

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2015

Petra Vavrušová

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Petra Vavrušová

Elastografie – její princip a možné využití

Bakalářská práce

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

Olomouc 2015

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 11. května 2015

podpis

Ráda bych poděkovala doc. MUDr. Jaroslavu Vomáčkovi, Ph.D., MBA za odborné vedení bakalářské práce. Dále bych ráda poděkovala své rodině, zvláště mojí matce a také kolegyni Dominice Kuderové za motivaci ke psaní.

ANOTACE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Téma práce: Ultrasonografie – elastografie

Název práce v ČJ: Elastografie – její princip a možné využití

Název práce v AJ: Elastography – principles and possible use

Datum zadání: 2014-09-20

Datum odevzdání: 2015-05-11

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav radiologických metod

Autor práce: Vavrušová Petra

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

Oponent práce: MUDr. Zuzana Heřmanová

Abstrakt v ČJ:

Bakalářská práce „Elastografie – její princip a využití“ se zabývá popisem elastografie pomocí ultrazvukového zobrazení. Zaměřuje se především na shrnutí základních dosud publikovaných poznatků o sonoelastografii. Zabírá se rovněž možnostmi využití sonoelastografie při vyšetření jaterního parenchymu, štítné žlázy, prsní tkáně, urogenitálního traktu (ledvin, prostaty, vaječnicků), mízních uzlin. Práce čerpá z odborné literatury a studií publikovaných v odborných recenzovaných periodikách a také využívá internetových zdrojů.

Abstrakt v AJ:

Bachelor thesis “Elastography – principles and applications” is a description elastography by using ultrasound imaging. It focuses primarily on basic summaries of published knowledge about sonoelastography. It occupies also the possibilities of using sonoelastography on examination of the liver parenchyma, thyroid, breast, genitourinary tract (kidney, prostate and ovary), lymph nodes. The thesis use information from specialized literature and studies published in professional reviewed journals and also utilizes Internet resources.

Klíčová slova v ČJ: ultrasonografie, elastografie, magnetická rezonance, játra, štítná žláza, prsní žláza, prostata, vaječníky, muskuloskeletální systém, mízní uzliny

Klíčová slova v AJ: ultrasonography, elastography, magnetic resonance, liver, thyroid gland, breast gland, prostate gland, ovaries, musculoskeletal system, lymph nodes

Rozsah: 47 stran/10 příloh

OBSAH

ÚVOD.....	9
1 Ultrasonografie	11
1.1 Hlavní typy ultrazvukového zobrazení	12
1.2 Dopplerovská ultrasonografie	13
1.3 Části ultrasonografických přístrojů a vyšetřovací sondy	16
2 Elastografie	18
2.1 Mechanické vlastnosti lidských tkání	18
2.2 Vztah mezi napětím a deformací	19
2.3 Statická ultrazvuková elastografie	22
2.3.1 Manuální „strain stress“ elastografie	23
2.3.2 2. generace ultrazvukové elastografie	23
2.3.3 Elastografie založená na radiční síle UZ paprsku.....	23
2.3.4 Transientní elastografie	24
2.4 Dynamická elastografie	25
2.4.1 ShearWave Elastografie (SWE)	25
2.5 Intravaskulární elastografie.....	27
2.6 Magnetická rezonanční elastografie (MRE)	28
2.7 HistoScanning	28
3 Možné využití sonoelastografie.....	30
3.1 Vyšetření jater	30
3.2 Vyšetření štítné žlázy	32
3.3 Vyšetření prsní žlázy	33
3.4 Vyšetření prostaty	35
3.5 Vyšetření v oblasti hlavy a krku	35
3.5.1 Mízní uzliny v oblasti hlavy a krku	35
3.5.2 Slinné žlázy	36

3.6	Vyšetření v gynekologii.....	37
3.7	Vyšetření muskuloskeletálního systému.....	38
	Závěr.....	40
	Referenční seznam.....	41
	Seznam zkratk.....	45
	Seznam obrázků.....	46
	Seznam tabulek.....	47
	Obrazová příloha	48

ÚVOD

Ultrasonografie neboli diagnostická ultrazvuková vyšetření jsou dnes nejčastěji používanými vyšetřeními mezi moderními zobrazovacími metodami. Jedná se o neinvazivní zobrazení vnitřních struktur těla, které přináší důležité informace o funkčním stavu a patologii tkání, pomáhá při identifikaci mnoha nemocí, zdravotních problémů a komplikací.

Ultrazvukové vlnění bylo objeveno v roce 1794 italským biologem Lazzarem Spallanzanim. Vešší pozornost k ultrazvuku se začala upírat až po objevu piezoelektrického jevu bratry Curieovými v roce 1880 a po zkonstruování prvního piezoelektrického měniče Paulem Langevinem v roce 1916. Rozhodující význam pro technické a lékařské aplikace měly práce F. A. Firestonea, amerického vědce, který na počátku 40. let 20. století stál u zrodu ultrazvukového odrazového defektoskopu, přímého předchůdce dnešních ultrazvukových zobrazovacích systémů. Odrazovou metodu detekce ultrazvuku zavedli do medicínské praxe v roce 1949 G. D. Ludwig a F. W. Struthers. V roce 1950 John J. Wilde popsal zařízení pro dvojrozměrné zobrazení. Ultrazvukové metody založené na Dopplerově principu se začaly objevovat v padesátých letech.

Elastografie je metoda zobrazující elastické vlastnosti biologických tkání pomocí ultrazvuku nebo magnetické rezonance. Vychází ze skutečnosti, že změny elastických vlastností tkání často souvisejí s patologií. Počátky ultrazvukové elastografie jsou přibližně od začátku 80. let 20. století a název metody poprvé použil Ophir a jeho spolupracovníci v roce 1991. Elastografické metody se v klinické praxi využívají jako doplňkové metody ke zvýšení specifity diagnózy mnoha nemocí. Velmi často se elastografie používá při vyšetření jater, štítné žlázy, při screeningu rakoviny prsu a prostaty nebo k vyšetřování v gynekologii.

Tato práce je zaměřena na ultrazvukovou elastografii. Odpovídá na otázky:

- Co je to elastografie a na jakém principu pracuje?
- Jaké je využití elastografie?

Mezi cíle práce patří:

- Sepsat dostupné poznatky o elastografii pomocí ultrazvuku a magnetické rezonance.
- Zjistit nejnovější možné využití elastografie.

K sepsání bakalářské práce byla použita tato vstupní studijní literatura:

- SEDLÁŘ, Martin., Zobrazovací metody využívající neionizující záření, Brno, 2013.
- HRAZDIRA, Ivo. Úvod do ultrasonografie: v otázkách a odpovědích pro studenty lékařské fakulty, 2008.
- HRAZDIRA, Ivo. Úvod do ultrasonografie pro studenty lékařské fakulty, 2010.
- BERCOFF, Jeremy. Teoretické základy a principy ShearWave Elastografie, 2008.
- HOFER, Mathias. Kurz sonografie. Praha: Grada, 2005.

Přehled informací a poznatků o ultrazvukové a MR elastografii byl vypracován na základě rešerše odborných článků. Při jejich vyhledávání byly využity databáze Medvik, EBSCO, MEDLINE, Google Books a webové stránky Journal of Ultrasound in Medicine, SonoWorld, Česká společnost pro ultrazvuk v medicíně a materiály firmy MEDATA. Při práci s články byly nalezeny další zdroje, z nichž bylo rovněž čerpáno. Základním vyhledávacím jazykem byl český a anglický jazyk. Část informací, potřebných pro napsání bakalářské práce, byla dohledána v odborné literatuře.

V první etapě rešeršní činnosti byla použita klíčová slova: ultrasonografie, magnetická rezonance, elastografie, elasticita. Bylo nalezeno 9 článků, z nich bylo použito 3.

V průběhu psaní bakalářské práce proběhla druhá etapa vyhledávání s těmito klíčovými slovy: elastografie, játra, prsní žláza, štítná žláza, prostata, vaječníky, muskuloskeletální systém, mízní uzliny. Bylo nalezeno 17 článků, z toho bylo použito 9 článků. Zbylé články nebyly využity kvůli nevyhovujícím nebo chybějícím informacím.

1 Ultrasonografie

Princip ultrasonografie je založen na známém mechanickém ultrazvukovém vlnění. Ultrazvuk je vysokofrekvenční zvukové vlnění vyšší než 20 000 kmitů za sekundu (20 kHz). Pro diagnostické účely se využívají frekvence od 2 do 30 MHz (Palmer, 2000, s. 19; Chmelová, 2006, s. 9). Ultrazvuk se pružným prostředím šíří formou podélného vlnění (např. v měkkých tkáních a tekutinách lidského těla). V kostech a podobně pevných látek se ultrazvuk šíří formou příčného vlnění (Hrazdira, 2008, s. 7).

Ultrazvukové vlny se chovají v různých tkáních odlišně, je to dáno následujícími fyzikálními zákony, podle nich se při šíření ultrazvukové vlnění:

- odráží na makroskopických rozhraní dvou prostředí s různou akustickou impedancí,
- rozptyluje se na mikroskopických rozhraních struktur,
- láme se (ohýbá) na rozhraní dvou prostředí, a to v případě, že nedopadá kolmo a
- pohlcuje (absorbuje), tj. postupně ztrácí energii, kterou předává okolí (Eliáš a Žižka, 1998, s. 13).

Ultrazvuk potřebuje ke svému šíření hmotné prostředí. Rychlost jeho šíření závisí na hustotě daného prostředí, tj. na vzdálenosti jednotlivých částic a jejich schopnosti předat si mezi sebou vlnění. Čím je hustota větší, tím je šíření efektivnější a probíhá rychleji. Nejrychleji se ultrazvuk šíří v prostředí s vysokou hustotou (v pevných látkách, v kostech, 4 000 m/s), pomaleji v kapalinách a materiálech s vysokým obsahem vody (měkké tkáně, průměrná rychlost 1 540 m/s) a nejpomaleji v prostředí s malou hustotou (v plynech, 330 m/s) (Eliáš a Žižka, 1998, s. 13).

V ultrazvukové diagnostice se využívá především odrazu ultrazvukových vln na rozhraní prostředí s různou akustickou impedancí a platí, že čím větší je rozdíl akustických impedancí, tím je intenzita odraženého ultrazvuku větší (Sedlář, 2013, s. 39). Hranice tekutého prostředí (měkkých tkání) s kostí nebo plynem představuje velký rozdíl v akustických impedancích, proto dochází k odrazu téměř všech ultrazvukových vln. Kvůli tomu nelze vyšetřovat orgány uložené za kostmi nebo plynem a také proto se používají kontaktní gely na kůži, které odstraní tenkou vrstvu vzduchu bránící přechodu vln do vyšetřované oblasti (Nekula, 2005, s. 16).

Zdrojem a přijímačem ultrazvukového vlnění je elektroakustický měnič, který převádí mechanickou energii (ultrazvukové vlnění) na energii elektrickou a naopak. V medicíně se používají piezoelektrické nebo magnetostrikční měniče (Sedlář, 2013, s. 27).

V radiodiagnostice se nejčastěji pomocí ultrazvuku vyšetřuje oblast břicha, pánve, krku, prsu, měkké tkáně končetin, u kojenců mozek a kyčelní klouby, v oblasti hrudníku se využívá ke sledování pleurálních výpotků nebo vyšetření srdce (echokardiografie). Dopplerovská ultrasonografie se využívá při vyšetření karotických, intrakraniálních, renálních a končetinových tepen, u žilního systému zejména k diagnostice hlubokých trombóz dolních končetin nebo zobrazení portálního řečiště. Nezastupitelné místo má ultrazvuk v porodnictví a prenatální diagnostice (Nekula, 2005, s. 18).

1.1 Hlavní typy ultrazvukového zobrazení

Odražené ultrazvukové vlny jsou registrovány vyšetřovací sondou, jsou dále zpracovány, ukládají se v počítači a zobrazují se na obrazovce (Palmer, 2000, s. 19-20).

Mezi základní modalitty zobrazení patří:

A-zobrazení (mód) (z angl. Amplitude – výchylka)

Jednorozměrný, nejjednodušší ultrazvukový obraz. Základem zobrazení jsou zaznamenané amplitudy (výchylky) elektrických signálů vzniklých na přijímacím měniči po registraci odrazů ultrazvukových vln na jednotlivých rozhraních. Poloha amplitudy odpovídá místu odrazu ultrazvuku a velikost výchylky odražené akustické energii. A-zobrazení se dnes využívá hlavně v oftalmologii a otorinolaryngologii (Sedlář, 2013, s. 40).

