

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Eva Číhalová

Moderní trendy v měření elasticity tkání

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Zuzana Sedláčková, Ph.D.

Olomouc 2021

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

V Olomouci 6. května 2021

podpis

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucí práce MUDr. Zuzaně Sedláčkové, Ph.D. za cenné rady, vstřícnost, podporu a čas, který mi věnovala při zpracování diplomové práce. Poděkování patří také RNDr. Tomáši Fürstovi, Ph.D. za pomoc při statistickém zpracování rad. Zároveň bych chtěla poděkovat mé rodině a přátelům za psychickou podporu během studia.

ANOTACE

Typ závěrečné práce:	diplomová práce
Název práce:	Moderní trendy v měření elasticity tkání
Název práce v AJ:	Modern trends in elastography
Datum zadání:	2020-01-28
Datum odevzdání:	2021-05-06
Vysoká škola, fakulta, ústav:	Univerzita Palackého v Olomouci Fakulta zdravotnických věd Ústav radiologických metod
Autor práce:	Číhalová Eva
Vedoucí práce:	MUDr. Zuzana Sedláčková, Ph.D.
Oponent práce:	

Abstrakt v ČJ:

Tato diplomová práce předkládá dostupné poznatky o ultrazvukové elastografii, magnetické rezonanční elastografii a jejich využití v klinické praxi. Výzkumná část práce byla provedena pomocí měření ultrazvukovou elastografií na fantomu. Cílem bylo srovnat intraobservační a interobservační variabilitu hodnot naměřených radiologem a studentem. Dohromady bylo provedeno 600 měření. Byl potvrzen statisticky signifikantní rozdíl v intraobservační i interobservační variabilitě a též mezi jednotlivými přístroji.

Abstrakt v AJ:

This thesis presents current findings about ultrasonic elastography and magnetic resonance elastography and their use in clinical practice. The aim was to compare intraobservation and interobservation variability of values measured by radiologist and student. A total of 600 measurements were performed. A statistically significant difference in intraobservation and interobservation variability was confirmed, as well as between individual ultrasound devices.

Klíčová slova v ČJ: elastografie, elasticita, fantom, magnetická rezonance, intraobservační variabilita, interobservační variabilita, shear wave, ultrazvuk

Klíčová slova v AJ: elastography, elasticity, phantom, magnetic resonance, intraobserver variability, interobserver variability, shear wave, ultrasound

Rozsah: 82 stran / 2 přílohy

OBSAH

ÚVOD.....	6
1 POPIS REŠERŠNÍ STRATEGIE	8
2 ELASTICITA TKÁNÍ	11
2.1 Elastografie	11
2.2 Ultrazvuk	13
2.3 Ultrazvuková elastografie	15
2.4 Intravaskulární elastografie	20
2.5 Magnetická rezonanční elastografie MRE	20
2.6 Mechanické vlastnosti látek	22
2.7 Využití elastografie u jednotlivých orgánů	26
3 CÍLE, HYPOTÉZY A VÝZKUMNÁ OTÁZKA.....	33
3.1 Cíl práce.....	33
3.2 Hypotézy	33
3.3 Výzkumná otázka	33
4 METODIKA.....	34
4.1 Charakteristika přístrojového vybavení.....	34
4.2 Metody výzkumu	37
4.3 Měření elasticity	37
4.4 Statistické zpracování dat.....	39
5 VÝSLEDKY	40
5.1 Ověření hypotézy 1.....	40
5.2 Ověření hypotézy 2.....	50
5.3 Ověření hypotézy 3.....	52
5.4 Výsledky k výzkumné otázce	56
6 DISKUZE.....	58
ZÁVĚR.....	64
REFERENČNÍ SEZNAM	65
SEZNAM ZKRATEK.....	76
SEZNAM TABULEK.....	77
SEZNAM OBRÁZKŮ	78
SEZNAM PŘÍLOH	79

ÚVOD

Ultrazvukové vyšetření patří v současnosti mezi diagnostické zobrazovací metody první volby v několika lékařských oborech. Ve 20. století došlo k prudkému rozvoji ultrasonografie nejen díky její neinvazivnosti, ale také díky poměrně dobré finanční dostupnosti. Přídavnou funkcí ultrasonografie se stala elastografie.

Tato metoda zobrazující elastické vlastnosti biologických tkání pomocí ultrazvuku nebo magnetické rezonance, název poprvé použil Ophir a kol. v roce 1991. Elastografie se v klinické praxi využívá jako doplňková metoda sloužící ke zvýšení specifity diagnostiky onemocnění zejména pro hodnocení stupně fibrózy jater či v diagnostice tumorů, kde může zlepšit diferenci mezi maligními a benigními útvary.

