyšetrujeme slezinu. Alternatívnou je KL rozdeliť na dve dávky. Prvú dávku použijeme na skúmanie pravej obličky a pečene.

Druhú dávku použijeme na ľavú obličku a slezinu. CEUS demonštruje zranenie ako nesýtiacu vadu či defekt. Tržné rany sú vykreslené ako výrazne hypoechogénne skupiny. CEUS môže odhaliť zmeny, ktoré nie sú zrejmé na konvenčnom ultrasonografe, ako infarkty, perilesional hyperaemi, a tiež unikanie KL mimo krvných ciest (extravaskulárne), ktoré sa objavia ako združovanie alebo prúd kontrastu. Šírenie kontrastu do peritoneálnej dutiny alebo retroperitonea je dôležitým zistením, pretože indikuje prebiehajúce krvácanie a následne je potrebný chirurgický zákrok. Vzhľadom k tomu, že KL nie je vylučovaná močovou cestou, nie je možné CEUS použiť pre detekciu poškodenia močového vylučovacieho systému.

CEUS sa odporúča v nasledujúcich situáciách

- Ako alternatíva k CT pri stabilizovaných pacientoch
- Pre ďalšie vyhodnotenie neistých CT nálezov
- Pre sledovanie traumy a tým zníženie počtu CT (Piscaglia a kol., 2012, s. 44-45)

## **Slezina**

CEUS je schopné odhaliť rozdiely medzi benígnou a malígnou fokálnou léziou sleziny. Po intravenózne aplikácii 1,2- 2,4 ml KL SonoVue s kontrast špecifickým softwarom je slezina kontinuálne sledovaná po dobu troch minút pri nízkom nastavení MI. Nasleduje prepláchnutie 10ml roztokom NaCl. Pacient počas vyšetrenia leží na pravej strane, alebo na chrbte. Počas skorého kontrastného sýtenia pacient zadrží dych. Vyšetrenie sa ukladá v digitálnej sekvencii alebo na magneto-optický disk. Posúdenie postkontrastného zobrazenia je hodnotené na základe parametrov skorej fázy sýtenia v čase 1-20 sekúnd po i.v. aplikácii, kontrastné sýtenie v čase 60 sekúnd po i.v. aplikácii a kontrastné sýtenie v čase 120 – 180 sekúnd po i.v. aplikácii KL. Parenchýmová fáza býva analyzovaná v čase od 60 – 180 sekúnd po aplikácii KL intravenózne (Herbay a kol., 2009, s. 421-422).

Existujú tri modely sýtenia lézií sleziny

- Lézie, ktoré sa sýtia v arteriálnej fáze a rýchle vymývanie
- Lézie, ktoré sa sýtia v arteriálnej fáze s pokračovaním sýtenia do parenchýmu

- Lézie, ktoré sa nesýtia v akejkoľvek fáze

Prvý model je malígny, zatiaľ čo ďalšie modely je možné vidieť pri benígnych léziách. Kontrastná ultrazvuková metóda bola preukázaná ako bezpečná a presná pre odlišenie benígnych od malígnych ložiskových lézií sleziny a to hlavne v kombinácii s klinickými informáciami (Sutherland a kol., 2011, s. 2).

## **Slinivka brušná (pancreas)**

CEUS je presná zobrazovacia metóda pre vizualizáciu intrapankreatických kapilár a mikrokapilár. Sýtenie slinivky začína arteriálnou fázou ktorá trvá 10-30 sekúnd a žilná fáza trvá 30-120 sekúnd.

Fokálne pankreatické lézie identifikované konvenčným ultrazvukom v B-móde, môžu byť ďalej hodnotené pomocou CEUS s cieľom zlepšiť:

- Charakteristiku duktálneho adenokarcinomu
- Diferenciálnu diagnózu medzi pseudocystami a cystickými tumormi
- Diferenciáciu vaskulárnej od avaskulárnej zložky lézie
- Definíciu veľkosti a medze lézie (vrátane vzťahu s priľahlými kapilármi)
- Poskytnutie informácií o voľbe ďalších zobrazovacích metódach
- Diagnózu v prípadoch, ktoré sú neurčité na CT (Piscaglia a kol., 2012, s. 38-39)

## **Pečeň**

Kontrastnou ultrasonografiou CEUS je možné detekovať a charakterizovať fokálne pečeňové lézie, ďalej hodnotiť v reálnom čase prekrvenie (perfúziu) fokálnych pečeňových lézií a to v arteriálnej, portálnej a neskorej kontrastnej fáze s vysokou diagnostickou presnosťou. Kombinácia KL a nastaveného nízkeho MI je nevyhnutelné pre detekciu pečeňových metastáz (Larsen, 2010, s.8). Parameter nastavenia MI by mal byť znížený pod 0,1 so zvýšenou citlivosťou ultrazvukového prístroja pre harmonické frekvencie pri použití PI módu a s použitou konvexnou abdominálnou

sondou. KL (SonoVue) je aplikované intravenózne v celkovom množstve 4,8 ml po ktorej nasleduje prepláchnutie 10 ml fyziologickým roztokom. Vyšetrované ložisko je následne kontinuálne sledované vo všetkých fázach opacifikácie. Dvojité prekrvenie pečene a z portálnej žily (70-75%) a pečeňovej tepy (25-30%) vedie k trom fázam vizualizácie. Arteriálna fáza poskytuje informácie o miere a štruktúre arteriálneho cievneho zásobenia a obvykle začína 20 sekúnd po intravenózne aplikácii a pokračuje 30-45 sekúnd. Venózna fáza trvá do 2 minút po injekcii. Neskorá fáza trvá až do vymiznutia mikrobublín z obehu a je limitovaná na 4-6 minút.

European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology (EFSUMB) vyčleňuje štyri oblasti odporúčení pri vyšetrovaní pečene

- Použitie CEUS pri charakterizácii náhodne nájdeného ložiska pečene. Pokiaľ nie je pri natívnom ultrazvuku ložisko jasne určené ako cysta, alebo hemangiom typického hyperechogénneho vzhľadu, je potrebné ďalšie vyšetrenie a odporúča sa použitie CEUS. Pokiaľ sú po podaní KL intravenózne prítomné typické patognomické známky benígnych lézií (hemangiom) nie je nutné ďalšie vyšetrenie
- Diagnostika HCC u pacientov s cirhózou pečene. Pacienti s pečeňovou cirhózou majú každých šesť mesiacov kontrolný ultrazvuk pre riziko vzniku portálnej hypertenzie, ale tiež pre vysoké riziko vzniku HCC. Akékoľvek nové ložisko zobrazené v pečeni je podozrivé z HCC. EFSUMB odporúča vykonať CEUS pri každom ložisku väčšom ako 1 cm u pacientov s pečeňovou cirhózou alebo chronickou hepatitídou.
- Detekcia pečeňových metastáz pri onkologicky chorých pacientoch. Pri všetkých pacientoch so známou malignitou.
- Použitie CEUS pri vykonávaní a sledovaní výsledkov perkutánnej ablácie pečeňových tumorov (Ungermann a kol., 2009, s. 38-40).

## Ďalšie možnosti aplikácie CEUS

### Vezikoureterálny reflux (VUR)

KL sa okrem intravaskulárnej aplikácie môžu aplikovať aj intrakavitárne. Intravezikálne podanie KL pre diagnostiku VUR a mikčnú ultrasonografiu sa stalo rutinnou možnosťou, ktorá môže úplne nahradiť refluxné vyšetrenie s využitím ionizujúceho žiarenia (mikčnú cystourethrografiú) u dievčat.

Základné kroky mikčnej urosonografie sú:

- Ultrasonografické hodnotenie obličiek a močového mechúra
- Intravezikálne podanie KL riedenej s fyziologickým roztokom. KL môže byť aplikovaná do močového mechúra transuretrálnym katétrom, alebo suprapubickou punkciou (0,1-0,5 ml SonoVue v 500ml 0,9% NaCl)
- Sledovanie močového mechúra a obličiek pri nízkej hodnote MI v priebehu naplňovania KL, po naplnení močového mechúra KL, a nakoniec pri močení

Mikčná urosonografia sa odporúča v nasledných klinických situáciách:

- Prvá prehliadka vezikoureterálneho refluxu u dievčat
- Ako nadväzujúce vyšetrenie po terapii (konzervatívnej, chirurgickej)
- Screening pri vysokorizikových pacientoch (transplantované obličky) (Piscaglia a kol., 2012, s. 42-43).