B-zobrazení (mód) (z angl. Brightness – jas)

Poskytuje dvourozměrný obraz snímané oblasti v podobě světelných bodů (pixelů). Pro zobrazení jednotlivých bodů se používá škála šedi o 256 odstínech. Jas bodů odpovídá intenzitě elektrických signálů přijímaných měniči, tzn. velikosti odrazů ultrazvukových vln. Čím jsou odrazy větší, tím jsou příslušné pixely světlejší a naopak. Podle velikosti odrazu a výsledného jasu stanovujeme echogenitu (odrazivost) tkání. Rozlišujeme struktury hyperechogenní (silně odrazivé, jasné pixely, např. kosti, kalcifikace, konkrementy), hypoechogenní (slabě odrazivé, tmavé pixely, např. měkké tkáně, patologická ložiska, aj.), anechogenní (bez odrazu, černé pixely, např. homogenní struktury, tekutiny) a izoechogenní (stejně odrazivé). Umístění každého bodu odpovídá místu odrazu ultrazvukového paprsku (Sedlář, 2013, s. 40-42).

M-zobrazení (mód) (z angl. Motion/Movement – pohyb)

Jedná se o dynamické A-zobrazení, jde tedy o jednorozměrný obraz zkoumané oblasti v čase. Princip je stejný jako v případě A-módu s tím rozdílem, že výsledná křivka výchylek se neustále překresluje v čase se zvolenou frekvencí. Nejčastěji se užívá v echokardiografii (Sedlář, 2013, s. 47).

1.2 Dopplerovská ultrasonografie

Dopplerovská ultrasonografie využívá stejnojmenný jev, kdy dochází ke změně frekvence mechanického akustického vlnění při odrazu od pohybujícího se objektu (Nekula, 2005, s. 17). Tento jev poprvé popsal rakouský fyzik a matematik Johann Christian Doppler v roce 1842 (Eliáš a Žižka, 1998, s. 18). V aplikaci na ultrazvukovou diagnostiku jej můžeme vyjádřit následovně: jestliže se reflektor (objekt odrážející vlnění) pohybuje směrem k sondě, je frekvence odražené vlny vyšší než frekvence vlny vysílané. Naopak, pohybuje-li se objekt směrem od sondy, je frekvence odražené vlny nižší než frekvence vysílané vlny. Rozdíl mezi vysílanými a odraženými vlnami se označuje jako Dopplerův posuv a v medicíně je přímo úměrný rychlosti krevního toku. Dopplerův jev nám umožňuje měřit rychlost pohybu tkání a toku tekutin, např. krve. Pohyblivými reflektory jsou erythrocyty v krvi (Palmer, 2000, s. 23).

Rozeznáváme 3 typy dopplerovského záznamu:

- spektrální záznam (křivka) – křivka závislosti rychlosti krevního toku na čase, z dopplerovské křivky lze vyčíst maximální systolická rychlost i nejnižší diastolická rychlost, je možné vypočítat poměrné indexy (Nekula, 2005, s. 17)
- barevný záznam – jedná se o semikvantitativní metodu, na pozadí B-modu jsou pomocí červenožlutých a modrozelených barevných odstínů zobrazeny pohybující se objekty, barvy určují směr toku a odstíny udávají přibližnou rychlost krevního toku v cévách (Nekula, 2005, s. 17)
- akustický záznam – rozdíl frekvencí dopplerovského posuvu spadá do oblasti slyšitelného zvuku, což umožňuje jeho akustický záznam (Hrazdira, 2008, s. 14).

Dopplerovské zobrazení (D-mód) se využívá k měření rychlosti toku tekutin (např. krve) nebo pohybu pohyblivých struktur (Palmer, 2000, s. 23; Sedlář, 2013, s. 42). Existují dvě základní metody dopplerovského ultrazvuku – s pulzní nebo kontinuální vlnou.

Kontinuální dopplerovské systémy

(Continuous Wave – CW)

Kontinuální dopplerovské systémy vysílají ultrazvukové vlnění nepřetržitě, tj. kontinuálně. Jejich sondy jsou tvořeny dvěma měniči – jeden neustále vysílá vlnění, druhý kontinuálně přijímá odrazy jednotlivých vln (Eliáš a Žižka, 1998, s. 24). Oba měniče jsou vůči sobě skloněny ve velmi tupém úhlu, aby se vysílané i přijímané svazky ultrazvukového vlnění překrývaly v tzv. citlivé oblasti, ve které lze měřit rychlosti toku (Sedlář, 2013, s. 44; Hrazdira, 2008, s. 14). Výhodou CW systémů je měření libovolně velkých rychlostí bez zkreslujících artefaktů (Eliáš a Žižka, 1998, s. 25). Nevýhodou CW systémů je, že neumožňují odlišit odrazy signálů z různých hloubek vyšetřované oblasti. Výsledný přijímaný signál tedy může pocházet z více cév současně (Sedlář, 2013, s. 45). Tyto systémy jsou vhodné pro detekci a měření rychlosti krevního toku v povrchově uložených cévách (Hrazdira, 2008, s. 14).

Pulzní dopplerovské systémy

(Pulsed Wave – PW)

Pracují s ultrazvukovým signálem v podobě pulzů, k vysílání i přijímání signálu slouží jeden měnič. Četnost ultrazvukových pulzů je dána opakovací frekvencí, která je vysílána po dobu potřebnou k tomu, aby vysílaný pulz dosáhl měřeného místa a po odrazu se vrátil zpět k měniči (Sedlář, 2013, s. 43). Výhodou PW systémů je možnost přesného určení hloubky, ze které přijímané frekvenční posuvy pocházejí a díky tomu měřit rychlosti krevního toku v určité cévě (Eliáš a Žižka, 1998, s. 25; Palmer, 2000, s. 24). Nevýhodou PW systémů je existence maximální měřitelné rychlosti pohybu, do které jsou dopplerovské frekvenční posuvy přijímané nezakresleně, tzv. Nyquistův limit. Při překročení Nyquistova limitu dochází k aliasingu (zkreslení) – rychlosti vyšší než maximální měřitelná rychlost se zobrazí na opačné části grafu a jsou vyhodnoceny chybně jako tok s opačným směrem proudění (Eliáš a Žižka, 1998, s. 26; Sedlář, 2013, s. 44). Při rychlostech toku vyšších než 4 m/s již aliasing nelze odstranit (Hrazdira, 2008, s. 16).

Barevné dopplerovské mapování průtoku

(Color Doppler Imaging – CDI, Color Flow Mapping – CFM)

Výsledkem barevného dopplerovského záznamu je dvourozměrné B-zobrazení s barevně kódovanou dopplerovskou informací o krevním toku v cévách. Barva nese informaci o směru rychlosti (např. tok od sondy je kódován modře, tok k sondě červeně) a

velikosti rychlosti (sytost barvy). Mezi výhody CDI patří snadná a rychlá identifikace cévy, určení směru toku, orientační posouzení rychlosti toku podle odstínu barvy. Nevýhodami je zobrazení střední rychlosti toku, nízká citlivost pro malé rychlosti a pomalé toky, velká výpočetní náročnost a dlouhá doba ke vzniku barevného obrazu (Sedlář, 2013, s. 45-46; Hrazdira, 2008, s. 17).

Barevné zobrazení dopplerovské energie

(Energetický doppler – ED, Color Power Doppler – CPD)

Princip barevného zobrazení dopplerovské energie je založen na určení energie (amplitudy) dopplerovských signálů, které jsou vyjádřeny barevným odstínem. Vyjadřuje v podstatě množství erytrocytů, které se v oblasti pohybují, přičemž nezáleží na rychlosti a směru jejich pohybu. Velikost toku je kódována odstíny oranžové barvy. Výhody ED:

- velmi malá závislost na dopplerovském úhlu
- nedochází k aliasing efektu
- značně vysoká citlivost k zobrazení velmi pomalých toků, a proto je určena k měření velikosti perfúze orgánů a tkání.

Nevýhodou je chybění informace o směru toku, tento nedostatek se snaží odstranit metoda zvaná směrový energetický doppler (Hrazdira, 2008, 18; Eliáš a Žižka, 1998, s. 30; Sedlář, 2013, s. 46-47; Hrazdira, 2011, s. 29).

Barevné zobrazení pohybů tkání

(Doppler Tissue Imaging – DTI)

Tkáňový doppler umožňuje získat barevnou informaci o rychlosti a směru pohybu tkání. Výhody a nevýhody jsou shodné s PW. Metoda DTI je využívána především v kardiologii, angiologii a předpokládá se možné uplatnění v ortopedii (Hrazdira, 2008, s. 19).

Duplexní ultrasonografie

Kombinace B-zobrazení s barevným mapováním toků (Vomáčka, 2012, s. 39).

Triplexní ultrasonografie

Kombinace B-zobrazení s barevným a spektrálním dopplerovským záznamem (Hrazdira, 2008, s. 16).

1.3 Části ultrasonografických přístrojů a vyšetřovací sondy

Ultrasonograf se skládá z vyšetřovacích sond, elektronických obvodů, zobrazovací jednotky, záznamové jednotky a ovládacího panelu. Současné ultrazvukové přístroje jsou plně digitalizované a díky počítačové technologii je umožněno přeprogramování, dodatečné zpracování obrazu (postprocessing) a uložení obrazů i textových dat na paměťové medium nebo přímo do nemocniční počítačové sítě (Hrazdira, 2011, s. 35).

Vyšetřovací sondy slouží k vysílání a příjmu ultrazvukového vlnění. Podle geometrického tvaru ultrazvukového pole a obrazu rozdělujeme sondy na:

Lineární sondy

Vytvářejí pravoúhlý obraz. Jsou tvořeny velkým počtem malých, lineárně uspořádaných měničů, které jsou buzeny současně (tzv. linear array). Lineární sondy používají frekvenční pásmo v oblasti od 5 do 15 MHz. Hodí se pro diagnostiku měkkých tkání a štítné žlázy. Výhodou je dobré prostorové rozlišení na malé vzdálenosti. Nevýhodou je velikost kontaktní plochy, kdy při klenutém povrchu těla se může snadno dostat vzduch mezi sondu a kůži a dojde k přerušení kontaktu (Sedlář, 2013, 53-54; Hofer, 2005, s. 18-19).

Sektorové sondy

Vytvářejí sektorový (vějířovitý) obraz, který se směrem od sondy rozšiřuje. Jsou tvořeny více měniči, které jsou buzeny postupně (tzv. phased array). Ultrazvukové pole má úhel mezi 80° a 90°. Frekvenční pásmo leží mezi 2 a 7 MHz (v kardiologii 2-3 MHz). Výhodou je možnost snímání z velmi malých ploch, což je důležité při vyšetření srdce nebo jater přes interkostální prostor. Nevýhodou je špatné prostorové rozlišení na malou i větší vzdálenost (Sedlář, 2013, 53-54; Hofer, 2005, s. 18-19).

Konvexní sondy

Výsledný obraz konvexních sond je kombinace pravoúhlého a sektorového zobrazení. Používají se v diagnostice břicha při frekvenčním pásmu 2,5 až 9 MHz. Ultrazvukové pole má úhel mezi 60° a 90°. Výhodou je relativně dobré rozlišení na malou i větší vzdálenost (Sedlář, 2013, 53-54; Hofer, 2005, s. 18-19).

Tyto sondy slouží ke snímání obrazu z povrchu těla. Kvůli získání detailní obrazů orgánů ležících v blízkosti přístupných tělesných dutin byly zkonstruovány endoskopické sondy, mezi používané patří:

- transvaginální/endovaginální sondy k vyšetření orgánů ženské malé pánve,
- transrektální/endorektální sondy k vyšetření rekta a prostaty,
- transesofageální sondy k vyšetření srdce nebo i samotného jícnu,
- peroperační a laparoskopické sondy k použití během chirurgických zákroků (Hrazdira, 2011, s. 38).

Sondy se také liší vysílanou frekvencí. Pro zobrazení struktur, které jsou uloženy hlouběji, se používají frekvence 2-5 MHz, při vyšetření povrchněji uložených struktur sondy s frekvencí 5-15 MHz (Nekula, 2005, s. 16).

2 Elastografie

Elastografie je neinvazivní zobrazovací metoda založená na diagnostickém ultrazvuku nebo magnetické rezonanci. Nahrazuje palpační vyšetření, přičemž je schopná posoudit i léze, které nejsou hmatné, a umožňuje určit elastické vlastnosti biologických tkání. Změny elasticity tkání souvisí s jejich patologií nebo abnormalitou (Sedlář, 2013, s. 110). Projeví se především změnou tuhosti – maligní ložiska mají většinou větší tuhost než ložiska benigní nebo zdravé tkáně (Hrazdira, 2011, s. 15). Patologické tkáně při ultrazvukovém vyšetření vykazují slabý kontrast a elastografické zobrazení je vhodné jako doplňková metoda zvyšující specifitu vyšetření (Sedlář, 2013, s. 110). Výstupem ultrazvukové elastografie (sonoelastografie) je B-zobrazení překryté barevně kódovanou mapou. Zpravidla jsou více stlačitelné tkáně (tj. více elastické, méně tuhé) zbarveny do modra a méně stlačitelné (tj. méně elastické, tužší tkáně) jsou kódované do červené barvy (Bercoff, 2008, s. 5).