Vychází ze skutečnosti, že změny elastických vlastností tkání často souvisejí s patologií. Elasticita tkání je biomechanickou vlastností, kterou lze objektivně přístrojově změřit. Elastografií lze nahradit tradiční palpační vyšetření, které se standardně využívá při klinickém fyzikálním vyšetření. Nevýhodou klasické palpce je v nepřístupnosti při vyšetřování hluboko umístěných nebo příliš malých lézí.

Ultrazvuková elastografie měří elasticitu tkání pomocí vysílání nízkofrekvenčních vibrací, jenž vyvolají v tkáni napětí, které je posléze analyzováno. Jedná se o relativně novou metodu, při které je důležité dodržovat postupy jak při získávání, tak ve zpracování konečných výsledků. (Stecco a kol., 2016, s. 98)

Cílem práce je sumarizovat aktuální dohledané poznatky o ultrazvukové elastografii a magnetické rezonanční elastografii, využití v praxi a porovnání rozdílů v naměřených hodnotách mezi radiologem a studentem na přístupných ultrazvukových přístrojích ve Fakultní nemocnici Olomouc.

Jako vstupní literatura byly použity následující tituly:

- BARR, Richard G., Anupam BAM, Chandra BORTOLOTTTO, et al., 2017. *Elastography*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. ISBN 9781626232716. Dostupné z: doi:10.1055/b-004-138010.
- DIETRICH, Christoph F., 2019. *Ultrasound Elastography*. 2: MDPI. ISBN 978-3-03897-911-1. Dostupné z: doi:10.3390/books978-3-03897-911-1.

- NENADIC, Ivan Z., Matthew W. URBAN, James F. GREENLEAF, Jean-Luc GENNISON, Miguel BERNAL a Mickael TANTER, 2019. *Ultrasound Elastography for Biomedical Applications and Medicine*. Mayo Clinic College of Medicine, USA: John Wiley. ISBN 1119021510.

- SEDLÁŘ, Martin, Erik STAFFA a Vojtěch MORNSTEIN, 2014. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. Brno: Masarykova univerzita. ISBN 978-80-210-7156-8.
Dostupné z:
https://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/zobrazovaci_metody.pdf.

- VACHUTKA, Jaroslav, SEDLÁČKOVÁ, Zuzana, FÜRST, Tomáš, HEŘMAN, Miroslav, HEŘMAN, Jan, SALZMAN, Richard, DOLEŽAL, Ladislav. Evaluation of the effect of tissue compression on the results of shear wave elastography measurements. *Ultrasonic Imaging*. **40**(6), 380-393. ISSN 0161-7346. doi:10.1177/0161734618793837.