### Reumatológia

Ultrazvuk je dostupná a lacná metóda pre detekciu zmien, ktoré sprevádzajú reumatoidnú artritídu. Jednak je možné veľmi dobre detekovať zvýšenie tekutiny v jednotlivých kĺboch a ďalej rovnako zobrazit' postihnutú zmnoženú synoviálnu výstelku. Ďalej je možné prehliadnuť povrch dostupných častí kĺbných plošiek a hodnotiť prípadné zmeny. Ochorenie je sprevádzané novotvorbou ciev, ktoré je možné detekovať pomocou Dopplerovského mapovania. Pri prebiehajúcej artritíde je zobrazenie komplikované, čo spôsobuje prítomnosť veľmi pomalých tokov

v novoutvorených cievach. Aplikácia KL je vhodným indikátorom preukázania prekrvenia týchto pomalých tokov. Pomocou KL zobrazíme novoutvorené cievy a dokážeme zmapovať prekrvenie drobných kapilár ktoré nie sú viditeľné pri Dopplerovskom mapovaní (Šprláková- Puková a kol., 2012, s. 395). V priebehu natívneho ultrazvukového vyšetrenia sa vyhľadá anatomická oblasť, ktorá je následne sledovaná počas aplikácie KL. Po zaistení žilového vstupu je pacientovi aplikovaná KL (5ml SonoVue Bracco), nasledovaná fyziologickým roztokom (20ml). MI je nastavený v rozmedzí 0,07-0,09 s využitím techniky power modulace.

Hodnotenie sýtenia patologického tkaniva je stanovené:

- Bez známk sýtenia. Sýti sa iba podkožie a okolité tkanivo
- Sýtenie maximálne do 1/3 objemu tkaniva, sýtenie je prchavé, pretrváva niekoľko sekúnd (cca 5 s)
- Sýti sa viac ako 1/3 objemu tkaniva- pozitívny nález

Diagnostika reumatologických chorôb, hlavne reumatoidnej artritídy je pomerne komplikovaná. Túto metódu je možné použiť pre čo najrýchlejšie stanovenie správnej diagnózy (Šprláková- Puková a kol., 2012, s. 399-401).

## **CEUS v mamodiagnostike**

Doterajšie výsledky štúdií potvrdzujú možnosť použiť CEUS v odlíšení benígnej a malígnej lézie mliečnej žľazy. Senzitivita 98% a špecifikácia 92%. Celkové množstvo 2,4 ml KL s následným 5ml prepláchnutím fyziologickým roztokom sa aplikuje do antikubitálnej žily. Používa sa lineárna sonda s nízkym MI 0,07 – pre predčasnú deštrukciu mikrobublín, ako aj pre získanie optimálnej obrazovej kvality v harmonickom režime. Výsledky dokazujú že SonoVue s harmonickým zobrazovacím módom a QLAB softwarom významne zlepšujú možnosť charakterizácie fokálnych lézií mliečnej žľazy. S najväčšou pravdepodobnosťou CEUS bude jedinečnou technikou schopnou skorého zhodnotenia efektu neoadjuvantnej chemoterapie (Dvořák a kol., 2012, s. 334).



## Lymfatické uzliny

Pri klinickom podozrení na postihnutie periférnych lymfatických uzlín je ultrazvukové vyšetrenie metódou prvej voľby. Vyšetrenie prebieha najprv s 12-17 MHz lineárnou sondou natívne, potom sa použije 9 MHz sonda s intravenóznou aplikáciou 1,5ml KL (SonoVue, Bracco) s prepláchnutím 10ml fyziologického roztoku a s nastaveným mechanickým indexom (MI) zníženým na 0,04. Pri samotnom hodnotení obrazu lymfatickej uzliny po aplikácii KL kladieme najväčší dôraz na arteriálnu fázu (na prvých 10 sekúnd), ktorá spoľahlivo zhodnotí spôsob distribúcie KL v uzline, respektíve zhodnotí typ sýtenia uzliny. Venózna fáza k hodnoteniu neprispieva, v tejto fáze je už väčšina kontrastu z uzliny vymytá, a rozdiely medzi benígnou a malígnou lymfatickou uzlinou sa zmazávajú (Jakubcová a kol., 2009, s. 49-50). V lymfatickej uzline prebieha rada procesov, ktoré vedú k jej štruktúrnym zmenám. Môže sa jednať napríklad o antigénnu stimuláciu v rámci benígnych, najčastejšie zápalových procesov, alebo aj o reakciu lymfatického tkaniva na prítomnosť antigénov nádorových buniek v spádovej oblasti uzlín a nakoniec aj o infiltráciu uzliny nádorom. Tieto zmeny sa odrážajú v makroskopickom obraze uzliny pri kontrastnom ultrazvukovom vyšetrení. Podľa doterajších skúseností môžeme zhrnúť niekoľko znakov, ktoré vzbudzujú podozrenie na nádorovú infiltráciu. A to nehomogénne sýtenie uzliny s absenciou sýtenia centra, absenciou pravidelného vetvenia ciev, s viacpočetnými oblasťami nekroz a rýchlym vymytím kontrastu typickým najmä pri postihnutí lymfoproliferácií. Podkladom týchto zmien je zánik normálnej štruktúry uzliny, ktorá je podmienená difúznou nádorovou infiltráciou. V prípade postihnutia uzliny metastázou aj prítomnosti nekroz a ďalej neovaskularizáciou, výsledkom ktorej je chaotické nepravidelné cievne zásobenie uzliny. Kontrastné ultrazvukové vyšetrenie dokáže tieto zmeny detekovať a umožňuje nám odlíšiť benígnu a malígnu lymfadenopatiu a tým prispieva k správnej diagnóze nádorov (Jakubcová a kol., 2009, s. 26).

### 3. Sonoelastografia

Zobrazením elasticity tkaniva simulujeme palpačné vyšetrenie pričom sme schopní posúdiť aj lézie, ktoré nie sú hmatateľné, a môžeme kvantifikovať tuhosť tkaniva. Pre tento účel je možné využiť ultrazvuk (Mírka a kol., 2010, s. 48). Posúdenie elasticity tkaniva ultrazvukom získalo významný podiel v medicíne vzhľadom k dostupnosti tejto technológie v klinickom prostredí. Elasticita je jedným z najdôležitejších fyzikálnych parametrov, ktorým posudzujeme pružnosť alebo tuhosť tkaniva. Túto vlastnosť využívame pri malígnych ochoreniach, ale aj pri chorobných procesoch týkajúcich sa difúzných porúch (Gheonea a Saftoiu, 2010, s. 525).

Klinickí lekári pravidelne využívajú manuálnu palpáciu pre vyhodnotenie ochorenia. Táto metóda je obmedzená len na štruktúry ktoré sú povrchové, veľké a sú značne tuhšie než okolité tkanivo (Nightingale, 2011, s. 328). Informácie získavané pomocou prstov sú veľmi subjektívne, ale využívané celé tisícročia. Staroveké kultúry používali palpáciu pre posúdenie mechanických vlastností tkaniva a tak detekovali a charakterizovali ochorenie alebo zranenie. Starí Egypťania používali palpačnú techniku ako je uvedené v papyruse (Edwin Smith- najstarší známy príklad lekárskej literatúry z doby asi okolo 1900 pnl) (Bamber, 2008, s. 319). Pohmatom určovali zlomeninu a dokázali ju odlišiť od luxácie pocitom krepitácie pod prstami. Palpácia bola vždy dôležitá aj v tradičnej čínskej medicíne (asi 500 rokov pnl). Dotykom detekovali tep v radiálnej tepne a s charakteru pulzácie diagnostikovali typ ochorenia (Wells a Liang, 2011, s. 1523). Prechod od manuálnej palpácie k ultrazvukovej elastografii sa uskutočňoval viac ako tridsať rokov. Prvé výsledky boli z Francúzska a Belgicka v priebehu 70.rokov minulého storočia. Hodnotili tuhosť tkaniva pomocou M-módu. Neskôr európski a japonskí pracovníci využívali B-mód. Následne pracovníci z rôznych štátov v priebehu roku 1980 vyvinuli algoritmy pre spracovanie ultrazvukovej ozveny a pre meranie posuvu tkaniva. V roku 1996 bol po prvýkrát použitý termín „freehand elastography“ a pravdepodobne prvý elastografický obraz tvorený týmto spôsobom bol uvedený na výročnej konferencii amerického inštitútu pre ultrazvuk v lekárstve v roku 1998 (Bamber, 2008, s. 319-320).

Elastografické zobrazovacie metódy zahŕňajú mechanické podráždenie (kompresiu) tkaniva a následné pozorovanie tkanivovej odpovedi.