2.1 Mechanické vlastnosti lidských tkání

Mechanické vlastnosti lidských tkání jsou dány stavbou a uspořádáním dané tkáně (Beneš, 2015, s. 100). Popisují odolnost látky vůči silovému namáhání a závisí především na mezimolekulových vazbách, na mikroskopickém i makroskopickém uspořádání molekul v látce (Sedlář, 2013, s. 111). Základním stavebním prvkem jsou vlákna elastinu a kolagenu, elastin má schopnost pružné deformace a kolagen značnou tuhost a pevnost v tahu. V různém stupni se u jednotlivých tkání projevují základní mechanické vlastnosti:

- pevnost – odolnost látky vůči působení vnější síly
- pružnost (elasticita) – schopnost látky vrátit se do původního tvaru po odeznění deformující síly
- roztažnost (distenzibilita) – poddajnost látky vůči působení vnější síly
- tvárnost (plasticita) – schopnost trvale změnit svůj tvar pod vlivem deformující vnější síly po překročení tzv. meze elasticity
- vazkost (viskozita) – dynamická vlastnost, popisuje vnitřní tření v kapalině (Beneš, 2015, s. 100; Sedlář, 2013, s. 111)

Z hlediska elastografie je nejdůležitější mechanickou vlastností pružnost (elasticita) (Sedlář, 2013, s. 111).

Biologické tkáně jsou složité látky, které kromě základních vlastností vykazují také viskózně elastické vlastnosti, anizotropní charakter, nelinearitu, nehomogenitu, paměťový efekt, adaptibilitu, změny vlivem stárnutí. Vlastnosti biologických tkání člověka jsou značně individuální a závisí na stavu jedince a jeho historii (pohlaví, věk, genetické předpoklady, výživa, životní styl, pracovní zatížení, aj.). Popis elastických vlastností tkání je tedy velmi složitý a pro výpočty vyžaduje aproximace a zjednodušení (Sedlář, 2013, s. 112).

2.2 Vztah mezi napětím a deformací

Elastické vlastnosti tkání lze popsat Hookeovým zákonem, který definuje vztah mezi deformací tělesa (relativním prodloužením) ε a vnějším normálovým napětím σ (Sedlář, 2013, s. 112). E je konstanta úměrnosti, zvaná Youngův modul nebo modul pružnosti, který je odlišný pro různé látky a hodnoty jsou udávány v Pascálech (Pa) (Beneš, 2015, s. 98).

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

Platnost Hookeova zákona je omezena na malé deformace, kdy jsou hodnoty normálového napětí menší než mez úměrnosti σ_u . Při větších deformacích se začíná projevovat nelinearita (Beneš, 2015, s. 98; Sedlář, 2013, s. 112).

Mechanické napětí σ vzniká v tělese jako důsledek působení vnější síly, lze ho vyjádřit jako tlak síly F na jednotku plochy tělesa S :

$$\sigma = \frac{F}{S}$$

Při deformaci hrají roli následující parametry:

- mez úměrnosti (σ_u) – maximální síla, při které je závislost napětí a poměrné deformace dosud lineární,
- mez pružnosti – maximální síla, kterou lze materiál namáhat, po přerušení namáhání se materiál vrátí do původního stavu, určuje hranici mezi deformací elastickou a plastickou,
- mez pevnosti – maximální síla, po jejíž překročení dojde k porušení materiálu (Beneš, 2015, s. 98)

Deformace tělesa se popisuje jako změna rozměrů, objemu a tvaru tělesa působením vnější síly. Podle směru působící síly rozlišujeme:

- **deformace tahem/tlakem:** Síla působí kolmo na povrch tělesa. Deformaci (ε_E) lze popsat jako relativní změnu délky vzhledem k původní velikosti tělesa. Výsledkem je Youngův modul pružnosti tahu/tlaku (E).

$$\varepsilon_E \approx \frac{\Delta l}{l_0}$$

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{Fl_0}{S\Delta l}$$

- **smyková deformace:** Síla působí v rovině plochy povrchu tělesa (tzv. střížná síla). Deformaci (ε_G) lze popsat jako posunutí roviny řezu tělesa. Výsledkem je modul pružnosti ve smyku (G).

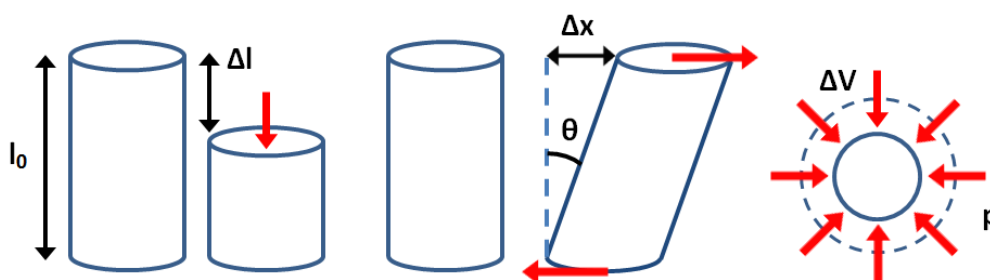
$$\varepsilon_G \approx \frac{\Delta x}{l_0}$$

$$G = \frac{Fl_0}{S\Delta x} \approx \frac{E}{3}$$

- **objemová deformace:** Síla působí všesměrově. Deformaci (ε_K) definujeme jako relativní změnu objemu vzhledem k původnímu objemu tělesa. Výsledkem je modul objemové pružnosti (K).

$$\varepsilon_K \approx \frac{\Delta V}{V_0}$$

$$K = \frac{pV_0}{\Delta V}$$



Obrázek 1 - Deformace tlakem/tahem, smyková deformace a objemová deformace

(zdroj: Sedlář, 2013, s. 113)

Z hlediska ultrazvukové elastografie je pro popis elastických vlastností tkání nejvýznamnější Youngův modul pružnosti při tlakové deformaci E . Typické hodnoty Youngova modulu jsou uvedeny v Tabulce 1. Patologické tkáně jsou zpravidla více tuhé než zdravé tkáně. Youngův modul pružnosti zdravé měkké tkáně se pohybuje v rozsahu od 0,5 do 70 kPa, hodnoty patologických měkkých tkání se obvykle nachází v rozsahu 20-560 kPa. Značné rozdíly tuhosti mají benigní a maligní léze. Maligní nádory jsou typicky velmi tuhé a mají nízkou elasticitu (modul pružnosti o velikosti 30 až 270 kPa se střední hodnotou okolo 160 kPa), zatímco benigní formy nádorů vykazují méně tuhá ložiska (modul pružnosti v rozsahu 1-70 kPa) (Sedlář, 2013, s. 116).

Změny elastických vlastností se nelépe určují srovnáním s průměrnou hodnotou elasticity ve zvolené referenční oblasti. K tomu slouží veličina *strain ratio*, která se definuje jako podíl elasticity v referenční oblasti a elasticity v měřené oblasti (např. léze) a vyjadřuje, kolikrát je struktura v měřené oblasti tužší než tkáň v referenční oblasti. (Sedlář, 2013, s. 116)

Tabulka 1 – Elasticita biologických tkání

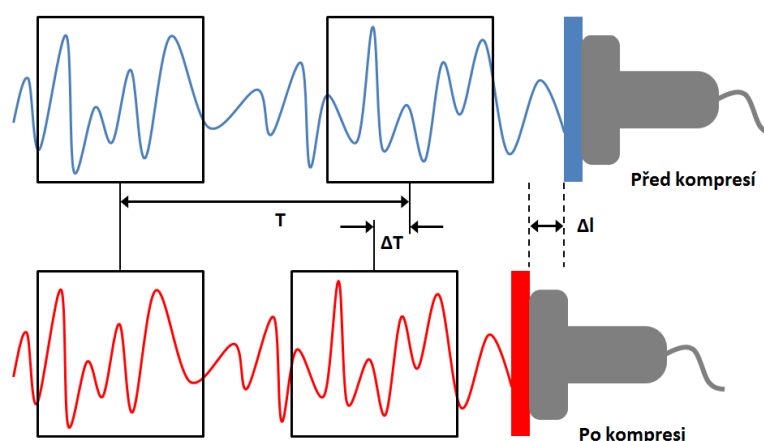
Tkáň		Youngův modul (kPa)
Prsní tkáň	normální tuk	18-24
	normální žláza	28-66
	fibrózní tkáň	96-244
	karcinom	22-560
Prostata	normální anterior	55-63
	normální posterior	62-71
	BPH (benigní hyperplazie prostaty)	36-41
	karcinom	96-241
Játra	normální	0,4-6
	cirhotická	15-100
Tepna		700-3000
Chrupavka		790
Šlacha		800
Zubní sklovina		20 000 000-84 000 000
Stehenní kost		11 000 000-20 000 000

(zdroj: Sedlář, 2013, s. 116)

2.3 Statická ultrazvuková elastografie

Elasticita tkání se určuje na základě rozdílu ultrazvukového signálu před a po kompresi tkáně. Stlačení tkáně se provádí přímo měřicí ultrazvukovou sondou nebo pomocí externího zařízení, lze použít akustického tlaku fokusovaného ultrazvukového paprsku nebo fyziologické pohyby v organismu (např. tlukot srdce, pulsace cév, dýchání). Míra deformace se pro každý bod zájmové oblasti (ROI) určuje pomocí korelačních algoritmů z dvojic obrazů před a po kompresi. Nejčastěji se posun tkáně vyhodnocuje jako časový rozdíl ultrazvukových signálů odražených v různých hloubkách tkáně před a po stlačení (Sedlář, 2013, s. 118).

$$\Delta l \approx \frac{\Delta T}{T} \rightarrow \varepsilon$$



Obrázek 2 - Posun tkáně vyhodnocený pomocí časového rozdílu ultrazvukových signálů

(zdroj: Sedlář, 2013, s. 118)

Výhodami statické elastografie je jednoduchost, dostupnost, nízká cena. K nevýhodám patří neznalost velikosti deformační síly, proto nelze elastické vlastnosti tkáně (E) určit kvantitativně a elasticita se odhaduje pouze na základě velikosti deformace. S tím souvisí i další limitace, kdy je problematické srovnání a reprodukovatelnost více elastogramů, protože každý elastogram je víceméně originál, pořízený za odlišných podmínek. Kvalita obrazu i jeho analýza závisí na znalostech a zkušenostech lékaře (Sedlář, 2013, s. 120).

2.3.1 Manuální „strain stress“ elastografie

Představuje první generaci elastografického zobrazování. Jako první ji uvedla na trh firma Hitachi. Jedná se o statickou elastografii, kdy vyšetřující pomocí tlaku sondou stlačuje a opět uvolňuje tkáň. Porovnáváním za sebou jdoucích ultrazvukových snímků sonograf počítá ve zvolené oblasti zájmu (ROI) vzájemné vzdálenosti odrazů a barevným kódováním zobrazuje kvalitativně elasticitu v ROI. Metoda je závislá na zkušenostech a zručnosti vyšetřujícího, je zatížena množstvím artefaktů, není kvantitativní a dobře reprodukovatelná. Je vhodná zejména pro vyšetření prsní tkáně v mamografii.

Vylepšená metodika navrhuje vyšetřujícího pomocí určitého obrazce („magického oka“), jak rychle a silně má vyšetřovanou tkáň stlačovat /uvolňovat (např. Ultrasonix Medical Corp., Siemens S2000, atd.) (MEDATA, 2011).

2.3.2 2. generace ultrazvukové elastografie

Zpracování signálu je stejné jako u „strain stress“ elastografie, ale komprese tkáně je zajištěna vlastním tělem vyšetřovaného, tj. fyziologickými pohyby v organismu (např. tlukot srdce, pulsace cév, dýchání). Jedná se o kvalitativní metodu, je špatně reprodukovatelná. Vhodná pro diagnostiku útvarů prsní tkáně nebo břicha (MEDATA, 2011).

2.3.3 Elastografie založená na radiační síle UZ paprsku

(Acoustic Radiation Forced Impulse – ARFI)

Využívá velkého akustického tlaku fokusovaného ultrazvuku ke kompresi tkáně. Radiační síla má směr šíření UZ paprsků, velikost radiační síly roste s intenzitou UZ vln a největší je ve fokusační zóně. K vytvoření měřitelných posunů tkáně je potřeba velmi intenzivního UZ pulzu. Měření posunů tkáně zajišťují zobrazovací pulzy vyslané před a po aplikaci pulzu. Posuny tkáně jsou vyhodnoceny jako změny UZ signálu před a po kompresi tkáně (Sedlář, 2013, s. 119). Metodu ARFI elastografie používají USG přístroje ACUSON S2000 od firmy Siemens. Metoda má dvě aplikace:

a) ARFI Virtual Touch tissue imaging:

Tlak je automaticky vyvolán elektronicky sondou velmi výkonovým akustickým impulsem. Možná ROI je poměrně malá, vedle standardního sonogramu (B-zobrazení) je k dispozici kvalitativní elastogram relativní tuhosti tkáně ROI oblasti ve stupnici šedi, vytvořený stejným výpočtem jako u výše popsané 1. a 2. generace. Světlé oblasti na elastogramu představují měkkou tkáň, tmavé oblasti pak tužší tkáň. Díky tomu je možné tužší tkáň diferencovat od měkčích, i když ve standardním B-obrazu se

oba typy projevují izoechogenně. Jedná se opět pouze o kvalitativní metodu hodnocení elasticity tkáně. Vzhledem k použitému velkému výkonu impulsu je nutné po získání jednoho elastografického obrázku sondu zchladit na cca 20-30 sekund (zmrazením funkce celého sonografu), nejedná se tedy o dynamickou (zcela real-time) elastografii (MEDATA, 2011).

b) ARFI Virtual Touch Quantification – shear wave elastography („jednobodová“, statická):

Opět se používá silného akustického impulsu, který vyvolá šíření příčné UZ vlny zvolenou velmi malou ROI oblastí (vzorek o rozměru cca 6 x 10 mm). Vyšetřující změřením rychlosti postupující příčné UZ vlny v m/s. Přibližně za 1 sec se na displeji objeví střední hodnota rychlosti pohybu příčné vlny v m/s, která je kvantitativně úměrná průměrné elasticitě tkáně v ROI oblasti. Následně je potřeba na cca 6 sekund funkci systému zmrazit (ochlazovací perioda sondy). Je potřeba cca 10 měření výše uvedené hodnoty a dále jejich zprůměrování pro dosažení reprodukovatelnosti výsledku. Jedná se o statická měření, není vytvářen kvantitativní elastogram či mapa elasticity, proto se nejedná o dynamický real-time zobrazovací elastografický mód (MEDATA, 2011).