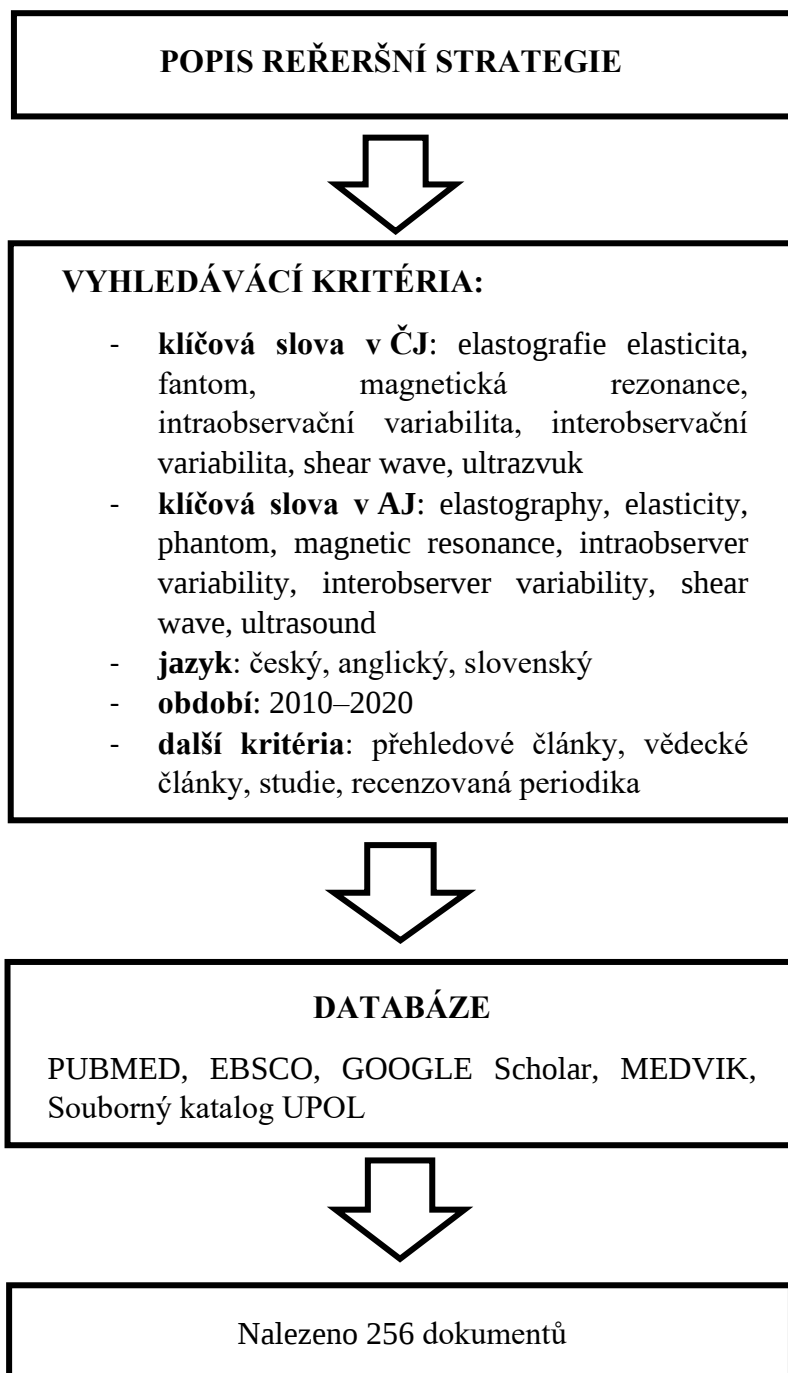
- VENKATESH, Sudhakar K. a Richard L. EHMANN, 2014. *Magnetic Resonance Elastography*. USA: Springer. ISBN 978-1-4939-1575-0.

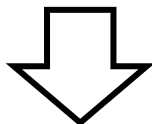
- ZEMANOVÁ, Markéta, 2016. Nová diagnostická zobrazovací metoda – shear waves elastografie. *Česká a slovenská oftalmologie*. **2016**(4), 103-110. ISSN 1212-5075. Dostupné z:
<https://www.prolekare.cz/casopisy/ceska-slovenska-oftalmologie/2016-4/nova-diagnosticka-zobrazovaci-metoda-shear-waves-elastografie-59505>.

1 POPIS REŠERŠNÍ STRATEGIE

Pro dohledání aktuálních a validních informací byla použita následující rešeršní strategie. Prostřednictvím následujících klíčových slov, které byly zadávány do níže uvedených databází byly dohledány informace sloužící ke kompletaci diplomové práce.

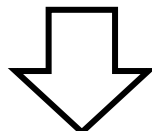
Využité databáze, vyhledávací kritéria a konečnou sumarizaci rešeršní strategie znázorňuje následující schéma.





VYŘAZUJÍCÍ KRITÉRIA:

- duplicitní články
- nedostupnost plné verze textu
- kvalifikační práce
- nesouvisející témata



**SUMARIZACE VYUŽITÝCH DATABÁZÍ A
DOHLEDANÝCH DOKUMENTŮ**

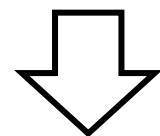
GOOGLE Scholar – 2 články

PUBMED – 50 článků

MEDVIK – 8 článků

Souborný katalog UPOL – 3 články

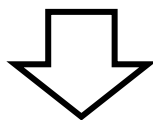
Další zdroje – 2 články



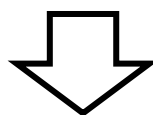
**SUMARIZACE DOHLEDANÝCH PERIODIK A
DOKUMENTŮ**

Česká a slovenská periodika a dokumenty:

Časopis českých lékařů, Česká a slovenská oftalmologie, Urologie pro praxi, Vnitřní lékařství, Zpravodaj česko-slovenské biologické společnosti