- Externý výboj statickej kompresie (Elastografia, strain-imaging)
- Externé dynamické vibrácie (TE)
- Prirodzene vyskytujúci sa fyziologický pohyb (srdcové deformácie- rate imaging ) (Nightingale, 2011, s. 329)

Elastografiou hodnotíme elasticitu tkaniva a je založená na troch fázach metodiky:

- Vysielať nízko-frekvenčné vibrácie do tkaniva a tým vyvolať pnutie
- V zobrazenom tkanive analyzovať výsledné pnutie
- Z tejto analýzy vyhodnotiť parametra súvisiaceho s tuhosťou tkaniva (Sporea, 2012, s. 129)

### **3.1. Technológie ultrazvukovej elastografie**

#### **Tranzientná elastografia**

TE (tranzientná elastografia) je ultrazvuková metóda založená na princípe Hookovho zákona pre pružnú deformáciu, ktorá hovorí o priamoúmernom vzťahu medzi napätím a deformáciou (Sporea a kol., 2010, s. 130). TE patrí medzi prvé používané klinické aplikácie elastografie v medicíne a komerčným prístrojom je FibroScan (Echosens, Paríž, Francúzsko). Používa sa na neinvazívne posudzovanie fibrózy pečene (Gheonea a Saftoiu, 2010, s. 525). Využívané je jednoúčelové zariadenie na meranie rýchlosti šírenia mechanickej vlny v tkanive, korešpondujúce s mierou fibrózneho prestavby (Mírka a kol., 2010, s. 48). Sonografická sonda je napojená na vibrátor (Sporea a kol., 2010, s. 130). Ten vysiela signály (vibrácie) s nízkou amplitúdou 2mm a frekvenciou 50 Hz smerom do tkaniva (Gheonea a Saftoiu, 2010, s. 525). Vibračné vlny postupujú tkanivom, rýchlosť je úmerná tuhosti tkaniva. Čím je rýchlosť väčšia, tým je tkanivo tuhšie. Výsledky sú vyjadrené v kilopascaloch (kPa).

Nevýhodou TE pri hodnotení fibrózy pečene pomocou FibroScan je v tom, že nie je dostatočne presná, aby rozlišovala medzi susediacimi fázami fibrózy. Je ale dostatočne citlivá aby rozlíšila neprítomnosť a miernu fibrózu od výraznej fibrózy. Medzi nevýhody zaradíme aj vysoké náklady na prístroj (cca 80.000 Euro) (Sporea

a kol., 2010, s. 130-133). Ďalšou nevýhodou je, že TE nedokáže súčasne zobrazit' pečeň v B-móde a vyžaduje dedikované jednocelové zariadenie (Mírka a kol., 2010, s. 48).

Vyšetrenie sa vykonáva na lôžku. Pacient leží na chrbte, pravú ruku má položenú pod hlavou. Vyšetrujúci naniesie gél na ultrazvukovú sondu ( pri obéznych pacientoch sa použije XL sonda), ktorú prikladá na pokožku do medzirebrového priestoru pravého laloku pečene. V optimálne zvolenom mieste s hrúbkou minimálne 6 cm, bez prítomnosti veľkých cievnych štruktúr vykoná meranie. Vibračné vlny sa zachytávajú a spracúvajú softwarom prístroja. Zlé merania sú softwarom automaticky zrušené. Prínos TE sa očakáva pri indikácii antivírusovej liečby pri chronických vírusových hepatitídach a pri posudzovaní chronických hepatitíd, alkoholovej, nealkoholovej, steatohepatitídy a cirhózy. V súčasnosti (ku dňu 27.7.2010) na celom svete existuje viac ako 250 centier, v ktorých sa vykonáva TE (Sporea a kol., 2010, s. 131-133).

## **Real-time elastografia**

Real – time elastografia (RTE) je implementovaná do štandardných ultrazvukových prístrojov (Mírka a kol., 2010, s. 48). Zobrazuje (meria) mieru deformácie tkaniva ako reakciu na vonkajšiu mechanickú kompresiu za predpokladu, že deformácia je nižšia v tuhých tkanivách v porovnaní s elastickými mäkkými tkanivami. RTE porovnáva rádiovfrekvenčné ultrazvukové vlny získané pred a po kompresii (Botar Jid a kol., 2012, s. 239). Výstupom je farebná alebo čiernobiela mapa elasticity tkaniva a pri niektorých zariadeniach je možná aj číselná kvantifikácia (Mírka a kol., 2010, s. 48). Rozsah farebnej škály je od červenej (mäkké tkanivo- miesta s výraznou deformáciou) až po modrú (tuhé štruktúry- oblasti s nízkym skreslením) zelená farba značí priemer deformácie ROI (region of interest). Použitie týchto troch základných farieb sa nazýva RGB (red-green-blue = červená-zelená-modrá) kódovanie (Botar Jid a kol., 2012, s. 240).

RTE bola vyvinutá spoločnosťou Hitachi (Hi RT-E) (Sporea, 2012, s. 130). Hitachi EUB 8500 zariadenie s 6,5 – 13 MHz sondou a freehand kompresnou technikou. Konvenčný B-mód ultrazvukový obraz sa zobrazí na pravej strane displeja,

zatiaľ čo farebne odlišený real-time sonoelastogram je znázornený na ľavej strane obrazovky. Transparentnosť farby je možné optimálne prispôbiť tak, že základná šedá škála je prekrytá farebným grafickým znázornením tkanivovej elasticity. Kompresia musí byť minimálna a aplikovaná vo vertikálnom smere. Pohyb v laterálnom smere musí byť minimalizovaný alebo potlačený. Je potrebné vyhnúť sa nadmernému tlaku sondou. Elastografická informácia je získavaná v reálnom čase počas tkanivovej kompresie a videozáznam sa ukladá do internej pamäte ultrazvukového prístroja (Botar Jid a kol., 2012, s. 240). RTE je schopná posúdiť fibrózu pečene (s menšou presnosťou než TE) a taktiež aj ložiskové lézie v blízkom poli (Mírka a kol., 2010, s. 48). V posledných niekoľkých rokoch sa RTE používa pre charakterizáciu lézií mäkkých tkanív ako prs, štítnej žľazy, prostaty a lymfatických uzlín. Táto metóda je tiež užitočná pre diagnostiku a sledovanie porúch pohybového aparátu vyhodnotením elasticity svalových štruktúr, šliach a väzov (Botar Jid a kol., 2012, s. 245).

## **Elastografia strižnými vlnami**

Elastografia strižnými vlnami (SWE – Shear Wave Elastography) je ultrazvuková neinvazívna metóda pomocou ktorej zobrazujeme v reálnom čase elastické vlastnosti tkanív. Nevyžaduje kompresiu tkaniva ozvučovacími hlavicami, namiesto toho využíva radiačnú silu ultrazvukovej vlny. Kvantitatívny odhad je získaný z pružnosti rôznych mäkkých tkanív, vrátane svalov, šliach, slinných žliaz a brušných orgánov, ako napríklad slinivka brušná, pečeň a slezina (Arda a kol., 2011, s. 532). Táto metóda využíva prechodné impulzy pre generovanie priečneho vlnenia v tele. Elasticita tkaniva je priamo odvodená meraním rýchlosti šírenia vlny (Sporea, 2012, s. 131). Výsledky sú vyjadrené v kPa. Hodnota sa meria vo vymedzenej ROI (Arda a kol., 2011, s. 533). Elasticita je zobrazená farebne kódovaným obrazom, vložením na obraz B-módu. Tuhšie tkanivo je kódované v červenej farbe, a mäkkšie tkanivá v modrej farbe, s rozlíšením obrazu cca 1mm. SWE je navrhnutá a patentovo chránená u Aixplorer, je to nová generácia ultrazvukových prístrojov (Sporea a Lie, 2012, s. 394).

## **SuperSonic Shear Imaging**

SuperSonic Shear imaging (SSI) je nová ultrazvuková technika založená na vizualizácii elastických vlastností mäkkých tkanív v reálnom čase (Bercoff a kol., 2004, s. 396-397). SSI (Les Jardins de la Duranne, Aix en Provence, Francúzsko), je technológia s názvom Sonic Touch. Pri tomto type software generuje impulzy do rôznych hĺbok supersonickou rýchlosťou (odtiaľ pojem SuperSonic Imaging). Systém Aixplorer môže vytvárať, zachytiť a kvantifikovať rýchlosť strižných vln, a tým získavať dáta až 200 x rýchlejšie než bežné (konvenčné) ultrazvukové technológie (Sporea a Lie, 2012, s. 394). Rýchlosť strižných vln je priamo úmerná Youngovmu modulu pružnosti v kPa (Sebag a kol., 2010, s. 5282). SSI umožňuje mapovanie tkanivovej pružnosti v čase kratšom než 20 ms (Bercoff a kol., 2004, s. 396-397).