2.3.4 Transientní elastografie

Transientní elastografie (TE) je metoda založená na principu měření tuhosti tkáně šířením vibrační vlny, která je vytvořena vibrátorem o frekvenci 50 MHz. Uplatňuje se při vyšetření parenchymových orgánů, především jater. Používají se speciálně softwarově vybavené ultrazvukové přístroje, tzv. FibroScan (Ehrmann, 2010, s. 396). FibroScanem je vyšetřena část jaterní tkáně odpovídající tvarem válci o průměru 1 cm a výšce 4 cm (objem vyšetřené tkáně je přibližně 100krát větší než objem tkáně odebrané při jaterní biopsii). Sonda se při vyšetření přikládá do 6. až 8. mezižebří vpravo, provede se 10 měření a výsledkem je medián všech měření uváděný v kPa (Aiglová, 2012, s. 303). Na základě rychlosti snímaných odrazů vln se hodnotí tuhost tkáně. Dosavadní studie prokazují dobrou senzitivitu k odlišení těžké jaterní fibrózy od lehkého stupně či její nepřítomnosti. Citlivost pro středně těžkou jaterní fibrózu je zatím malá (Ehrmann, 2010, s. 396). Použití FibroScanu je omezené u obézních pacientů s BMI >28 kg/m², s cholestázou, ascitem nebo městnáním krve v játrech (Aiglová, 2012, s. 303). Nevýhodou metody je, že nedokáže současně zobrazit tkáň v B-módu a vyžaduje jednoúčelové zařízení (Mírka, Ohlidalová a Buriánek, 2010, s. 49).

2.4 Dynamická elastografie

2.4.1 ShearWave Elastografie (SWE)

Dynamická real-time elastografie založená na měření rychlosti příčných střížných vln (shear waves) je patentově chráněná u MultiWave sonografu Aixplorer od výrobce SuperSonic Imagine. Pracuje s využitím přechodných pulsů pro generování příčného vlnění v těle, které se šíří celým objemem tkáně v příčném směru (částice tkáně kmitají kolmo na směr šíření UZ) a pouze v pevném prostředí. Rychlost šíření střížné vlny je nízká (cca 1-10 m/s) a závisí na elastických vlastnostech (E) a hustotě tkání (ρ). Hustotu tkání (ρ) dosazujeme jako konstantu (viz. Tabulka 2), průměrná hustota měkkých tkání je $1047 \pm 5 \text{ kg/m}^3$. Pokud známe rychlost šíření střížné vlny, můžeme vyjádřit elasticitu tkáně:

$$v_s = \sqrt{\frac{E}{3\rho}} \rightarrow E = 3\rho v_s^2$$

Tabulka 2 - Hustota tkání

Tkáň	Hustota (kg/m^3)
Tuk	928 (917-939)
Kosterní svalstvo	1041 (1036-1056)
Játra	1050 (1050-1070)
Ledviny	1050
Slinivka	1040-1050
Slezina	1054
Prostata	1045
Štítná žláza	1050 (1036-1066)
Varlata	1040
Vaječníky	1048
Šlacha	1165
Měkké tkáně	1047 ± 5

(zdroj: Sedlář, 2013, s. 122)

Princip generování impulsů

Příčné (střížné) vlny mohou být generovány různými způsoby. SWE využívá akustického tlaku indukovaného v ultrazvukovém svazku. Tento tlak „akustický vítr“ působí na tkáň ve směru šíření a lidská tkáň na něj reaguje odporovou silou. Tato síla vytváří mechanické vlny a příčné vlnění. Limitací ultrazvukem tvořeného příčného vlnění je, že je

velmi slabé a při generování silnějších příčných vln dochází k přehřátí sondy. SuperSonic Imagine si nechalo patentovat technologii SonicTouch, která ultrazvukové svazky postupně fokusuje do rozdílných hloubek ve tkáni, příčné vlny se koherentně sčítají ve tvaru „Machova kuželu“, což zvyšuje vzdálenost šíření (Bercoff, 2008, s. 5-6).



Obrázek 3 - Generování pomocí SonicTouch™. Příčné vlny jsou zesíleny ve tvaru "Machova kuželu"

(zdroj: Bercoff, 2008, s. 6)

UltraFast zobrazení

Příčné vlny generované s využitím SonicTouch excitace musí být zachyceny ultrazvukovým systémem. Vlny šířící se rychlostí 1-10 m/s projdou zobrazovanou rovinou 3 až 6 cm širokou během 10-20 ms. Pro správné zachycení příčných vln je potřebná snímkovací frekvence několik tisíc snímků za minutu, což je 100krát více než klasická snímkovací frekvence u dostupných ultrazvukových technologií. UltraFast zobrazení dovoluje detailně sledovat šíření příčného vlnění zobrazovací rovinou. Maximální dosažitelná snímkovací frekvence je ovlivněna časem, za který UZ vlna urazí dráhu ze sondy a zpět, při hloubce 4 cm se pohybuje okolo 20 kHz (20 tisíc snímků za sekundu). Touto rychlou akvizicí ultrasonograf snímá a měří v celé ROI oblasti vyvolané šíření příčných vln, jejichž rychlost je přímo úměrná Youngovu modulu pružnosti v kPa. Díky tomu ultrasonograf Aixplorer vytváří v reálném čase kompletní barevnou mapu elasticity v libovolně velké ROI, přibližnou rychlostí cca 3-4 mapy/s. Každý pixel obrazu je kalkulován, měřen místně a nezávisle v kPa, a proto lze jednoznačně kvantitativně diferencovat tužší tkáně od měkčích, i když leží těsně vedle sebe (Bercoff, 2008, s. 6-8; MEDATA, 2011).

Průběh vyšetření

Pokud vyšetřující v B-zobrazení najde podezřelou tkáň či novotvar, stiskne tlačítko SWE, objeví se mu plocha ROI, kterou si může velikostně nastavit a umístit ji např. do oblasti novotvaru. Paralelně k B-obrazu se zobrazuje mapa elasticity. Barevná mapa poskytuje kvalitativní informaci, tužší tkáně jsou kódovány do červených odstínů, zatímco měkké do modrých. Po zamrazení tohoto obrazu může vyšetřující zvolit kruhovou výsečí vzorek v elastografické mapě a v kPa změřit hodnotu tuhosti této suspektní části tkáně a porovnat ji např. se vzorkem okolní tkáně. V tabulce vedle elastografického obrazu vidí průměrnou, maximální i minimální hodnotu v kPa včetně směrodatné odchylky elasticity jednotlivých bodů měřeného vzorku podezřelé tkáně a okolní zdravé tkáně a také elasticity ratio (MEDATA, 2011).

Výhody SWE:

- kvantitativní popis elasticity tkáně vyjádřený v kPa (Youngův modul), díky znalosti parametrů pro výpočet (rychlost šíření střižných vln a hustota tkáně),
- zobrazení v reálném čase,
- detekce milimetrových lézí a velmi přesná lokalizace,
- každý elastogram je pořízen stejným způsobem, a proto lze obrazy snadněji srovnávat a analyzovat (reprodukovatelnost),
- jednoduchá obsluha nezávislá na schopnostech vyšetřujícího, kompresi tkáně provádí přístroj dle nastavených parametrů (Sedlář, 2013, s. 123).

Nevýhody SWE:

- náročná technologie a vyšší cena, vyžaduje UltraFast zobrazování,
- při kompresi tkáně akustickým tlakem UZ vlnění je nutné volit dostatečnou intenzitu vln, aby měly generované střižné vlny delší dosah, a s tím souvisí větší riziko biologických účinků UZ (Sedlář, 2013, s. 123).

2.5 Intravaskulární elastografie

Využívá se k zobrazení elastických vlastností cév. Princip je podobný jako u statické sonoelastografie. Ultrazvuková sonda se zavádí do snímané cévy v podobě katétru. Komprese cév je zajištěná rytmickou srdeční činností. Metoda se využívá k detekci trombů a aterosklerotických plátů usazených na cévní stěně (Sedlář, 2013, s. 123).

2.6 Magnetická rezonanční elastografie (MRE)

Vyhodnocuje elastické vlastnosti tkání na základě rychlosti šíření střížných vln (shear waves), které vznikají ve tkáni jako odezva na nízkofrekvenční mechanické vlny (asi 50-500 Hz), kterou jsou generovány pomocí akustických, pneumatických nebo elektromagnetických zařízení. Šíření střížných vln je detekováno speciální technikou fázového kontrastu.

Fázový obraz obsahuje informaci o rychlosti šíření střížných vln ve tkáni a pomocí speciálních matematických výpočtů je vytvořen elastogram, který vyjadřuje elasticitu tkáně kvantitativně (v Youngově modulu).

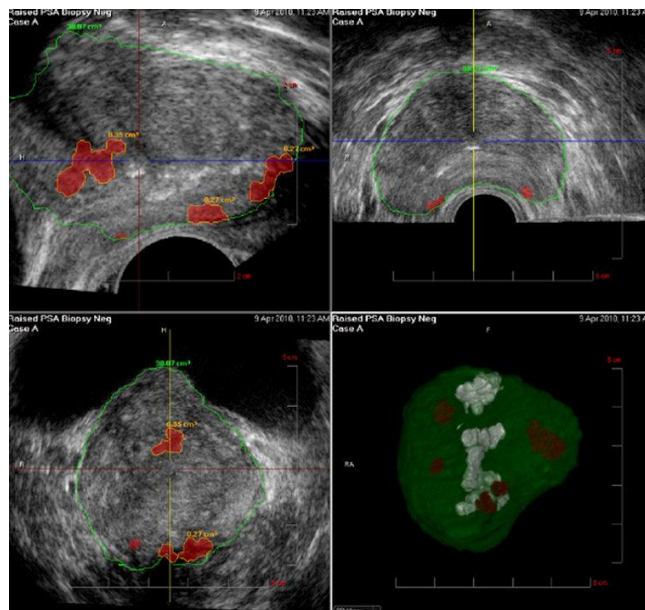
$$E = 3\rho v^2 = 3\rho(f\lambda)^2$$

Doba vyšetření MRE je krátká oproti klasickému MRI vyšetření, pořízení jednoho obrazu trvá okolo 15 až 30 sekund, což je způsobeno fázově-kontrastními sekvencemi a nižším rozlišením. Během snímání musí pacient zadržet dech, aby nedošlo k znehodnocení obrazu pohybovými artefakty. Vyšetření MRE nevyžaduje žádný složitý software ani hardware ke standardnímu MR přístroji. Diagnostický přínos je především při vyšetření jater, ledvin a mozku. Výhodou MRE je možnost 3D zobrazení a nezávislost na zkušenostech vyšetřujícího. Nevýhodou MRE je omezenější dostupnost a vysoká cena vyšetření (Sedlář, 2013, s. 123-125; Hrazdira, 2014). Podle dosavadních studií dosahuje metoda srovnatelných a v některých ohledech i lepších výsledků než ultrazvuková elastografie (Ferda et al., 2010, s. 8).

2.7 HistoScanning

Zobrazovací metoda, která využívá novým způsobem data z ultrasonografického přístroje. I když se nejedná o elastografické zobrazení, tak pomáhá rozlišovat mezi normální a odlišnou tkání v prostatě, a tím i v rozhodnutí o dalším diagnostickém i léčebném postupu. HistoScanning (HS) extrahuje informaci z USG dat odlišně, než existující metody a to využitím matematické analýzy těchto dat. HS umožňuje mapování podezřelé tkáně v prostatě, posoudit jejich velikost i umístění. Tyto oblasti zobrazuje v červené barvě. Metoda byla ověřena mezinárodními studii, kterých se účastnili i čeští urologové (Olomouc, Praha Bulovka). Z prvotních prací vyplývá, že u ložisek o velikosti 0,5 cm³ a větších je senzitivita až 100%, u ložisek 0,2 - 0,5cm³ je senzitivita nad 85%, ve větších souborech pacientů se senzitivita pohybovala okolo 70 %. Díky HS je možné velmi přesného posouzení místa a objemu ložiska, přesnější plánování bioptické punkce prostaty zejména snížení počtu vpichů, vyšší výtěžnost punkcí i u pacientů po opakovaných neúspěšných punkcích.