**Zahraniční periodika:**

Abdominal Radiology, Academic Radiology, Advances in Dermatology, American Journal of Roentgenology, Applied Radiology, BioMed Research International, BMJ Open, British Journal of Radiology, Clinical Breast Cancer, Clinical Endoscopy, Clinical Gastroenterology and Hepatology, Clinical Radiology, European Journal of Radiology, European Journal of Ultrasound, European Radiology, Gastroenterologia Polska, IAIM, Internal Journal of Endocrinology, Investigative Radiology, Japanese Journal of Radiology, Journal of Radiological Protection, Journal of ultrasound in medicine, Korean journal of radiology, Medical Ultrasonography, Muscles and Ligaments, NeuroImage, Pediatric Radiology, PLoS ONE, Radiation Research, RadioGraphic, Radiological Society of North America, Radiology, Royal Society Open Science, The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine, The Eurasian Journal of Medicine, The journal of orthopaedic and sports physical therapy, Theranostics, Ultrasonic Imaging, Ultrasonics, Ultrasound in medicine and biology, Ultrasound Quarterly



Celkem bylo použito 78 bibliografických zdrojů, z toho 57 zahraničních článků, 8 českých článků, 8 monografií, 2 webové stránky, 1 ročenka a 2 příspěvky ve sborníku

2 ELASTICITA TKÁNÍ

Elasticita je převrácenou hodnotou tuhosti, tedy čím elastičtější je tkáň, tím je měkkší a naopak, čím je méně elastická, tím je tužší. Hodnocením tuhosti tkání se lékaři zabývají již prakticky od počátků medicíny – palpce patří k nejstarším diagnostickým metodám, jejíž historie sahá až do faraónského Egypta. Lékařům bylo již tehdy známo, že změny v tuhosti určitých orgánů mohou značit patologický proces. (Sarvazyan, 2001, s. 108–109)

Vyšetření pohmatem probíhá většinou ve dvou fázích, a to povrchová při které se hodnotí mírným tlakem povrchové struktury a poté hluboká palpce, kde jsou pomocí většího tlaku posuzovány hlouběji uložené orgány. Využívá se dodnes a patří k základnímu fyzikálnímu vyšetření pacienta po odebrání anamnézy – mezi pohled, poklep, poslech a případné vyšetření per rectum. Tuhost je známým příznakem doprovázejícím akutní záněty – postižená oblast bývá zarudlá, teplejší, tuhá. Nejlepší možnost hodnocení tuhosti orgánů pohmatem mají chirurgové při operacích, případně pak patologové, ale pro pacienta je možnost neinvazivního vyšetření nesporným přínosem. Tuto možnost nám přináší elastografie. (Chrobák a kol., 2003, s. 23–25)

2.1 Elastografie

Elastografie je zobrazovací metoda využívající ultrazvuk nebo magnetickou rezonanci, která je určena pro diagnostiku. (Sedlár a kol., 2011, s. 110) Tato metoda je analogií palpačního vyšetření a poskytuje informace o tuhosti jednotlivých tkání, a to na základě měření reakce tkáně na kompresi. (Zemanová, 2016, s. 103)

Historie elastografie začíná v 70. let 20. století, přičemž na počátku 90. let 20. století byla metoda pojmenována Ophirem a jeho kolegy. (Shiina a kol., 2015, s. 1127; Ophir a kol., 1991, s. 115) Zaznamenané změny v tuhosti mohou v mnohých případech znamenat abnormality, jako je nádorové bujení, kalcifikace, nebo fibróza při jaterní cirhóze. Dalšími faktory ovlivňující elasticitu biologických tkání mohou být např. tukové a vláknité složky tkání. Kupříkladu progredující aterosklerotické pláty se stávají kvůli hromadění lipidů a fibrózní tkáně v arteriích tužšími. (Shiina a kol., 2015, s. 1126)

Homogenní látky mají konstantní hodnotu Youngova modulu pružnosti a nejsou závislé na vnějším tlaku. Avšak biologické tkáně vykazují nehomogenní chování, které je popsáno pomocí teoretických modelů závislosti tlaku na napětí. Jeden modelů, který lze použít pro biologické tkáně je model Veronda – Westman, který popisuje exponenciální závislost tlaku na

napětí. Původně byl používán pro popis kůže, ale studie ex – vivo potvrdily podobné chování i u prsní tkáně. Veronda – Westman model popisuje exponenciální závislost Youngova modulu pružnosti na hodnotě napětí. (Vachutka a kol., 2018, s. 381)