## **Acoustic Radiation Force Impulse Imaging**

Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) je najnovšou technikou, ktorá je implementovaná do štandardných ultrazvukových prístrojov. Na rozdiel od predchádzajúcich metód (TE, RTE) využíva iba ultrazvukové vlny bez mechanickej kompresie tkaniva. Metóda je založená na meraní rýchlosti šírenia strižnej vlny vznikajúcej pri priechode ultrazvuku tkanivom (Mírka a kol., 2010, s. 48).

Využívaná je technológia Virtual Touch Tissue Imaging (VTTI) a Virtual Touch Tissue Quantification (VTTQ). Tieto softwary umožňujú kvantitatívne a kvalitatívne hodnotenie elasticity tkaniva. VTTI (Siemens, Európa) popisuje relatívne fyzikálne vlastnosti tuhosti tkaniva (Fierbinteanu- Braticevici, 2009, s. 5529). Poskytuje kvalitatívny elastogram relatívnej tuhosti tkaniva ROI v stupnici šedi. Svetlé oblasti predstavujú mäkké tkanivo, tmavé naopak tuhšie tkanivá. Touto metódou je možné diferencovať tuhšie tkanivá od mäkkších, aj keď sa objavia isoechogénne na konvenčnom ultrazvukovom zobrazení (Gheonea a Saftoiu, 2010, s. 526). VTTQ poskytuje presné numerické meranie súvisiace s tuhosťou tkaniva pri užívateľom (pomocou kurzora) definovaných anatomických lokalizáciách (Fierbinteanu- Braticevici, 2009, s. 5529).

Podľa prvých štúdií táto technológia dosahuje porovnateľné výsledky s TE ale má menej limitácií. Hlavné využitie nachádza pri stagingu pečenej fibrózy a je taktiež možné ju použiť pri posudzovaní ložiskových lézií v blízkom poli. V súčasnosti je táto metóda dostupná iba na prístroji Acuson S2000 firmy Siemens (Siemens Medical System, Nemecko) (Mírka a kol., 2010, s. 48).

Sonoelastografia sa stala efektívnou a ľahko vykonateľnou zložkou ultrazvukového vyšetovania s rýchlym rastom počtu klinických aplikácií. Nové techniky vrátane 3D a 4D elastografie sú v súčasnej dobe testované vo výskumných laboratóriách s cieľom zistiť potenciál flexibility zobrazovania (Gheonea a Saftoiu, 2010, s. 527).

## Záver

Prehľadová bakalárska práca poskytla informácie o moderných ultrasonografických metódach. Venovala sa metóde, ktorá využíva mikrobublinovú KL ku kontrastnému zobrazovaniu – kontrastnú ultrasonografiu. Ďalej sa venovala metóde, ktorá využíva ultrazvuk pre posudzovanie elasticity tkaniva – sonoelastografie. V úvode tejto práce boli stanovené tri ciele. Tieto ciele boli splnené.

Úvod bakalárskej práce objasňuje základy ultrazvuku, ultrazvukového vlnenia a slúži ako introdukcia do problematiky.

Druhá kapitola priniesla bližšie poznatky o kontrastnej ultrasonografii. Pozornosť bola venovaná ultrasonografickým kontrastným látkam, ich vývoju a rozdeleniu. Podrobne objasnila v súčasnosti používanú kontrastnú látku druhej generácie – SonoVue, ktorá je schválená pre použitie v Českej republike. Ďalej sú v kapitole predložené poznatky o technikách potrebných pri zobrazovaní s mikrobublinovými kontrastnými látkami používanými v ultrasonografii. Medzi ne patrí harmonické zobrazovanie, ktorého sú dve hlavné formy, a to kontrastné a prirodzené. Bola zdôraznená potreba vhodného nastavenie mechanického indexu, a to tak, aby sa zabránilo nežiaducej mechanickej deštrukcii mikrobublín. V práci boli uvedené technológie pre echokontrastné zobrazenie. Najčastejšie používanou metódou je pulzná inverzia, ktorá vysiela dva pulzy v opačnej fáze. Ďalšími uvedenými metódami sú Power modulation a Power modulated pulse inversion. Novinkou je technológia Coded pulse imaging. Kapitola podáva utriedený prehľad o možných oblastiach aplikácie kontrastnej ultrasonografie. CEUS má význam pri preukázaní prekrvenia a tkanivovej perfúzie v reálnom čase s vynikajúcim priestorovým rozlíšením a s vysokou diagnostickou presnosťou.

Tretia kapitola predložila prehľad publikovaných poznatkov o sonoelastografii a jej význame pri neinvazívnom spôsobe diagnostiky rôznych patologických stavov. Analyzuje využitie ultrazvuku k hodnoteniu elastických vlastností mäkkých tkanív. Úvod do problematiky bol venovaný vývoju a histórii posudzovania mechanických vlastností tkaniva palpačnou technikou až po možnosť využiť pre tento účel ultrazvuk. Ďalej sú objasnené technológie ultrazvukovej elastografie a aj v posledných rokoch vyvíjaná technológia označovaná ako elastografia strižnými vlnami (SWE).



## Literatúra a zdroje

ADÁMEK, D., CIHLÁŘ, F., HOŘEJŠÍ, L. 2010. Pokroky ultrasonografie v diagnostice nádorů ledvin. *Urologie pro praxi*. 2010, 11(5), 257-261. ISSN 1803-5299. Dostupné z: <http://www.urologiepropraxi.cz/pdfs/uro/2010/05/07.pdf>

ARDA, K., CILEDAG, N., AKTAS, E., KADRI, A. B., KOSE, K. 2011. Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography. *American Journal of Roentgenology*. 2011, 197, 3, 532-536. ISSN 1546-3141. Dostupné z: <http://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.10.5449>

AVERKIOU, M., POWERS, J. 2007. Ultrasound contrast media in the characterization of soft tissue lesions: ongoing research. *Medica Mundi*. 2007, 11, 51(2+3), 80-94. ISSN neuvedené. Dostupné z: [http://incenter.medical.philips.com/doclib/enc/fetch/2000/4504/577242/577256/588821/5050628/5313460/5313150/Ultrasound\\_contrast\\_agents.pdf%3fnodeid%3d5312206%26vernum%3d1](http://incenter.medical.philips.com/doclib/enc/fetch/2000/4504/577242/577256/588821/5050628/5313460/5313150/Ultrasound_contrast_agents.pdf%3fnodeid%3d5312206%26vernum%3d1)

BAMBER, J. C. 2008. Comment on New Technology – Ultrasound Elastography. *Ultraschall in der Medizin*. 2008, 29(3), 319-320. ISSN 0172-4614. Dostupné z: <https://www.thieme-connect.de/ejournals/htm/10.1055/es-2008-1080979>

BARTUŠEK, D., VAVŘÍNKOVÁ, M., VÁLEK, V., HUSTÝ, J. 2010. Využití ultrazvuku v diagnostice onemocnění střev. *Česká a Slovenská Gastroenterologie a hematologie*. 2010, 64(4), 18-24. ISSN 1804-803X. Dostupné z: [csggh.info/arch\\_detail.php?stat=460](http://csggh.info/arch_detail.php?stat=460)

BERCOFF, J., TANTER, M., FINK, M. 2004. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2004, 51(4), 396-409. ISSN 0885-3010. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15139541?dop=abstract>

BOHATÁ, Š., PAVLÍK, T., CHLUMSKÁ, D., VÁLEK, V. 2010. Přínos kontrastního ultrazvukového vyšetření v diferenciální diagnostice ložiskových procesů jater. *Česká radiologie*. 2010, 64(1), 11-19. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=277>

BOTAR JID, C., VASILESCU, D., DAMIAN, L., DUMITRIU, D., CIUREA, A., DUDEA, S. M. 2012. Musculoskeletal sonoelastography. Pictorial essay. *Medical ultrasonography*. 2012, 14, 3, 239-245. ISSN 2066-8643. Dostupné z: [medultrason.ro/assets/magazines/medultrason-2012-vol14-no13/13botar.pdf](http://medultrason.ro/assets/magazines/medultrason-2012-vol14-no13/13botar.pdf)