Před vyšetřením pomocí HS se doporučuje vyprázdnění konečniku. Vyšetření je nebolestivé. Jde o kombinaci standardní transrektální ultrasonografie (TRUS) a počítačového vyhodnocení získaných dat. TRUS se provádí většinou na boku, sonda se pomalu otáčí v rozsahu 180° (<http://www.medkonsult.cz/histoscanning.php>; Dolejšová et al., 2014, s. 306).



Obrázek 4 - Zobrazení prostaty pomocí HistoScanningu

(zdroj: <http://www.medkonsult.cz/histoscanning.php>)

3 Možné využití sonoelastografie

Obvykle se elastografické metody v klinické praxi využívají jako doplňkové metody, které pomáhají zvyšovat specifitu diagnózy mnoha nemocí. Velice časté je použití elastografie při vyšetření jater, štítné žlázy a lymfatických uzlin, při screeningu rakoviny prsu a prostaty nebo při vyšetřování v gynekologii. Měření elastických vlastností lze s výhodou využít při vyšetření mozku, šlach, mléčné žlázy, slinivky, kůže a dalších měkkých tkání. Změny elasticity mohou poskytnout důležité klinické informace také při hodnocení srdeční dysfunkce, selhání ledvin nebo neurodegenerativních onemocnění (Sedlář, 2013, s. 110).

3.1 Vyšetření jater

Ultrasonografie je prakticky vždy metodou první volby a hraje důležitou roli u pacientů s chronickými jaterními onemocněními (Ehrmann, 2010, s. 58). Vyšetření se provádí ze subkostálního a interkostálního přístupu sondami o frekvenci 3,5 až 5 MHz. Zobrazuje velikost, tvar, ohraničení a polohu jater, cévní struktury a žlučovody (Vyhnánek, 1998, s. 176). Jaterní parenchym má na USG obraze homogenní, mírně zrnitou strukturu (Ferda, 2015, s. 74). Mezi patologické stavy jater zobrazitelné na USG obraze patří steatóza, jaterní cysty, hemangiomy, hepatocelulární karcinom, abscesy, cirhóza jater, metastázy a hematom (Chmelová et al., 2006, s. 34-36).

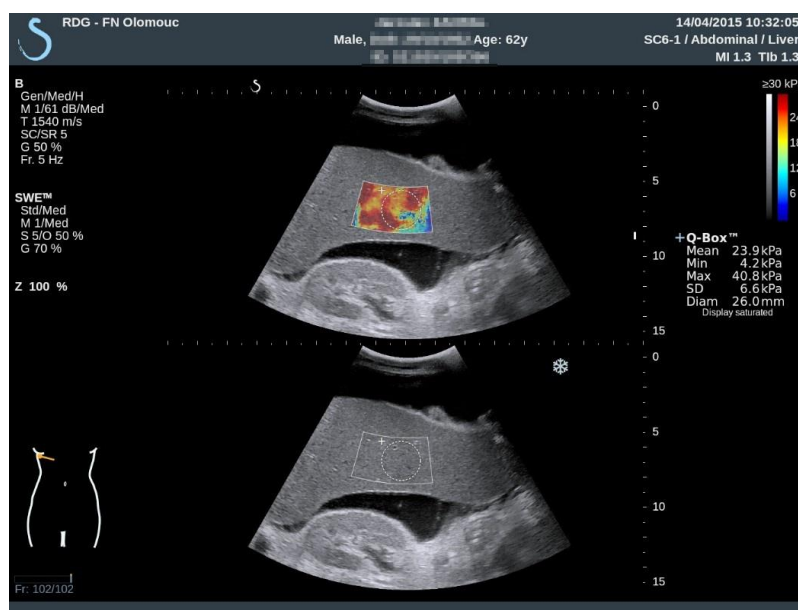
Konvenční ultrasonografie není schopna přesně rozlišit stupeň jaterní fibrózy. Tento problém vyřešila technika elastografie, která pomáhá detekovat a určovat stupeň jaterní fibrózy. Ačkoliv je komplikací biopsie minimum, jedná se o invazivní metodu. Mezi neinvasivní metody ke stagingu jaterní fibrózy patří sérologické testy, zobrazovací vyšetřovací metody a měření tuhosti jater pomocí elastografie (Ehrmann, 2010, s. 395).

K měření tuhosti jaterní tkáně lze použít několik elastografických metod – „strain stress“ elastografii, tranzientní elastografii, elastografii pomocí ARFI, SWE a MRE. Metoda TE byla popsána výše. Hodnoty tuhosti jaterní tkáně k určení stupně fibrózy pomocí TE a SWE jsou k dispozici v tabulce 3.

Tabulka 3 - Práh hodnot tuhosti u TE a SWE pro různá stádia jaterní fibrózy

Biopsy Metavir Score	Fibroscan Fibrosis Threshold in kPa	SWE Fibrosis Threshold in kPa
F1	> 5,8	> 6,5
F2	> 7,1	> 9,12
F3	> 9,5	> 10,08
F4	> 12,5	> 13,3

(zdroj: Pol, Gennisson, Bavu et al., 2011, s. 8)



Obrázek 5 - SWE jaterního parenchymu. Cirhóza jater.

(zdroj: archiv FNOL, Radiologická klinika)

MRE jater

MRE je založena na principu měření elastických vlastností tkání. Při postižení tkáně difúzním procesem, steatózou, steatófibrózou, fibrózou apod. dochází ke snížení elasticity jaterního parenchymu (Ehrmann et al. 2010, s. 60-61). Stejně jako u sonoelastografie je založena na šíření příčných vln o frekvenci 40-120 Hz generovaných zařízením přiloženým na břicho pacienta. Je zobrazeno rozložení fibrotických změn v celých játrech a elasticita je vyjádřena v kPa. Vyšetření lze provést i u obézních pacientů do 150 kg (Aiglová, 2012, s. 303).

3.2 Vyšetření štítné žlázy

Štítná žláza se skládá z dvou přibližně oválných laloků po straně trachey. Při USG vyšetření zjišťujeme objem štítné žlázy (délku, šířku, hloubku). Echostruktura zdravé štítné žlázy je hyperechogenní než okolní tkáň, jemně zrnitá a homogenní. Indikací k vyšetření je zvětšení štítné žlázy, difúzní nebo uzlovitě postižení, zánětlivé a nádorové změny (Hrazdira, 2010, s. 4).

K diagnostice tyreoidálních uzlů se používá jako základní zobrazovací metoda ultrasonografie. Pomocí ultrazvuku je možné detekovat uzly až u 76 % vyšetřovaných pacientů a hlavním úkolem je rozpoznání uzlů s maligním potenciálem. Celkově tvoří zhoubné nádory 5-15 % všech tyreoidálních uzlů, jedná se především o papilární karcinom. Diagnostickou metodou k vyšetření biologické povahy je cytologie pomocí aspirační biopsie tenkou jehlou pod ultrazvukovou kontrolou (US-FNAB). V poslední době je snaha hledat nové neinvazivní metody schopné efektivně identifikovat suspektní uzly a snížit tím počet US-FNAB. V tomto směru se testuje přínos ultrazvukové elastografie (Krátký a Jiskra, 2013, s. 165-166).

„Strain stress“ elastografie

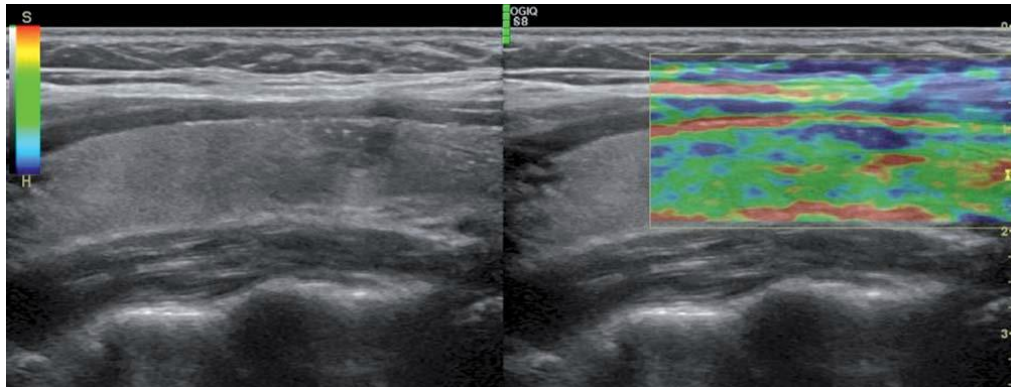
Tato metoda nedokáže elasticitu kvantifikovat, ale umožňuje kvalitativní porovnání s okolní tkání. Hodnocení je buď semikvantitativní – tzv. elastografické skóre (Tabulka 4), nebo lze spočítat tzv. „strain ratio“ (Krátký a Jiskra, 2013, s. 167).

Tabulka 4 - Elastické skóre tyreoidálních uzlů

1	Elasticita nad celou plochou uzlu
2	Elasticita nad větší částí uzlu
3	Elasticita pouze v periferních částech uzlu
4	Uzel bez elasticity nad celou plochou uzlu
5	Uzel i tkáň za uzlem jsou bez elasticity

(zdroj: Krátký a Jiskra, 2013, s. 167)

Dle několika studií dosahuje elastografie v detekci tyreoidálních malignit souhrnné senzitivity 92 % a specifity 90 % (Krátký a Jiskra, 2013, s. 167).



Obrázek 6 - Elastogram papilárního karcinomu (v B-módu je vidět nepravidelný tvar a hypoechoogenita uzlu; z elastogramu je patrná snížená elasticita uzlu proti okolní tkáni)

(zdroj: Krátký a Jiskra, 2013, s. 168)

ShearWave elasografie

SWE dokáže kvalifikovat elasticitu tkáně, dosud prezentované experimentální výsledky se shodují, že maligní uzly jsou tužší a mají vyšší Youngův modul oproti benigním uzlům. Nejlepších výsledků SWE bylo získáno při prahové hodnotě kolem 65 kPa, kdy senzitivita SWE se pohybovala mezi 80-85,2 % a specificita mezi 90-93 %. Elastografie se jeví jako perspektivní metoda ke screeningu s cílem vytipovat uzly vhodné k US-FNAB, avšak nelze očekávat, že by v budoucnosti mohla elastografie nahradit FNAB (Krátký a Jiskra, 2013, s. 168).

3.3 Vyšetření prsní žlázy

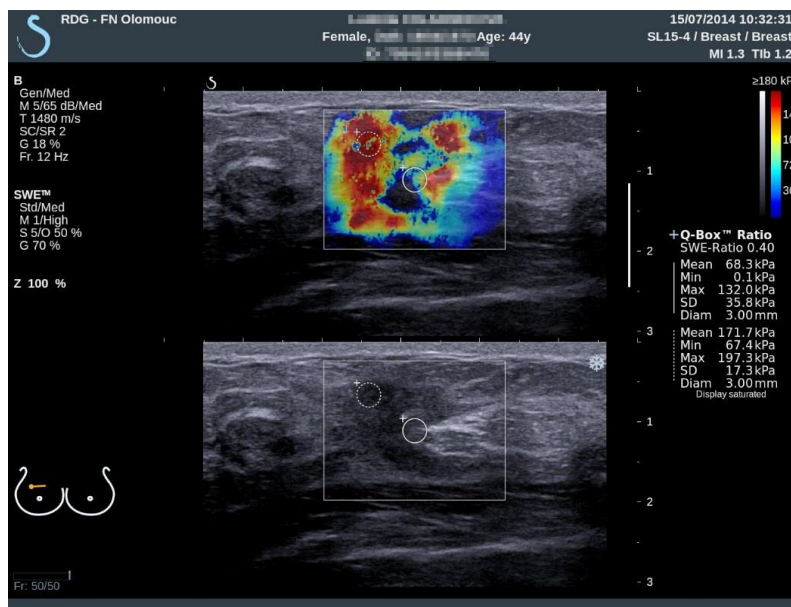
Mléčná žláza je tvořena laločnatým tělesem s nerovným povrchem a je obalena tukovou tkání. Mezi tukem a lalůčky žlázy až k podkoží probíhají vazivové pruhy (Cooperova ligamenta). Vzhled žlázy se mění podle funkčního stavu – s věkem jí ubývá a je postupně nahrazována tukem (Hrazdira, 2010, s. 8).