Elasticita biologických tkání, jež jsou nehomogenní a anizotropní, je závislá na směru, rozsahu a míře deformace. Youngův modul pružnosti vykazuje vysokou korelaci s nádorovými onemocněními, i když je určen za předpokladu, že je na těchto proměnných nezávislý. Výsledky elastografického vyšetření u nádorů prsu z roku 2007 ukázaly, že Youngův modul pružnosti byl významně vyšší u nádorové tkáně než u zdravé prsní žlázy. (Shiina a kol., 2015, s. 1127)

Elastografie pomocí ultrazvuku nebo MR mapuje elastické vlastnosti tkání a může zobrazit časná stádia onemocnění, která by standardní ultrazvuk nebo magnetická rezonance neodhalily. (Sedlár, 2011, s. 110) Měření elasticity tkání lze tedy využít jako doplňkovou metodu při diagnostice mnoha nemocí. Další možností použití je využití při posuzování reakce na léčbu chemoterapií nebo radiofrekvenční ablací. (Shiina a kol., 2015, s. 1126)

Ultrazvuková elastografie se v klinické praxi nejčastěji používá v diagnostice jater, prsní a štítné žlázy, prostaty, ledvin, lymfatických uzlin a muskuloskeletálního systému. (Vachutka a kol. 2018, s. 381)

Elastografii lze rozdělit podle techniky provedení do dvou hlavních skupin – na statickou a dynamickou.

- a) Statická elastografie (strain elastografie) využívá komprese povrchu těla, která navodí deformaci tkáně, jež se poté projeví v zobrazované rovině. Protože neznáme vnitřní napětí tkáně, u statické elastografie nelze využít Youngův modul pružnosti. Tato metoda tudíž neposkytuje kvantitativní informaci o elasticitě tkání. (Zemanová, 2016, s. 103)
- b) Dynamická elastografie (shear wave elastografie), neboli elastografie založená na příčném vlnění, využívá mechanické vibrace generující v tkáni střížné vlny. Tyto vlny se šíří v příčném směru, shodně jako vlny na vodní hladině. Měření rychlosti střížných vln vede ke kvantitativnímu odhadu elasticity tkáně. (Vachutka a kol., 2018, s. 381) Výhodou shear wave elastografie je zobrazení v reálném čase, dobré prostorové rozlišení a získání kvantitativního aspektu pro pozdější porovnání. (Zemanová, 2016, s. 103)

2.2 Ultrazvuk

Ultrazvuk je mechanické vlnění s frekvencí nad 20 kHz šířící se v pružném prostředí. Tuto frekvenci lidé neslyší, protože je nad horní hranici slyšitelnosti lidského ucha. V praxi se nejčastěji využívají frekvence v rozmezí od 2 do 10 MHz. Ultrazvuk prochází tkáněmi a odráží se v místech s rozdílnou akustickou impedancí – na rozhraních tkání. Síla odrazu závisí na rozdílu hustoty těchto tkání. Zdrojem ultrazvukového vlnění jsou piezoelektrické měniče, které mění elektrickou energii na mechanickou a naopak. Piezoelektrické měniče jsou zároveň vysílače i přijímače ultrazvuku, a jsou tvořeny niobátem olova nebo bariumtitanátem. (Vomáčka a kol., 2015, s. 38)

V klinické praxi rozlišujeme čtyři typy ultrazvukového zobrazení:

Jedná se o zobrazení A (amplitude modulated), který se využívá v oftalmologii k měření biometrie. Jde o jednorozměrný, lineární způsob zobrazení ve směru vyslaného ultrazvukového vlnění. Na rozhraních tkání dochází ke generování impulzů, které jsou registrovány jako echa. Vzdálenost mezi jednotlivými echy odpovídá poměru reálné vzdálenosti tkáňových rozhraní a místa odrazu. (Zemanová, 2016, s. 104)

Druhým typem zobrazení je dvourozměrný B-mód (brightness mode). Ultrazvukové vlny jsou zobrazeny jako pixely v šedé škále, jas jednotlivých pixelů odpovídá velikosti odrazu jednotlivých vln. Čím menší odraz, tím světlejší pixel obrazu. Místa, kde se odráží ultrazvukové paprsky odpovídají poloze pixelu v obraze. (Sedlár a kol., 2015, s. 41) Podle velikosti odrazu lze stanovit echogenitu jednotlivých biologických tkání. První typem je anechogenní, který se zobrazí jako černý. Příkladem může být voda, žluč, lymfa či čerstvá krev. Další formou je hypoechogenní, který se zobrazuje jako tmavě šedý, příkladem mohou být uzliny nebo parenchym ledviny. Střední echogenitu mají například játra a štítná žláza. Hyperechogenní jsou hematomy a benigní hemangiomy v játrech, na obraze jsou tyto tkáně světlejší. Vysokou odrazovost mají kosti, kalcifikace či plyny, za kterými na obraze vznikne akustický stín. (Heřman a kol., 2014, s. 17) Výsledný obraz je závislý na uspořádání piezoelektrických měničů v sondě. Nejčastěji se využívají lineární, sektorové a konvexní sondy. Lineární sondy tvoří pravoúhlý obraz a využívají se pro vyšetření štítné žlázy či cév. Dalším typem jsou konvexní sondy tvořící kombinaci pravoúhlého a sektorového obrazu. Využití konvexní sondy je zejména v oblasti nitrobršních orgánů. Pro vyšetření srdce a jater se využívají sektorové sondy vytvářející vějířovitý obraz. Dalšími typy vyšetřovacích sond jsou endoskopické sondy, které