CLAUDON, M., DIETRICH, C.F., CHOI, B.I., COSGROVE, D.O., KUDO, M., NOLSOE, C.P., PICSAGLIA, F., WILSON, S.R., BARR, R.G., CHAMMAS, M.C., GHAUBAL, N.G., CHEN, M.-H., CLEVERT, D.A., CORREAS, J.M., DING, H., FORSBERG, F., FOWLKES, J.B., GIBSON, R.N., GOLBERG, B.B., LASSAU, N., LEEN, E.L.S., MATTREY, R.F., MORIYASU, F., SOLBIATI, L., WESKOTT, H.-P., XU, H.-X. 2013. Guidelines and Good Clinical Practice, Recommendations for Contrast Enhanced Ultrasound (CEUS) in the liver Update 2012. *Ultraschall in der Medizin – European Journal of Ultrasound*. 2013, 34, 11-29. ISSN 0172-4614. Dostupné z: <https://www.thieme-connect.de/ejournals/pdf/10.1055/es-0032-1325499.pdf>

DVOŘÁK, K., MIHULOVÁ, I., BRANČÍKOVÁ, D., JANDÁKOVÁ, E. 2012. Možné využití kontrastního ultrazvuku (CEUS) v mamodiagnostice. *Česká Radiologie*. 2012, 66(3), 317-336. ISSN 1210-788. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=374>

FIERBINTEANU-BRATICEVICI, C., ANDRONESCU, D., USVAT, R., CRETOIU, D., BAICUS, C., MARINOSCHI, G.. 2009. Acoustic radiation force imaging sonoelastography for noninvasive staging of liver fibrosis. *World Journal of Gastroenterology*. 2009, 15(44), 5525-5532. ISSN 1007-9327. Dostupné z: [www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2785054/](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2785054/)

HERBAY, A., BARREIROS, A., IGNEE, A., WESTENDORFF, J., GREGOR, M., GALLE, P. R., DIETRICH, Ch. 2009. Contrast – Enhanced Ultrasonography With SonoVue Differentiation Between Benign and Malignant Lesions of the Spleen. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 2009, 28, 4, 421-434. ISSN 1550-9613. Dostupné z: [www.jultrasoundmed.org/content/28/4/421.full?sid-156b5c1e-4c9f-4552-bb8b-fef9f7cd2b4d](http://www.jultrasoundmed.org/content/28/4/421.full?sid-156b5c1e-4c9f-4552-bb8b-fef9f7cd2b4d)

HRAZDIRA, I. 1999. Harmonické zobrazení – nová modalita diagnostického ultrazvuku. *Česká radiologie*. 1999, 53, 4, 250-253. ISSN 1210-7883.

HRAZDIRA, I. 2011. Jak pracovat s ultrazvukovým diagnostickým přístrojem. *Biofyzikální základy ultrasonografie*. 2011, 1, 1-69. ISBN 978-80-244-2895-6

JAKUBCOVÁ, R., FOUKAL, J., BUDINSKÁ, E., ŠMARDOVÁ, L. 2009. Využití kontrastního ultrazvukového vyšetření v diferenciální diagnostice lymfadenopatií – první zkušenosti. *Česká Radiologie*. 2009, 63(1), 48-55. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=231>

JAKUBCOVÁ, R., MOULIS, M., ŠÁLEK, D., FOUKAL, J. 2010. Kontrastní ultrazvukové vyšetření periferních lymfatických uzlin – radiologicko – patologická korelace. *Česká Radiologie*. 2010, 64(1), 20-27. ISSN 1210-7883. Dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_10s1\\_33\\_66.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_10s1_33_66.pdf)

KOTULÁNOVÁ, E., HRAZDIRA, I. 1999. Levovist v provozu specializovaného ultrasonografického pracoviště. *Česká radiologie*. 1999, 53, 14-16. ISSN 1210-7883.

KUTILOVÁ, R. 2010. USG Elastografie a CEUS u Ca prsu. *Česká Radiologie*. 2010, 64(suppl 1), 33-66. ISSN 1210-7883. Dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_10s1\\_33\\_66.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_10s1_33_66.pdf)

LARSEN, L. P. S. 2010. Role of contrast enhanced ultrasonography in the assesement of hepatic metastases: a review. *Word Journal of Hepatology*. 2010, 27, 2(1), 8-15. ISSN 1948-5182. Dostupné z: [www.wjgnet.com/1948-5182/pdf/v2/i1/8.pdf](http://www.wjgnet.com/1948-5182/pdf/v2/i1/8.pdf)

MECHL, L., FOUKAL, J., BOHATÁ, Š. 2010. CEUS u nádorů ledvin a retroperitonea. *Česká radiologie*. 2010, 64(suppl.1), 33-66. ISSN 1210-7883. Dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_10s1\\_33\\_66.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_10s1_33_66.pdf)

MICHALÍČKOVÁ, Z., ČERVENKOVÁ, J., HOŘEJŠÍ, J. 2009. Zkušenosti s použitím kontrastní ultrasonografie při hodnocení efektu radiofrekvenční ablace jater a ledvin. *Česká Radiologie*. 2009, 63(2), 145-151. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=241>

MÍRKA, H., FERDA, J., OHLÍDALOVÁ, K., KOŽELUHOVÁ, J. 2009. Hodnocení dynamiky perfuze stěvní stěny při stanovení aktivity Crohnovy choroby: Porovnání ultrasonografie a magnetické rezonance s blood-pool kontrastní látkou. *Česká radiologie*. 2009, 63(1),42-47. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=232>

MÍRKA, H., OHLÍDALOVÁ, K., BURIÁNEK, V. 2010. USG elastografie. *Česká Radiologie*. 2010, 64(suppl 1), 33-66. ISSN 1210-7883. Dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_10s1\\_33\\_66.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_10s1_33_66.pdf)

NIGHTINGALE, Kathy. 2011. Acoustic Radiation Force Impulse (Arfi) Imaging: A Review. *Current Medical Imaging Reviews*. 2011, 7(4), 328-339. ISSN 1875-6603  
Dostupné z: [www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3337770/](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3337770/)

PISCAGLIA, F., NOLSOE, C., COSGROVE, D.O., GILJA, O.H., BACHMANN NIELSEN, M., ALBRECHT, T., BAROZZI, L., BERTOLOTTI, M., CATALANO, O., CLAUDON, M., CLEVERT, D.A., CORREAS, J.M., D'ONOFRIO, M., DRUDI, F.M., EYDING, J., GIOVANNINI, M., HOCKE, M., IGNEE, A., JUNG, E.M., KLAUSER, A.S., LASSAU, N., LEEN, E., MATHIS, G., SAFTOIU, A., SEIDEL, G., SIDHU, P.S., HAAR, G., TIMMERMAN, D., WESKOTT, H.P. 2012. The EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Practice of Contrast Enhanced Ultrasound (CEUS): Update 2011 on non-hepatic applications. *Ultraschall in der Medizin – European Journal of Ultrasound*. 2012, 33, 33-59. ISSN 1438-8782.  
Dostupné z: <https://www.thieme-connect.com/ejournals/kooperation/81/1314339728825.pdf>

RIPOLLES, T., MARTINEZ-PEREZ, M., BLANC, E., DELGADO, F., VIZUETE, J., PAREDEZ, J. M., VILAR, J. 2011. Contrast - enhanced ultrasound (CEUS) in Chronn 's disease: technique, image interpretation and clinical applications. *Journal List – Insight Imaging*. 2011, 2(6), 639-652. ISSN 1869-4101. Dostupné z: [www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3259412/](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3259412/)

SEBAG, F., VAILLAND- LOMBARD, J., BERBIS, J., GRISTE, W., HENRY, J.F., PETIT, P., OLIVER, C. 2010. Shear wave elastography: a new ultrasound imaging mode for the differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules. *The Journal of clinical endocrinology and metabolism*. 2010, 95, 12, 5281-5288. ISSN 1945-7197. Dostupné z: [jcem.endojournals.org/kontent/95/12/5281.full.pdf+Html](http://jcem.endojournals.org/kontent/95/12/5281.full.pdf+Html)

SIRLI, R., SPOREA, I., POPESCU, A., DANILA, M. 2009. Contrast enhanced ultrasound evaluation of the kidney. *Medical ultrasonography*. 2009, 11, 4, 47-54. ISSN 2066-8643. Dostupné z: [www.medultrason.ro/assets/magazines/medultrason-2009-vol11-eno4/r-08sirli.pdf](http://www.medultrason.ro/assets/magazines/medultrason-2009-vol11-eno4/r-08sirli.pdf)