Ultrasonografie prsu je vedle mamografie druhou hlavní diagnostickou metodou onemocnění mléčné žlázy. K vyšetření se používají sondy s vyšší střední frekvencí okolo 7,5-15 MHz, které mají vysokou rozlišovací schopnost. USG je metodou první volby u mladých žen, těhotných a kojících, u kterých vzniklo podezření na závažnější patologické změny na podkladě klinického vyšetření (Vyhnánek, 1998, s. 228). Důvodem vyšetření prsní tkáně pomocí USG je snaha o minimalizaci radiační zátěže a také fakt, že tkáň těchto pacientek je na mamografickém obraze příliš hutná a nepřehledná (Ferda, 2015, s. 94). Hlavním znakem ložiskových změn je, že narušují pravidelnou strukturu tkáně. Při vyšetření hodnotíme jejich echogenitu, ohraničení, tvar, možnost komprese sondou, homogenitu, změny echogenity tkání za lézí, existenci akustického stínu, prorůstání do okolí. Benigní nádory (adenomy,

fibroadenomy) bývají většinou dobře ohraničené od okolí a nevytvářejí akustický stín. Maligní nádory mají mnohdy nepravidelný tvar a v důsledku velké absorpce akustické energie mohou vytvářet zřetelný akustický stín (Hrazdira, 2010, s. 8). Zdravý prs má na ultrasonografickém obraze pravidelnou strukturu s různým podílem tukové tkáně („obláčky“ s nižší echogenitou) a žlázových struktur s vyšší echogenitou. Hyperechogenní je také kůže, vazivové podpůrné struktury (Cooperova ligamenta) a fascie oddělující mléčnou žlázu od prsního svalu. Výhodou USG je její neškodnost a větší přínos u mamograficky denzních prsů (Vyhnánek, 1998, s. 228). Nevýhodou USG je menší záchyt malých lézí a nezobrazení mikrokalcifikací (Seidl et al., 2012, s. 212).

ShearWave elastografie

Výsledky studie SWE ukázaly, že hodnoty většiny benigních lézí jsou v rozsahu 1-70 kPa a hodnoty maligních lézí se táhnou v širokém pásmu od 30 do 270 kPa se střední hodnotou okolo 160 kPa. Léze s elasticitou vyšší než 100-120 kPa jsou běžně považovány za tvrdé. Fibroadenom má nízkou hodnotu elasticity (střední hodnota 28 kPa), ale má tvrdší okraje (střední hodnota 40 kPa), invazivní ductální karcinom se na elastografickém obraze jeví jako velmi tvrdý (střední hodnota 270 kPa), cysty se na elastografickém obraze projeví jako černá pole a nelze změřit jejich elasticitu, protože příčné vlny se nemohou šířit v tekutině (Bercoff, 2008, s. 7-10).



Obrázek 7 - Carcinoma in situ v prsní žláze

(zdroj: archiv FNOL, Radiologická klinika)

3.4 Vyšetření prostaty

Elastografie prostaty je založena na TRUS (transrektální ultrasonografie), měří tuhost a elasticitu tkání. Prostata je komprimovaná pomocí transrektální sondy (Hou, 2009, s. 2). K elastografickému vyšetření prostaty se využívají dvě metody: kvazistatická a SWE elastografie. První metoda vyžaduje transrektální kompresi a dekompresi prostaty. Pozitivní elastografické nálezy lze zaznamenat u všech stupňů karcinomu, senzitivita se pohybuje okolo 75-87 %, specificita vyšetření mezi 75-92 %. Specificita se zvyšuje s velikostí karcinomu (Dolejšová et al., 2014, s. 306). Dle výzkumů, TRUS prostaty může pomoci lépe cílit biopsie a snížit počet odebraných vzorků nutných k průkazu karcinomu prostaty (Adámek, 2010, s. 257).

3.5 Vyšetření v oblasti hlavy a krku

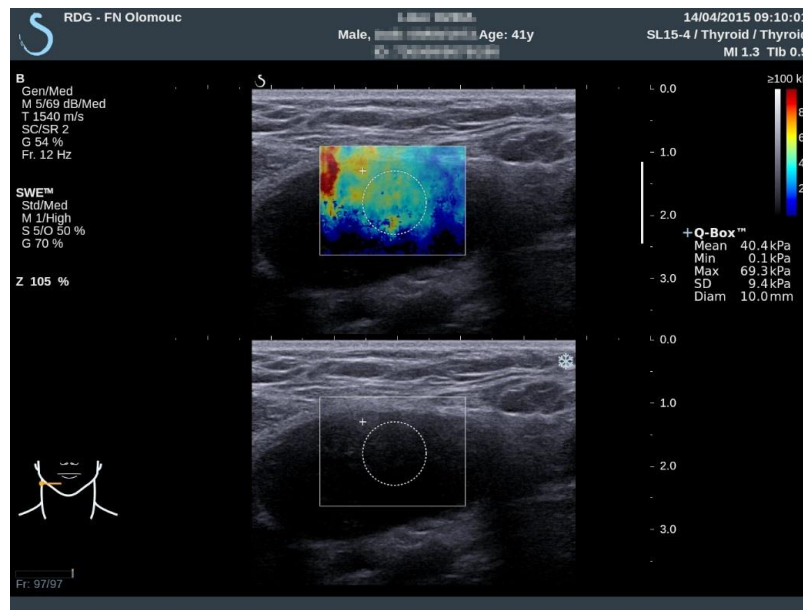
USG je hlavní zobrazovací metodou v diagnostice štítné žlázy, příštítných tělísek, velkých slinných žláz, mízních uzlin, měkkých tkání včetně svalů a velkých cév na krku. Slouží k zacílení tenkých jehel při cytologických odběrech tkání ze zmíněných žláz a uzlin (Vomáčka et al., 2012, s. 101).

3.5.1 Mízní uzliny v oblasti hlavy a krku

Normální nezvětšené mízní uzliny nelze na USG prokázat. Zřetelnějšími pro USG se stávají, jsou-li zvětšené. Na obraze jsou výrazně hypoechogenní, většinou vejčité útvary bez výraznější vnitřní struktury. Hlavními příčinami zvětšení mízních uzlin jsou záněť (lymfadenopatie) a nádorová infiltrace. Zánětlivé uzliny mívají homogenní strukturu, zatímco nádorově změněné uzliny jsou většinou nehomogenní s okrsky nestejně echogenity. Pomocným kritériem k rozlišení zánětlivých a nádorových uzlin je poměr šířky uzliny k její délce. Pokud je tento poměr menší jak 0,5, tak se s velkou pravděpodobností jedná o zánětlivou uzlinu. V případě, že se poměr blíží k 1, je suspektní z maligní transformace (Hrazdira, 2010, s. 7).

Elastografie mízních uzlin

Ve studii bylo vyšetřeno 60 pacientů, kteří byli vybráni náhodně při urgentně indikovaných vyšetření, při kontrolách onkologických pacientů nebo při jiných indikacích. K vyšetření byly použity přístroje vybavené první generací USG elastografie a SWE. Autoři studie potvrdili teorii, že metastázy a některé lymfomy vykazují nízkou elasticitu. Normální nebo benigní zvětšené mízní uzliny mohou vykazovat nižší elasticitu, ale v podstatě menší než mízní uzliny s malignitou (Vomáčka a Remeníková, 2012, s. 334).



Obrázek 8 - Mízní uzlina v submandibulární oblasti
(zdroj: archiv FNOL, Radiologická klinika)

3.5.2 Slinné žlázy

V oblasti hlavy a krku se vyskytují 3 páry velkých slinných žláz: příušní, podčelistní a podjazykové. Na USG obraze se parenchym slinných žláz jeví jako středně odrazivá, jemně zrnitá, homogenní struktura. Žlázové vývody lze prokázat jen při jejich rozšíření. Nejčastější indikací k USG vyšetření slinných žláz bývá sialolitiáza, záněty a nádory. Nádorová ložiska ve slinných žlázách mají hypoechogenní charakter a jsou více či méně ostře ohraničena od okolního parenchymu. Z benigních nádorů nacházíme ve slinných žlázách nejčastěji hemangiomy, lymfangiomy, lipomy a fibroadenomy. Velmi častým nádorem, především v příušní žláze, je pleomorfní adenom (Hrazdira, 2010, s. 3).

Elastografie slinných žláz

Cílem studie bylo porovnat výsledky a nálezy difúzních i ložiskových onemocnění velkých slinných žláz za pomoci různých typů sonoelastografie („strain stress“ elastografie a real-time elastografie/SWE) na souboru 40 pacientů s histopatologicky ověřenou diagnózou a zdravých dobrovolníků. Ukázalo se, že kvalitativní „strain stress“ elastografie nepřináší významnější informace, ale RTE přispívá k diagnostice difúzních i ložiskových nálezů, umožňuje kvantitativně hodnotit parenchym velkých slinných žláz (chronická imunosiadenitida 26,8–115,8 kPa, ložiskové léze a tumory více jak 30 kPa). Závěrem se autoři shodují na tom, že ani pomocí SWE není spolehlivě možná diferenciální diagnostika

lézí, ale že přispívá k upřesnění diagnózy a při cílené cytologické punkci (Vomáčka et al., 2014, s. 259).

3.6 Vyšetření v gynekologii

Základní zobrazovací metodou je ultrasonografie. Pomocí transabdominální sondy můžeme zobrazit dělohu, vaječníky, vaginu. Častěji se k vyšetření pohlavních orgánů ženy využívá endovaginálních sond, které umožňují lepší rozlišení (Hofer, 2005, s. 152).

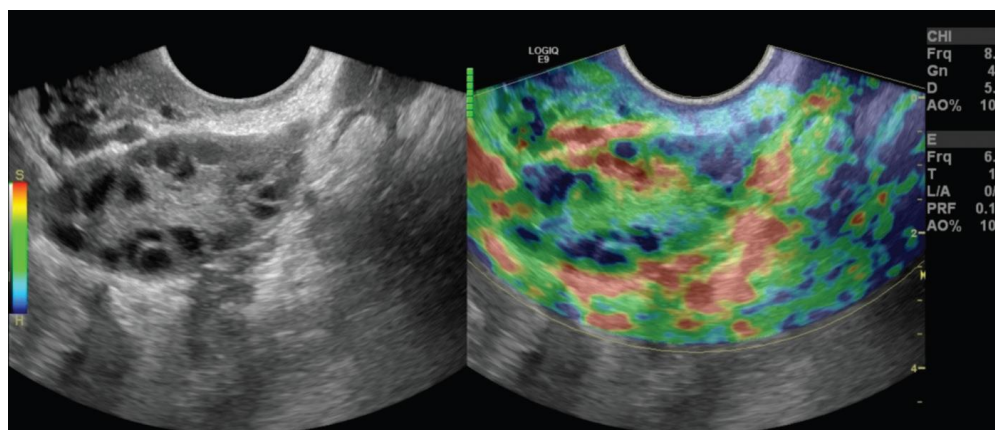
Vaječníky – ovariální cysty

Normální vaječník je méně echogenní než děloha a vzhledem k folikulům také méně homogenní. Folikul je fyziologická ovariální cista, která zmizí ve druhé polovině menstruačního cyklu. Pokud folikul uprostřed cyklu nepraskne, stává se z něj folikulární cista. Jednoduchá cista má hladké stěny, neobsahuje vnitřní odrazy a je téměř vždy benigní. Komplexní cysty vykazují silné zesílení zadní stěny a variabilní uspořádání, je u nich vyšší pravděpodobnost malignity (Palmer, s. 254)

Elastografie polycystických vaječníků

Syndrom polycystických ovaríí (PSOC) je charakterizován zvětšenými vaječníky, které obsahují malé cysty. PSOC je příčinou neplodnosti, poruch menstruačního cyklu a hyperandrogenismu u žen v reprodukčním věku. Cílem studie bylo zhodnotit reprodukovatelnost real-time elastografie (RTE) pro zobrazení morfologických změn vaječníků u PCOS. Ve studii bylo 48 pacientek s PCOS a 48 zdravých žen. USG a RTE byly provedeny 3. den menstruačního cyklu a hodnocení provedli nezávisle na sobě dva radiologové. Byla měřena velikost vaječníků, počet folikulů, elastický obraz a strain ratio. USG i RTE vyšetření byly provedeny endovaginální sondou za použití frekvence 6,5 MHz. Ke kompresi tkáně byl využit tlak sondy. Elastogram byl zobrazen na barevné škále s typem 1 jako modré až modro-zelené odstíny (nejtvrdší tkáň), typem 2 jako zelené až žluto-zelené (středně tuhá tkáň) a typem 3 jako červené až oranžovo-červené odstíny (nejměkčí tkáň).

Ciraci et al. došli k závěru, že měření elasticity a strain ratio může pomoci k rozpoznání morfologických změn PCOS, které způsobují, že vaječníky jsou tužší než běžné zdravé ovaria (Ciraci et al., 2015, s. 118-122).