se využívají prostřednictvím zavedení do tělesných dutin (např. transesofageální sonda, transvaginální sonda, transrektální sonda). (Sedlář a kol., 2014, s. 49–54)

Doplňkovým zobrazením je dopplerovský mód využívající Dopplerova jevu, který popisuje změnu frekvence vlnění, která je způsobena interakcí pohybu zdroje a přijímače. Rozdíl mezi frekvencemi signálů je přímo úměrný rychlosti přibližujícího nebo oddalujícího se objektu. Dopplerovské přístroje se rozlišují na tři typy – impulzní, kontinuální a barevný. Impulzní systém vysílá ultrazvukový signál prostřednictvím impulzů. Doba mezi dvěma impulzy je určena vzorkovací frekvencí, která ovlivněna dobou potřebnou pro dosažení měřené oblasti, impulz se po odrazu vrací zpět k měniči, který je v tomto případě pouze jeden. Kontinuální dopplerovský systém využívá kontinuální ultrazvukový signál, který je jedním měničem vysílán a druhým přijímán. Tento systém je využíván k vyšetření cév uložených v malé hloubce pod kůží. Barevný dopplerovský systém používá několik ultrazvukových paprsků a velký počet vzorkovacích objemů. Výsledným obrazem měření je dvourozměrný B-mód překrytý barevným dopplerovským signálem popisujícím rychlost toku. V klinické praxi se používá k měření rychlosti toku krve, k posouzení prokrvení tkání nebo vyšetření cév.

Hybridní zobrazení ultrazvukového vyšetření poskytuje kombinaci obrazů z více zobrazovacích systémů najednou. Příkladem může být duplexní zobrazení, které je složeno z B-módu a pulzního dopplerovského systému. Druhým způsobem je triplexní zobrazení kombinující B-mód, spektrální a barevný dopplerovský systém.

Čtvrtým typem je M-mód, který se využívá hlavně v echokardiografii a zaznamenává časový průběh pohybů srdečního svalu. Výsledkem je jednorozměrné dynamické zobrazení, založené na podobném principu jako A-mód. (Vomáčka a kol., 2012, s. 38–39. Sedlář a kol., 2014, s. 43–47)

Další možností zobrazení ultrazvukem je CEUS (contrast enhanced ultrasonography) – kontrastní zobrazování ultrazvukem pomocí mikrobublin podaných intravenózně nebo intrakavitálně. Kontrastní látky využívané v Evropě se nazývají Sonovue a jsou složeny z plynu (fluoridu sírového) zapouzdřeném ve fosfolipidovém obalu. Velikost bublin je průměrně 2,5 μm . Při ultrazvukovém vyšetření dojde k srážce mikrobubliny s ultrazvukovými vlnami a dojde nejprve ke stlačení a poté k expanzi. Výsledkem tohoto střídání komprese a expanze je oscilace bublin produkující vyšší harmonické frekvence než u signálů, které jsou odražené od ostatních tkání. Ke zvýšení signálu dochází v intervalu od 3 do 8 minut. Před intravenózním podáním nejsou potřebné laboratorní testy ledvinových funkcí, protože fosfolipidové obaly jsou metabolizovány játry a fluorid sírový je eliminován plicními kapilárami. (Huang a kol., 2018, s. 960–974., Miele a kol., 2016. s. 1–13)

Kontraindikace podání mikrobublinové kontrastní látky je u pacientů s plicní hypertenzí nebo u pacientů trpících syndromem akutní dechové tísně. Kontrastní ultrasonografie se používá při diagnostice jaterních lézí, ložiskových změn sleziny, ledvin, slinivky břišní, prsu a prostaty. Další možné využití je při úrazech k zobrazení parenchymových orgánů břicha. (Ungermann a kol., 2009. s. 36)