SPOREA, I., FRIEDRICH-RUST, M., GILJA, O. 2010. Estimation of liver stiffness using ultrasound waves. *EFSUMB – European Course Book*. 2010, 1-22. ISSN

neuveđené. Dostupné z: [www.kosmos-desing.co.uk/EFUMB-Ecb/Ecb-ch03-stiffnessliver.pdf](http://www.kosmos-desing.co.uk/EFUMB-Ecb/Ecb-ch03-stiffnessliver.pdf)

SPOREA, I. 2012. Is there a Real Future for liver Elastograph?. *Journal of Gastrointestinal and Liver Diseases*. 2012, 21, 2, 129-131. ISSN 1842-1121. Dostupné z: [www.jgld.ro/2012/2/1.pdf](http://www.jgld.ro/2012/2/1.pdf)

SPOREA, I., LIE, I. 2012. Shear Wave Elastography. *Ultraschall in der Medizin*. 2012, 33(4), 393-394. ISSN 1438-8782. Dostupné z: <https://www.thieme-connect.de/ejournals/html/10.1055/s-0032-1318848>

SUTHERLAND, T., TEMPLE, F., GALUIN, A., HENNESSY, O. 2011. Contrast - enhanced ultrasound of the spleen: an introduction and pictorial essay. *Journal list-insights imaging*. 2011, 2(5), 515-524. ISSN 1869-4101.

Dostupné z: [www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/pmc3259304/](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/pmc3259304/)

ŠPRLÁKOVÁ-PUKOVÁ, A., ŠTOURAČOVÁ, A., KOŘKOVSKÝ, M., FOJTÍK, Z., OBROVSKÁ, M., PAVLÍK, T. 2012. Odlišení degenerativních změn od počínající fázi revmatoidní artritidy a stanovení aktivity choroby pomocí ultrazvukového vyšetření s kontrastní látkou. *Česká Radiologie*. 2012, 66(4), 394-402. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=390>

UNGERMANN, L., ELIÁŠ, P., RYŠKA, P., MICHL, A., ŽIŽKA, J., KLZO, L. 2009. Dynamická kontrastní ultrasonografie jater. *Česká radiologie*. 2009, 63(1), 34-41. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=233>

WELLS, P. N.T., LIANG, H. 2011. Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity. *Journal of the royal society interface*. 2011, 8, 1521-1548. ISSN 1742-5662.

Dostupné z: <http://rsif.royalsocietypublishing.org/content/8/64/1521.full.pdf+html>

WILSON, S. R., BURNS, P. N. 2010. Microbubbles – enhanced US in Body Imaging: What Role? *Radiology*. 2010, 257, 24-39. ISSN 1527-1315. Dostupné z: [radiology.rsna.org/kontent/257/1/24.full?sid=320e7445-634f-4277-97e1-71091955beaa](http://radiology.rsna.org/kontent/257/1/24.full?sid=320e7445-634f-4277-97e1-71091955beaa)

## Zoznam skratiek

ARFI	- acoustic radiation force impulse
CEUS	- contrast enhanced ultrasound
CPI	- coded pulse imaging
CT	- Computed Tomography / výpočtová tomografia
EFSUMB	- European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology
HCC	- hepatocellular carcinom
Hz	- hertz
i.v.	- intravenózna
KL	- kontrastná látka
kPa	- kilopascal
MI	- mechanical index / mechanický index
ml	- mililiter
mm	- milimeter
MR	- magnetická rezonancia
NaCl	- chlorid sodný
PI	- phase inversion
PM	- power modulation
ROI	- region of interest / oblasť záujmu
RTE	- real – time elastography
s	- sekunda
SSI	- supersonic shear imaging
SWE	- shear wave elastography
TE	- tranzientná elastografia
VTTI	- virtual touch tissue imaging
VTTQ	- virtual touch tissue quantification
VUR	- Vesico – ureteral Reflux / vezikoureterálny reflux


## Zoznam obrázkov

Obrázok	Názov obrázku	Strana
Obrázok 1:	Písomná informácia firmy Bracco o mikrobublinovom prípravku SonoVue	40-41
Obrázok 2:	Set mikrobublinovej kontrastnej látky SonoVue	42
Obrázok 3:	Kontrastné ultrazvukové zobrazenie technológiou phase inversion (PI) u pacienta s fokálnou nodulárnou hyperplaziou	43
Obrázok 4:	Hypoechogénny hemangiom u 51 ročnej ženy	43
Obrázok 5:	FibroScan	44
Obrázok 6:	Zobrazenie sleziny pomocou RTE	45
Obrázok 7:	Sonoelastogram štítnej žľazy	46
Obrázok 8:	Farebné dopplerovské zobrazenie štítnej žľazy	46

## Prílohy

### Obrázok 1:

Písomná informácia firmy Bracco o mikrobublinovom prípravku SonoVue



**SonoVue®**  
8 mikrolitrov/ml, prášok a disperzné  
prostredie na injekčnú suspenziu  
síran hexafluoridu

**Pozorne si prečítajte celú písomnú informáciu skôr, ako začnete používať Váš liek**

- Túto písomnú informáciu si uschovajte. Možno bude potrebné, aby ste si ju znovu prečítali.
- Ak máte akékoľvek ďalšie otázky, obráťte sa na svojho lekára alebo lekárnika.
- Tento liek bol predpísaný Vám. Nemali by ste ho dávať nikomu inému. Môže mu uškodiť, dokonca aj vtedy, ak má rovnaké príznaky ako Vy.
- Ak začnete pociťovať akýkoľvek vedľajší účinok ako závažný alebo ak spozorujete vedľajšie účinky, ktoré nie sú uvedené v tejto písomnej informácii pre používateľov, povedzte to, prosím, svojmu lekárovi alebo lekárnikovi

**V tejto písomnej informácii pre používateľov:**

1. Čo je SonoVue® a na čo sa používa
2. Skôr ako použijete SonoVue®
3. Ako používať SonoVue®
4. Možné vedľajšie účinky
5. Ako uchovávať SonoVue®
6. Ďalšie informácie

**1. ČO JE SONOVUE® A NA ČO SA POUŽÍVA**

Farmakoterapeutická skupina: kontrastná látka na ultrazvukové zobrazovanie ciev a tkanív tela. SonoVue® je disperzia, ktorá obsahuje milióny drobných bublínok (mikrobubliny). Každá z týchto bublínok je menšia ako červená krvinka. Bublínky odrážajú ultrazvukový lúč a poskytujú lepší kontrast ako telové tkanivá.

SonoVue® je kontrastná látka, odrážajúca ultrazvukové vlny inak ako telové tkanivá, čím zlepšuje zobrazenie. Toto pomôže Vášmu lekárovi rozoznať danú časť Vášho tela alebo cievu a objaviť prípadné abnormality. SonoVue® sa môže použiť na vyšetrenie srdcových dutín, veľkých krvných ciev a vyšetrenie ložiskových zmien v oblasti prs a pečene.

SonoVue® je len na diagnostické použitie.

**2. SKŔR AKO POUŽIJETE SONOVUE®**

**Nepoužívajte SonoVue®**

- ak ste alergický (precitlivý) na síran hexafluoridu alebo na niektorú z ďalších zložiek SonoVue®,
- ak máte srdcový infarkt a/alebo stále trpíte častou a/alebo opakujúcou sa angínou alebo bolesťou na prsiach,
- ak Vám nedávno urobili zákrok na koronárnej artérii,
- ak máte čerstvé zmeny na Vašom elektrokardiograme,
- ak máte pravidelnú a/alebo opakujúcu sa angínu alebo bolesť na prsiach počas ostatných 7 dní,
- ak trpíte na srdcové zlyhanie,
- ak máte ťažkú poruchu srdcového rytmu,
- ak máte pravo-ľavé srdcové skraty,
- ak máte veľmi zvýšený krvný tlak v pľúcnej tepne,
- ak máte neliečený vysoký krvný tlak,
- ak máte syndróm dychovej tiesne dospelých.

Pokiaľ ste niekedy v minulosti mali alergickú reakciu na SonoVue® alebo na niektorú inú ultrazvukovú kontrastnú látku, informujte o tom svojho lekára.

Ak máte podstúpiť záťažovú echokardiografiu, povedzte Vášmu lekárovi ak ste za posledné 2 dni mali:

- pravidelnú a/alebo opakujúcu sa angínu alebo bolesť na prsiach, zvlášť ak máte v chorobopise ochorenie srdca,
- nedávne elektrokardiografické zmeny.