Obrázek 9 - Ultrasonogram a elastogram vaječníků s PSOC

(zdroj: Ciraci at al., 2015, s. 119)

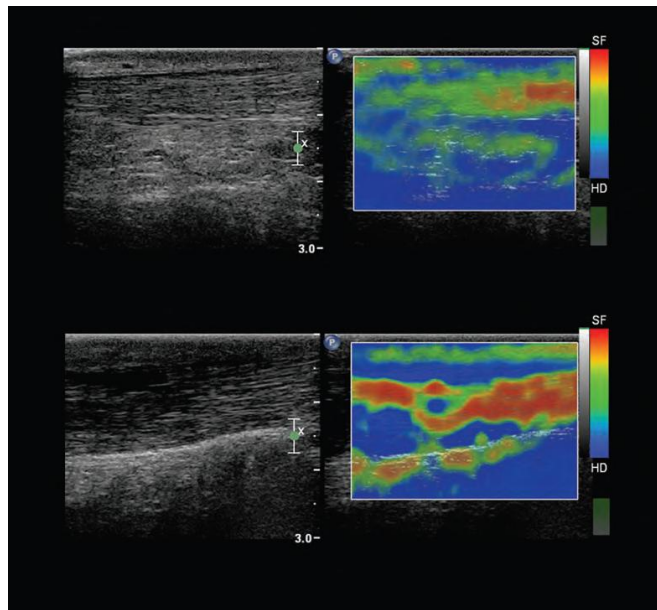
3.7 Vyšetření muskuloskeletálního systému

Muskuloskeletální ultrasonografie je relativně mladým oborem. Ortopedie, traumatologie a sportovní lékařství začaly využívat USG až v posledních 20 letech. Hlavní důvodem nevyužívání byla silná odrazivost kostí pro UZ vlny a malá rozlišovací schopnost přístrojů. Po zavedení přístrojů s vysokofrekvenčními sondami se otevřely nové možnosti USG i v těchto oborech.

Ultrasonografie slouží k zobrazení především měkkých složek pohybového aparátu (chrupavky, vazivové složky a svaly). Vazivová chrupavka a vazivové struktury jsou výrazně echogenní, naproti tomu hyalinní chrupavka je hypoechogenní až anechogenní. Ve srovnání s chrupavkami vykazuje svalová tkáň střední echogenitu. Struktury pohybového ústrojí lze USG zobrazit jednak staticky v morfologickém slova smyslu, tak dynamicky při pohybu (Hrazdira, 2010, s. 24).

Elastografie šlach

Současné studie ukazují, že šlachy jsou jednou z nejtuzších tkání v těle. Patologie jako je zánět šlach může způsobit snížení tuhosti. MRI je standardní technikou při hodnocení těchto změn, nicméně ultrazvuková elastografie je schopna vyhodnotit tyto změny za nižší cenu než MRI a sledovat průběžně léčbu (Barr, 2012, s. 53-55).



Obrázek 10 - Strain stress elastogram. Měkké tkáně jsou zobrazeny červeně, zatímco tuhá tkáň modře. Normální šlacha je tuhá (modrá), zatímco plocha se zánětem šlachy je měkká (červená).

(zdroj: Barr, 2012, s. 54)

Závěr

Ve své bakalářské práci jsem se snažila poskytnout nejnovější poznatky o ultrazvukové a MR elastografii. Elastografie představuje nejvýznamnější pokrok v ultrazvukové technologii od nástupu dopplerovského zobrazování. Jako doplňková metoda rozšiřuje objem informací, přináší informaci o mechanických, zejména elastických vlastnostech tkání a je určena ke zlepšení diferenciální diagnostiky benigních a maligních ložisek. Elastografické zobrazení se postupně vyvíjelo a vzniklo několik generací. Zaměřila jsem se na popis jednotlivých elastografických metod, zvláště na ShearWave elastografii, která využívá příčných vln k přesnému kvantitativnímu měření tuhosti tkání. Tato metoda má další výhody, například je schopna zobrazit elasticitu malých lézí s milimetrovým rozlišením, je plně automatizovaná a nezávislá na schopnostech vyšetřovatele, poskytuje obraz v reálném čase.

Cílem bakalářské práce bylo sepsat dostupné informace o elastografii a zjistit její nejnovější možné využití.

V první kapitole jsem se věnovala základům ultrazvukového zobrazení, které je podstatou elastografického vyšetření. Druhá kapitola rozebírá vlastnosti biologických tkání, vztah mezi napětím a deformací, ale především se zabývá principy jednotlivých elastografických metod, jejich vývojem a generacemi. Ve třetí kapitole jsou shrnuty dohledané informace o sonoelastografickém a MRE zobrazení vybraných orgánů a tkání.

Referenční seznam

ADÁMEK, Daniel et al. Pokroky ultrasonografie v diagnostice nádorů ledvin. *Urologie pro praxi*. 2010, roč. 11, č. 5, s. 257-261. ISSN 1803-5299. Dostupné z: <http://www.urologiepropraxi.cz/pdfs/uro/2010/05/07.pdf>

AIGLOVÁ, Květoslava. Jaterní fibróza a její diagnostika. *Postgraduální medicína*. 2012, roč. 14, č. 3, s. 297-304. ISSN 1212-4184.

BARR, Richard. Elastography in evaluation of musculoskeletal abnormalities. *Supplement to applied radiology*. 2012, s. 53-55. Dostupné z: <http://sonoworld.com/Client/Centers/WhitePaper.aspx?ContentId=59>

BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*, 1. vyd., Grada Publishing, 2015. 236 s. ISBN 978-80-247-4712-5.

BERCOFF, Jeremy. *ShearWave Elastography*. France: Aix en Provence. 2008. 12 s.

CIRACI, Saliha et al. Contribution of real-time elastography in diagnosis of polycystic ovary syndrome. *Diagnostic And Interventional Radiology: Official Journal Of The Turkish Society Of Radiology*. 2015, volume 2,1 p. 118-122. ISSN: 1305-3825. [online 2015-03-01]. Dostupné z: <http://www.dirjournal.org/sayilar/75/buyuk/118-122.pdf>

DOLEJŠOVÁ, Olga, Viktor ERET, Alžběta ŠOBROVÁ et al. Využití multiparametrické magnetické rezonance a srovnání s ostatními moderními zobrazovacími metodami v předoperační diagnostice karcinomu prostaty. *Česká urologie*. 2014, roč. 18, č. 4, s. 300-309. ISSN 1211-8729. Dostupné z: <http://www.czechurol.cz/pdfs/cur/2014/04/05.pdf>

EHRMANN, Jiří et al. *Hepatologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2010. 590 s. ISBN 978-80-247-3118-6.

ELIÁŠ, Pavel a Jan ŽIŽKA. *Dopplerovská ultrasonografie*. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus, 1998. 251 s. ISBN 80-901753-5-X.

FERDA, Jiří et al. Diagnostické zobrazení mikrosvěta a makrosvěta nádorů. *Česká radiologie*. 2010, roč. 64, Suppl 1, s. 7-23. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_10s1_7_23.pdf

FERDA, Jiří. et al. *Základy zobrazovacích metod*. 1. vyd. Praha: Galén, 2015. 148 s. ISBN 978-80-7492-164-3.

HOFER, Matthias. *Kurz sonografie*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005. 240 s. ISBN 80-247-0956-2.

HRAZDIRA, Ivo. *Biofyzikální základy ultrasonografie: jak pracovat s ultrazvukovým diagnostickým přístrojem*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-802-4428-956. Dostupné z:

http://lekbiofyz.upol.cz/pagedata_cz/staze/Biofyzik%C3%A1ln%C3%AD_z%C3%A1klady_ultrasonografie.pdf

HRAZDIRA, Ivo. Stáž *Elastografie v medicíně – výhody a limity* [online video] Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/texty.htm>

HRAZDIRA, Ivo. *Úvod do ultrasonografie pro studenty lékařské fakulty* [online]. 2010. [cit. 2015-03-24]. Dostupné z:

http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie2.pdf

HRAZDIRA, Ivo. *Úvod do ultrasonografie: v otázkách a odpovědích pro studenty lékařské fakulty* [online]. 2008. [cit. 2015-02-16]. Dostupné z:

http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf

CHMELOVÁ, Jana et al. *Základy ultrasonografie pro radiologické asistenty*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006. 77 s. ISBN 80-7368-221-4.

MÍRKA H., K. OHLÍDALOVÁ a V. BURIÁNEK. Diagnostika jaterních nádorů: USG ultrasonografie. *Česká radiologie*. 2010, roč. 64 (Suppl 1), s. 48-50. ISSN 1210-7883.

NEKULA, Josef et al. *Radiologie*. 3. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2005. 205 s. ISBN 80-244-1011-7.

PALMER, Philip E. S., ed. *Manuál ultrazvukové diagnostiky*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2000. 376 s. ISBN 80-7169-689-7.

POL, Stanislas, Jean.Luc GENNISSON, Eric BAVU et al. *Non-Invasive Staging of Liver Fibrosis with ShearWave Elastography Imaging*, White paper: Supersonic Imagine. 2011, 12 s. Dostupné z:

<http://www.csum.cz/app/clanek/84?files%5Baction%5D=goto&files%5Bfileid%5D=pg6AbQVwAAAA>

ROSINA, Jozef et al. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2013. 224 s. ISBN 978-80-247-4237-3.

SEDLÁŘ, Martin, Erik STAFFA a Vojtěch MORNSTEIN. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. [online]. 2013 [cit. 2015-01-21]. Dostupné z:

http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/zobrazovaci_metody.pdf

SEIDL, Zdeněk et al. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012. 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.

VOMÁČKA et al. Radiologie krku a hrudníku, pediatriká radiologie, komplexní diagnostika chorob prsu, varia: Ultrazvuková elastografie velkých slinných žláz. *Česká radiologie*, 2014, roč. 68, č. 3, s. 227-272.

VOMÁČKA, Jaroslav a B. REMENÍKOVÁ. Zkušenosti s US elastografií povrchových mízních uzlin. *Česká radiologie*. 2012, roč. 66, č. 3, s. 317-336. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1203_317_336.pdf

VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 1. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012, 153 s. ISBN 978-802-4431-260.

VYHNÁNEK, Luboš et al. *Radiodiagnostika: kapitoly z klinické praxe*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1998. 473 s. ISBN 80-7169-240-9.

Materiály z www.medata.cz

<http://www.medkonsult.cz/histoscanning.php>

Seznam zkratek

3D	Trojrozměrný
ARFI	Acoustic Radiations Force Imaging
BMI	Body Mass Index
CDI	Color Doppler Imaging
CW	Continuous Wave
DTI	Doppler Tissue Imaging
HS	HistoScanning
kPa	Kilopascal
MHz	Megahertz
MR, MRI	Magnetická rezonance Imaging
MRE	Magnetic Resonance Elastography
PCOS	Syndrom polycystických ovarií
PW	Pulsed Wave
ROI	Region of Interest
RTE	Real-Time Elastografie
SWE	ShearWave Elastografie
TE	Tranzientní elastografie
TRUS	Transrektální ultrasonografie
USE	Ultrazvuková elastografie
US-FNAB	Aspirační biopsie tenkou jehlou pod ultrazvukovou kontrolou
USG, US	Ultrasonografie
UZ	Ultrazvuk

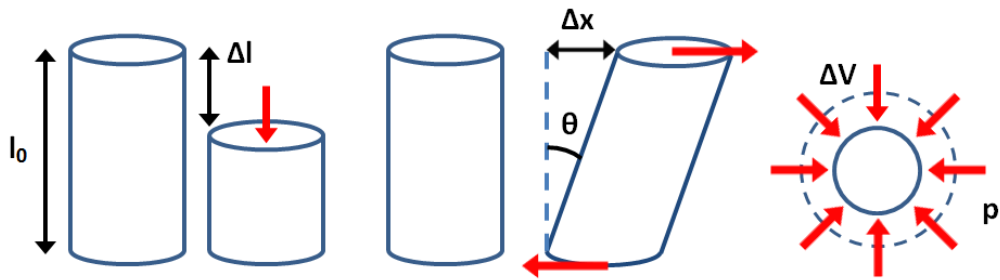
Seznam obrázků

Obrázek 1 - Deformace tlakem/tahem, smyková deformace a objemová deformace	20
Obrázek 2 - Posun tkáně vyhodnocený pomocí časového rozdílu ultrazvukových signálů.....	22
Obrázek 3 - Generování pomocí SonicTouch™. Příčné vlny jsou zesíleny ve tvaru "Machova kuželu"	26
Obrázek 4 - Zobrazení prostaty pomocí HistoScanningu.....	29
Obrázek 5 - SWE jaterního parenchymu. Cirhóza jater.	31
Obrázek 6 - Elastogram papilárního karcinomu (v B-modu je vidět nepravidelný tvar a hypoechogenita uzlu; z elastogramu je patrná snížená elasticita uzlu proti okolní tkáni)	33
Obrázek 7 - Carcinoma in situ v prsní žláze.....	34
Obrázek 8 - Mízní uzlina v submandibulární oblasti	36
Obrázek 9 - Ultrasonogram a elastogram vaječnicků s PSOC.....	38
Obrázek 10 - Strain stress elastogram. Měkké tkáně jsou zobrazeny červeně, zatímco tuhá tkáň modře. Normální šlacha je tuhá (modrá), zatímco plocha se zánětem šlachy je měkká (červená).	39