2.3 Ultrazvuková elastografie

Zobrazujeme B-mód a elasticitu tkání. Výsledkem je elastogram, který obsahuje ultrazvukový B-obraz, který je překrytý barevnou mapou. Každému pixelu je přiřazena určitá barva kódující elasticitu daného bodu. Tuhé tkáně jsou zobrazeny pomocí studených odstínů, měkké tkáně naopak pomocí teplých barev. (Zemanová, 2016, s. 106) Toto barevné nastavení lze přehodit v softwaru přístroje, protože někteří výrobci (a uživatelé) je preferují obráceně. Elastogram bývá doplněn i standardním obrazem v B-módu, který se zobrazuje buď vedle něj, nebo pod ním a slouží pro lepší přehlednost. Elastografické metody lze rozdělit na statické, kvazi-statické a dynamické.

Statická a kvazi-statická elastografie

U této metody se stanoví elasticita podle rozdílu ultrazvukového signálu před a po kompresi tkáně. Kompresi může být statická nebo kvazi-statická, neměnná v čase, resp. pomalu proměnná v čase a provádí se ultrazvukovou sondou či palpací. (Sedlár a kol., 2015, s. 117) Ultrazvukové vlny jsou vyvolány manuální kompresí tkáně nebo pulzací srdce. (Shiina a kol., 2015, s. 1128) Z dvojice obrazů před a po kompresi se pomocí korelačních algoritmů pro každý pixel zájmové oblasti určí míra deformace.

Posun tkáně se zhodnocuje jako časový rozdíl signálů z ultrazvukových paprsků, které jsou odraženy v různých hloubkách – měřících oken před a po kompresi.

Časový posun měřícího okna před a po kompresi ΔT se většinou vztahuje k časové vzdálenosti měřícího okna T před kompresí dle vztahu:

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

Jestliže známe hodnotu napětí σ , lze dosadit rovnici $\Delta l \approx \Delta T / T \rightarrow \varepsilon$ do rovnice Hookova zákona a tím získat hodnotu elasticity tkáně jako výpočet Youngova modulu pružnosti.

Další možností získání hodnoty elasticity tkáně je strain-rate imaging (SRI), který je založen na principu DTI (Doppler Tissue Imaging). Pomocí dopplerovského měření lze

vypočítat rychlost pohybu tkáně při deformaci. Při stlačení se tkáň pohybuje od ultrazvukové sondy, naopak při relaxaci se tkáň pohybuje k sondě. Z časových sekvencí dopplerovských obrazů rychlosti pohybu tkání lze vyhodnotit gradient rychlosti, z něhož lze odhadnout elasticitu zobrazených tkání. Pro účely výpočtu elasticity je nutné, aby bylo dosaženo určité rychlosti pohybu tkáně, čehož může být dosaženo kompresí tkáně do hloubky několika milimetrů. Při kompresi může dojít k posunu vyšetřované tkáně mimo oblast a vzniká halo efekt, který způsobí rozmazání okrajů objektu v obraze. (Sedlár a kol., 2015, s. 118)

Mezi výhody statických elastografických metod patří jednoduchost, velmi dobrá dostupnost, nízká cena a zobrazení v reálném čase. Údaje o elasticitě tkání lze získat pomocí klasických diagnostických ultrazvuků doplněných o vhodný software pro výpočet elasticity. Nevýhodou může být neznalost velikosti deformační síly, kvůli které nelze kvantitativně určit elastické vlastnosti tkáně a ty se následně odhadují jen podle velikosti deformace a místo číselného vyjádření máme k dispozici pro hodnocení pouze barevnou mapu.

Další nevýhodou je obtížné srovnání více elastogramů navzájem, protože každý byl pořízený při jiných podmínkách (pohyby pacienta, odlišná komprese lékařem). Hodnocení elastogramů poté závisí na zkušenostech a znalostech lékaře. Další nevýhodou může být přítomnost obrazových artefaktů.