**Buďte zvlášť opatrný pri použití SonoVue®:**

- v priebehu kontrastného (SonoVue®) echokardiografického vyšetrenia s farmakologickou záťažou sa má starostlivo sledovať EKG a krvný tlak,
- v prípade ak máte vážne pľúcne ochorenie a skrátený dych,
- v prípade ak máte neurologické ochorenie, ktoré je nestabilné, umelú pľúcnu ventiláciu, akútny zápal vnútornej srdcovej blany, umelé srdcové chlopne, akútny systémový zápal a/alebo sepsu, stav zvýšenej krvnej zrážavosti a/alebo nedávny tromboembolický stav, ochorenie obličiek alebo pečene v pokročilom štádiu.

**Užívanie iných liekov**

Doposiaľ nie sú informácie o vzájomných reakciách medzi SonoVue® a inými liekmi. Napriek tomu informujte svojho lekára o všetkých liekoch, ktoré užívate, vrátane liekov, ktorých výdaj nie je viazaný na lekársky predpis.



### Tehotenstvo a dojčenie

SonoVue® sa netestoval na gravidných ženách. Nebezpečenstvo pre vyvíjajúce sa dieťa sa nepredpokladá. Pokiaľ ste gravidná alebo si myslíte, že môžete byť gravidná, oznámte to svojmu lekárovi. Pokiaľ dojčíte, oznámte to svojmu lekárovi. Nie je známe, či SonoVue® prechádza do materského mlieka. Váš lekár Vás poučí, či je potrebné na čas dojčenie prerušiť po Vašom vyšetrení ultrazvukom. Skôr ako začnete užívať akýkoľvek liek, poraďte sa so svojím lekárom.

### 3. AKO POUŽÍVAŤ SONOVUE®

SonoVue® sa injekčne aplikuje do žily, zvyčajne na Vašej ruke. Objem, ktorý Vám bude podaný, závisí od toho, ktorá časť tela bude vyšetovaná. Zvyčajná dávka je 2 alebo 2,4 ml disperzie. Táto dávka sa môže v prípade potreby opakovať. Injekciu SonoVue® Vám podá zdravotný personál dozerajúci na Vaše vyšetrenie. Dávka je rovnaká pre dospelých i starších pacientov. SonoVue® sa nemá podávať pacientom mladším ako 18 rokov.

30 minút po Vašom vyšetrení budete ešte pozorovaný.

Ak máte ďalšie otázky týkajúce sa používania tohto lieku, povedzte to svojmu lekárovi.

### 4. MOŽNÉ VEDĽAJŠIE ÚČINKY

Tak ako všetky lieky, SonoVue® môže spôsobovať vedľajšie účinky, hoci sa neprejavia u každého. Existuje riziko ťažkých alergií podobných reakcií, zahŕňajúcich anafylaktický šok.

Väčšina nežiaducich účinkov, ktoré boli zaznamenané pri použití SonoVue® v klinických štúdiách, boli mierne a netrvali dlho. Medzi najčastejšie vedľajšie účinky patria: bolesť hlavy; nevoľnosť; bolesť, pálenie, krvný výron alebo znečivilenie v mieste vpichu injekcie.

Medzi menej časté vedľajšie účinky patria: svrbenie; vyrážky; bolesti brucha, bolesť na hrudi alebo v chrbte a nešpecifická bolesť; vazodilatácia; zvýšenie hladiny cukru v krvi; neostré videnie; škriabanie v krku; tlak v prínosových dutinách; znečivilenie niektorej časti tela; závraty; problémy so spánkom; pocit slabosti; zvláštna chuť.

Pokiaľ si myslíte, že ste zaznamenali vedľajšie účinky potom, ako ste dostali injekciu SonoVue®, informujte zdravotný personál dozerajúci na Vaše vyšetrenie.

Ak začnete pociťovať akýkoľvek vedľajší účinok ako závažný alebo ak spozorujete vedľajšie účinky, ktoré nie sú uvedené v tejto písomnej informácii pre používateľov, povedzte to, prosím, svojmu lekárovi.

### 5. AKO UCHOVÁVAŤ SONOVUE®

Uchovávajte mimo dosahu a dohľadu detí.

Nepoužívajte po dátume expirácie uvedenom na obale.

Disperziu SonoVue® Vám budú aplikovať do 6 hodín od jej prípravy.

### 6. ĎALŠIE INFORMÁCIE

#### Čo SonoVue® obsahuje

- Liečivo je síran hexafluoridu vo forme mikrobublín.
- Ďalšie zložky sú makrogol 4000, distearoylfosfatidylcholín, dipalmitoylfosfatidylglycerol sodný, kyselina palmitová
- Sklenená injekčná striekačka obsahuje injekčný roztok chloridu sodného 9 mg/ml (0,9%)

#### Ako SonoVue® vyzerá a obsah balenia

SonoVue® je súprava obsahujúca prášok a rozpúšťadlo na disperziu na injekciu SonoVue®, 8 mikrolitrov/ml, prášok a disperzné prostredie na injekčnú suspenziu

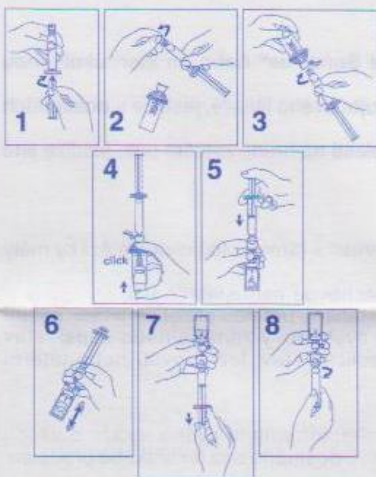
#### Držiteľ rozhodnutia o registrácii

Bracco International B.V., Strawinskylaan 3051, NL - 1077 ZX Amsterdam, Holandsko

#### Výrobca:

Bracco Imaging S.p.A., Via Ribes 5, Bioindustry Park, Colletterto Giacosa, 10010 (TO), Taliansko

### Systém 02 (s oddeleným MiniSpike prenosovým systémom (CE 0123))



1. Pripojte piestovú tyčinku na injekčnú striekačku naskrutkovaním v smere hodinových ručičiek.
2. Otvorte blister MiniSpike prenosového systému a odstráňte hrotový uzáver injekčnej striekačky.
3. Otvorte kryt prenosového systému a pripojte injekčnú striekačku na prenosový systém naskrutkovaním v smere hodinových ručičiek.
4. Odstráňte uzatvárací ochranný kotúč skla injekčnej liekovky. Vsuňte injekčnú liekovku zľahka do prieľadného puzdra stláčacieho systému a silným zatlačením zablokujete injekčnú liekovku na mieste.
5. Vyprázdňte obsah injekčnej striekačky do injekčnej liekovky stlačením piestovej tyčinky.
6. Prudko pretrepte asi 20 sekúnd, aby bol celý obsah injekčnej liekovky premiešaný (zmenil sa na mliečnu tekutinu).
7. Prevráťte systém a opatrne natiahnite SonoVue® do injekčnej striekačky.
8. Odskrutkujte injekčnú striekačku od prenosového systému.

Datum poslednej revízie textu: 01/2008

Data zatvárdzenia ulotki: 01/2008

Táto písomná informácia pre používateľov bola schválená: 01/2008

Obrázok. 2:

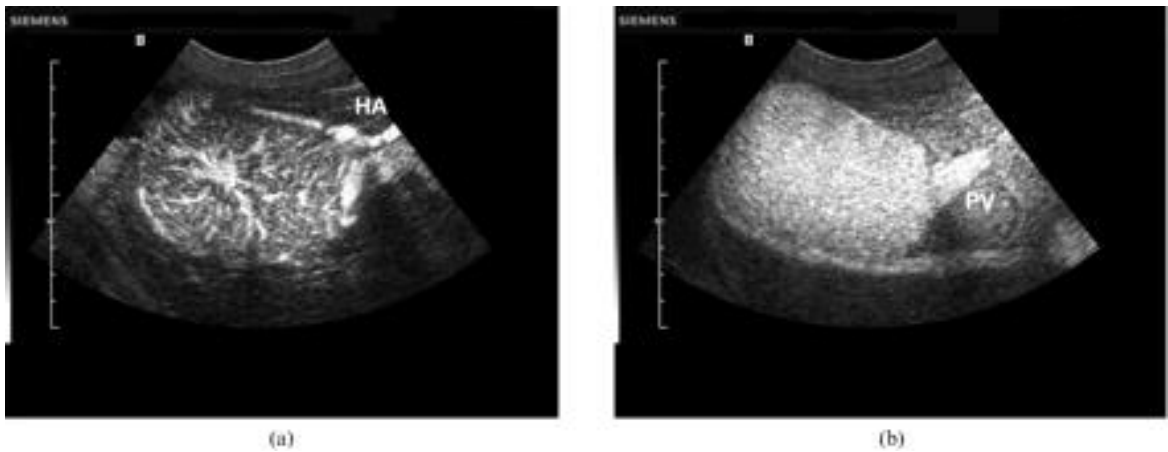
Set mikrobublinovej kontrastnej látky SonoVue