Seznam tabulek

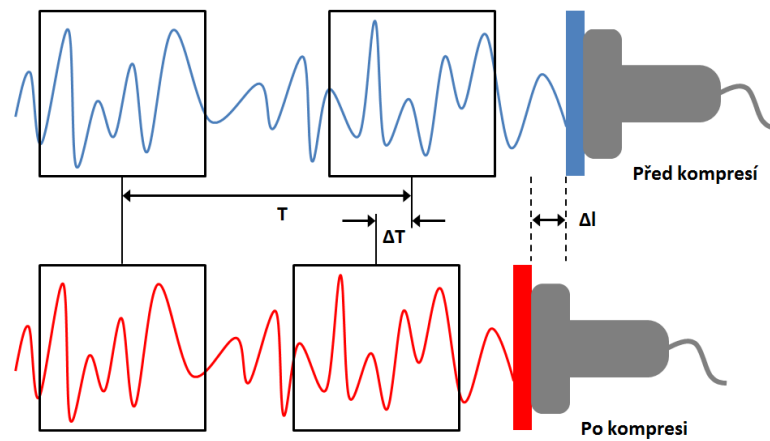
Tabulka 1 – Elasticita biologických tkání	21
Tabulka 2 - Hustota tkání	25
Tabulka 3 - Práh hodnot tuhosti u TE a SWE pro různá stádia jaterní fibrózy	31
Tabulka 4 - Elastické skóre tyreoidálních uzlů	32

Obrazová příloha



Příloha 1 - Deformace tlakem/tahem, smyková deformace a objemová deformace

(zdroj: Sedlář, 2013, s. 113)



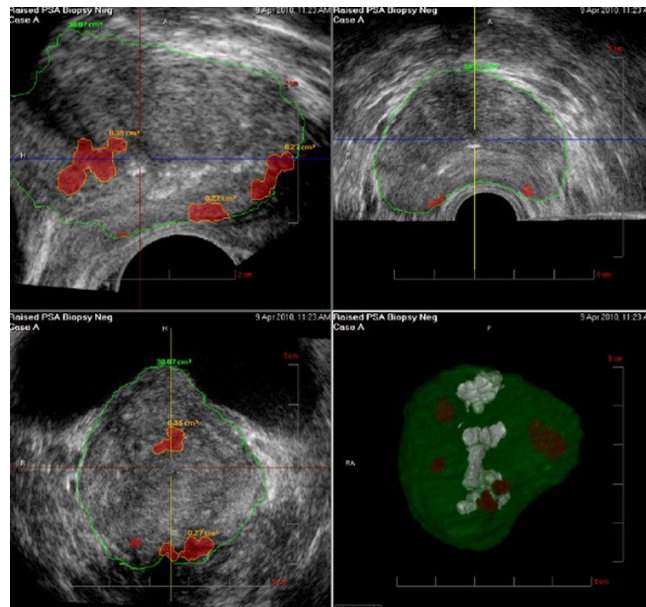
Příloha 2 - Posun tkáně vyhodnocený pomocí časového rozdílu ultrazvukových signálů

(zdroj: Sedlář, 2013, s. 118)



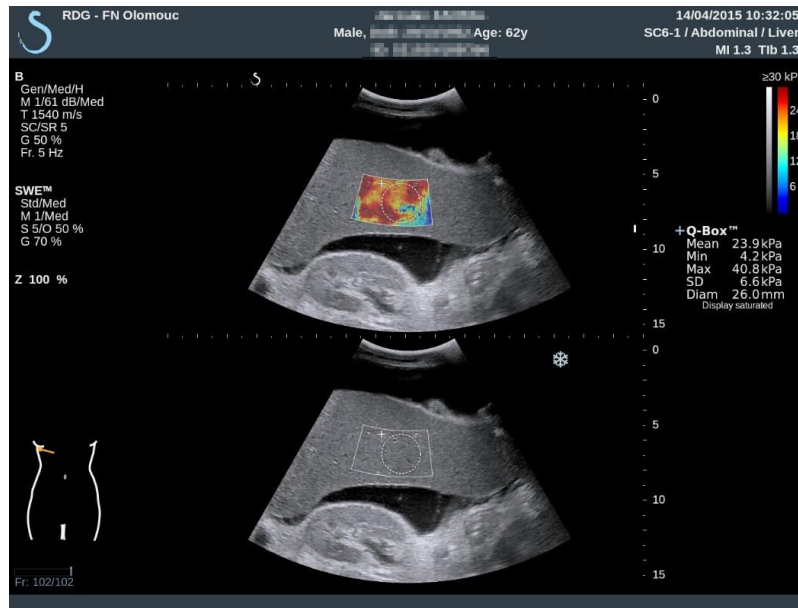
Příloha 3 - Generování pomocí SonicTouch™. Příčné vlny jsou zesíleny ve tvaru "Machova kuželu"

(zdroj: Bercoff, 2008, s. 6)



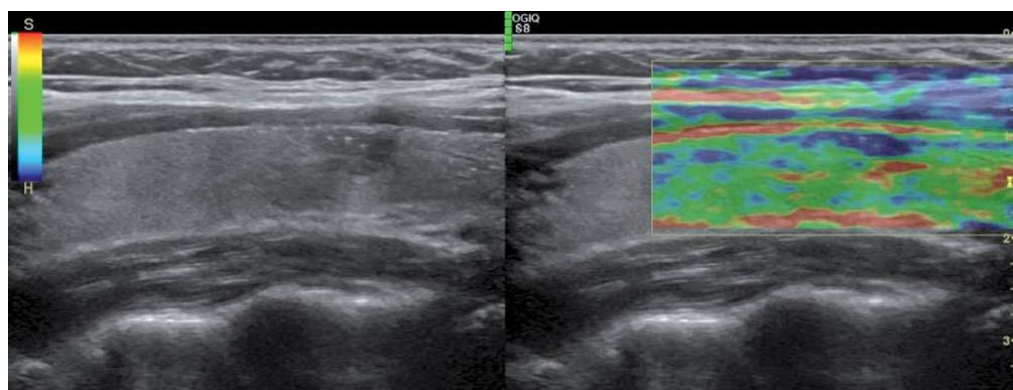
Příloha 4 - Zobrazení prostaty pomocí HistoScanningu

(zdroj: <http://www.medkonsult.cz/histoscanning.php>)



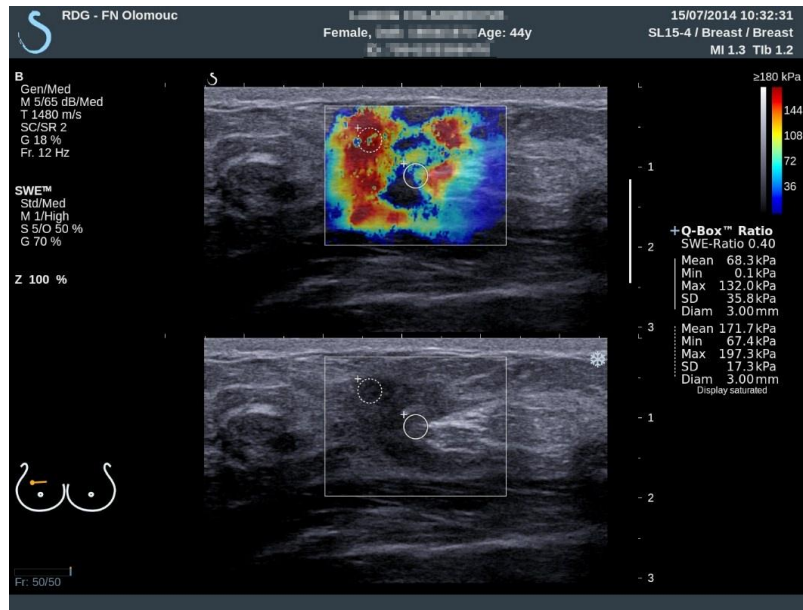
Příloha 5 - SWE jaterního parenchymu. Cirhóza jater.

(zdroj: archiv FNOL, Radiologická klinika)

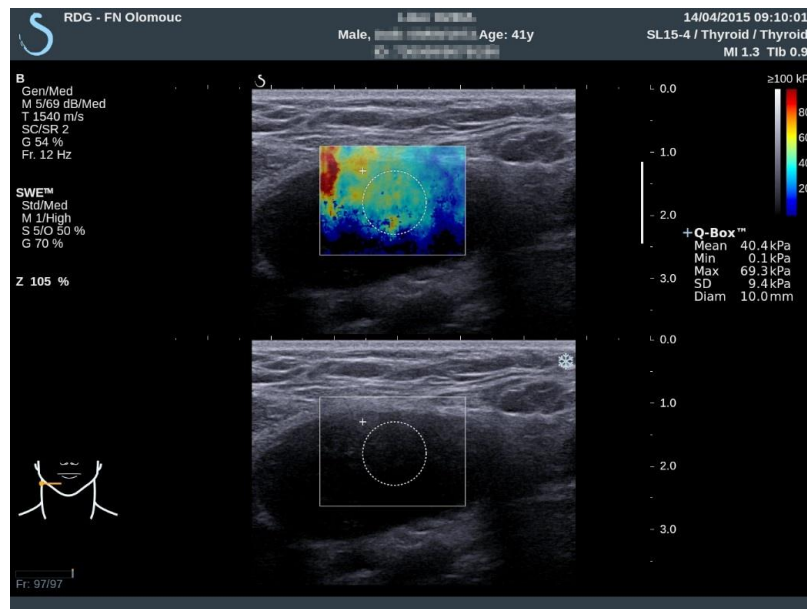


Příloha 6 - Elastogram papilárního karcinomu (v B-modu je vidět nepravidelný tvar a hypoechogenita uzlu; z elastogramu je patrná snížená elasticita uzlu proti okolní tkáni)

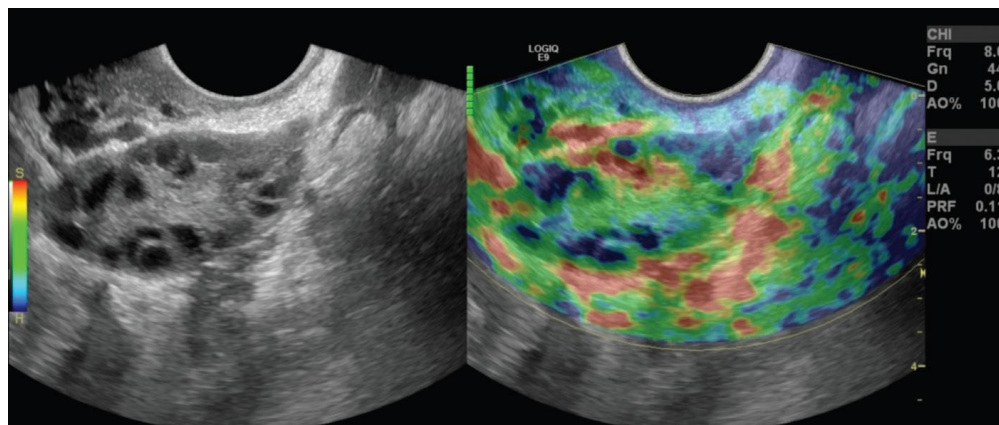
(zdroj: Krátký a Jiskra, 2013, s. 168)



Příloha 7 - Carcinoma in situ v prsní žláze
 (zdroj: archiv FNOL, Radiologická klinika)

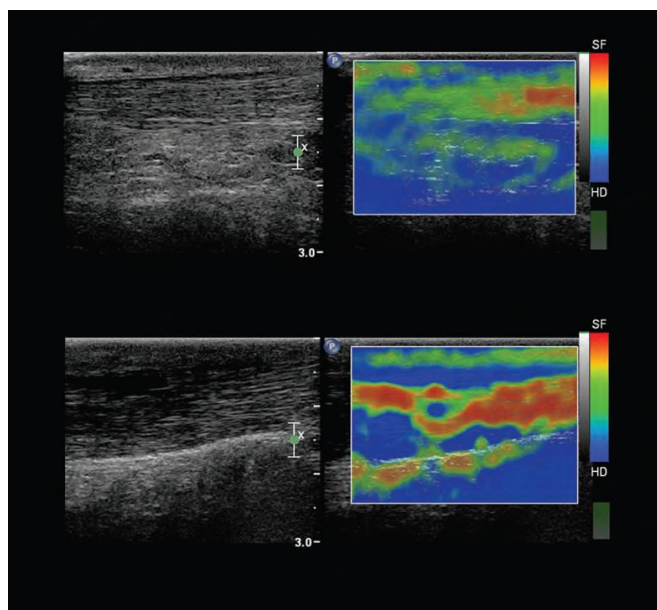


Příloha 8 - Mízní uzlina v submandibulární oblasti
 (zdroj: archiv FNOL, Radiologická klinika)



Příloha 9 - Ultrasonogram a elastogram vaječníků s PSOC

(zdroj: Ciraci at al., 2015, s. 119)



Příloha 10 - Strain stress elastogram. Měkké tkáně jsou zobrazeny červeně, zatímco tuhá tkáň modře. Normální šlacha je tuhá (modrá), zatímco plocha se zánětem šlachy je měkká (červená).

(zdroj: Barr, 2012, s. 54)