Obrázok 3:

Kontrastné ultrazvukové zobrazenie technológiou phase inversion (PI) u pacienta s fokálnou nodulárnou hyperplaziou

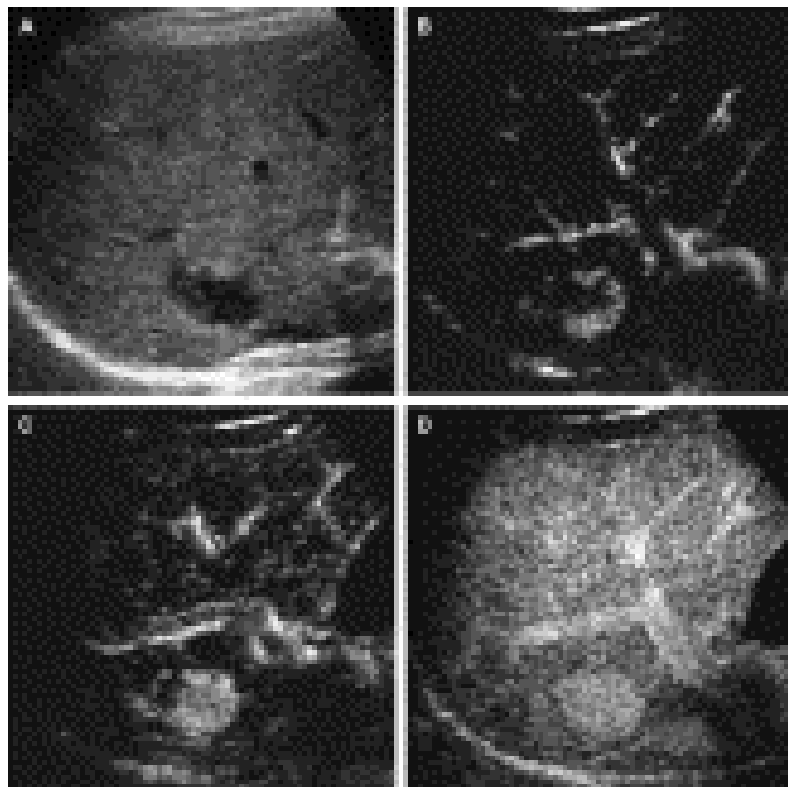
- a) Arteriálna fáza (8-22 s) po aplikácii SonoVue (HA - hepatic artery – pečeňová tepna)
- b) Venózná fáza (12-30 s) po aplikácii SonoVue (PV – portal vein – portálna žila)



Obrázok 4:

Hypoechogénny hemangióm u 51 ročnej pacientky

- a) B-mód zobrazenie
- b) CEUS, 9-ta sekunda po aplikácii KL
- c) CEUS, 11-ta sekunda po aplikácii KL
- d) CEUS, 120-ta sekunda po aplikácii KL



Obrázok 5:

FibroScan

Jednoúčelové zariadenie používané na neinvazívne posudzovanie fibrózy pečene.

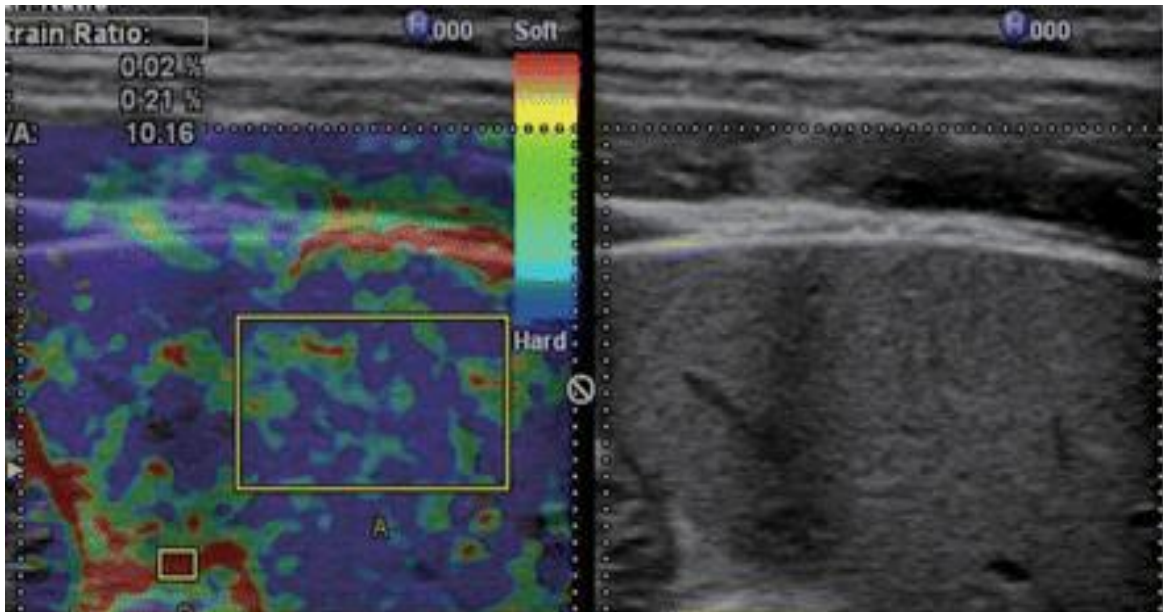
(Na obrázku sú zobrazené možné varianty v praxi používaných ultrazvukových sond)



Obrázok 6:

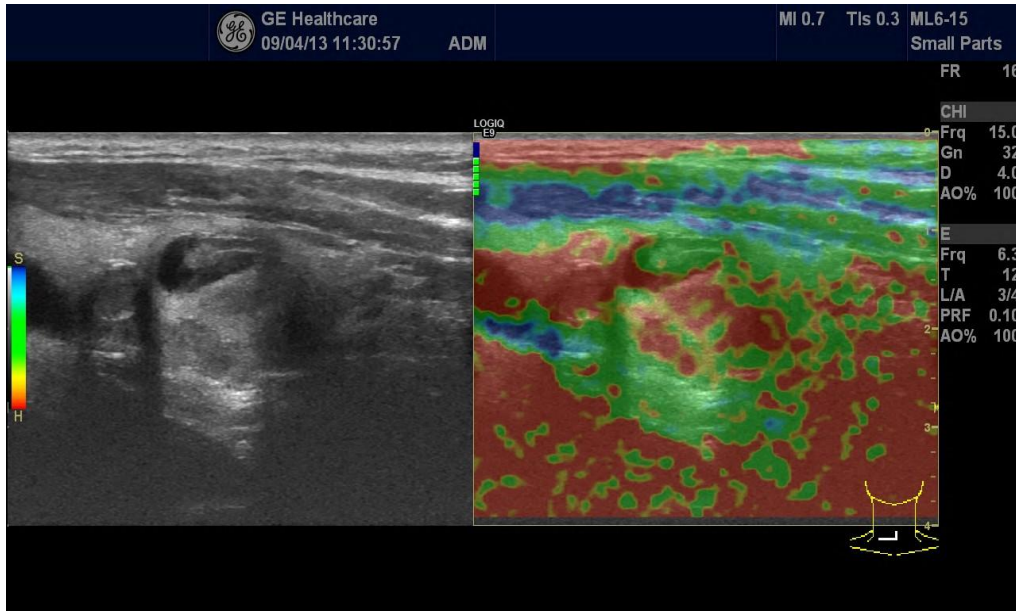
Zobrazenie sleziny pomocou Real- time elastografie (RTE)

Obraz na ľavej strane je farebne odlíšený Real- time sonoelastogram. Obrázok vpravo je zobrazenie v B-mode.



Obrázok 7:

Sonoelastogram štítnej žľazy. Struma polynodosa – väčšia časť uzla s nízkou elasticitou (červená farba). Side by side rozdelenie monitoru, vľavo B-mód, vpravo sonoelastografické zobrazenie.



Obrázok 8:

Farebné dopplerovské zobrazenie štítnej žľazy (toho istého pacienta ako obr. 7)