Dynamická elastografie

U této elastografie záleží na míře komprese tkáně dynamickou silou a je rychle proměnná v čase, na rozdíl od statických a kvazi-statických sil. Shear wave elastografie (SWE) je založena na hodnocení rychlosti šíření střížných vln. Střížné vlny vznikají ve tkáni jako reakce elastického odporu na tlakové pulzy nebo mechanické vibrace s nízkou frekvencí (10–500 Hz). (Sedlár a kol., 2015, s. 120) Tato metoda poskytuje kvantitativní zhodnocení a není tolik závislá na zkušenostech lékaře jako statická elastografie. (Zemanová, 2016, s. 105)

Střížné vlny nemohou vznikat a šířit se v plynech ani v kapalinách, ale pouze v pevném prostředí, protože odolává namáhání ve smyku. Rychlost střížných vln je 1–10 m/s a závisí na smykových elastických vlastnostech prostředí G a hustotě prostředí ρ :

$$v_s = \sqrt{\frac{G}{\rho}}, \quad G \approx \frac{E}{3} \rightarrow v_s = \sqrt{\frac{E}{3\rho}} \rightarrow E = 3\rho v_s^2$$

Na základě rychlosti šíření střížných vln lze odhadnout i Youngův model pružnosti E – elasticitu tkáně. Hustota tkání ρ je dosazována jako konstanta, která je v průměru asi 1047 kg/m³. (Sedlár a kol., 2015, s. 121) Elasticita je závislá na přítomnosti patologického procesu, maligní léze (30–270 kPa) mívají větší tuhost než benigní ložiska (1–70 kPa).

Naopak ultrazvukové vlny se v prostředí šíří v podélném směru, protože částice kmitají ve stejném směru, ve kterém se vlna šíří a dochází ke zhušťování a zředění částic.

Rychlost šíření podélných vln c_l závisí na hustotě prostředí ρ a elastickými vlastnostmi – objemový modul pružnosti K . Podélné vlny se šíří plynným, kapalným i pevným prostředím a rychlost šíření je 1400–1600 m/s což je asi 1000x víc než u vln střížných. (Zemanová, 2016, s. 105)

Typy shearwave elastografie

Podle typu budící síly, generující v zobrazených tkáních příčné ultrazvukové vlny lze rozlišit 3 metody: jednorozměrnou transient elastografii, bodovou shearwave elastografii a dvourozměrnou shearwave elastografii.

Jednorozměrná transient elastografie vyhodnocuje rychlost šíření střížných vln podél jednoho paprsku. (Sedlár a kol., 2011, s. 123) V oblasti zájmu, která je 2,5–6,5 cm pod kůží, je měřena průměrná rychlost šíření střížných vln, která je přepočítána na hodnotu Youngova modulu pružnosti. (Shiina a kol., 2015, s. 1128) Transient elastografie nevyužívá klasickou ultrazvukovou sondu, ale sondu obsahující ultrazvukový měnič a externí vibrátor, který v oblasti zájmu generuje vibrace s frekvencí 50 Hz šířící se jako příčná vlna. (Vachutka a kol., 2017, s. 6–7)

Bodová shearwave elastografie vyhodnocuje rychlost šíření střížných vln pouze v malé oblasti zájmu v porovnání s velikostí zobrazeného pole. Střížné vlny jsou vytvořeny pomocí radiační síly fokusovaného ultrazvuku – ARFI. (Sedlár a kol., 2015, s. 123)

Zdrojem dynamické síly jsou fyziologické pohyby v organismu (tlukot srdce), externí vibrátory a intenzivní pulzy akustického tlaku vytvořené fokusovaným ultrazvukovým paprskem (ARFI – Acoustic Radiation Force Impulse). ARFI užívá velkého akustického tlaku, který je fokusován ultrazvukem ke stlačení tkání zaměřených ve fokusační zóně snímané oblasti. Směr šíření radiační síly je totožný se směrem šíření ultrazvukových paprsků, největší velikost má ve fokusační zóně. (Sedlár a kol., 2016, s. 122)

Radiační síla je nepřímě úměrná rychlosti šíření ultrazvukové vlny c prostředím a přímo úměrná intenzitě ultrazvukových vln I a koeficientu absorpce prostředí α .

$$F = \frac{2\alpha I}{c}$$

Tato síla je zpravidla velice malá, ale při dostatečné intenzitě ultrazvukového vlnění může způsobit posun měkké tkáně až o 20 μm . Tato hodnota je dostatečná k detekci autokorelační

metodou. Působení akustické radiační síly trvá v průměru 0,1–0,5 ms a má charakter silového impulsu. (Vachutka a kol., 2017, s. 6–7) Posun tkáně je stanoven jako časová změna signálů ultrazvukových paprsků, které jsou odražené v různých hloubkách před stlačením a po stlačení tkáně. Posuny tkáně jsou měřeny pomocí zobrazovacích ultrazvukových pulzů. Pro stanovení pozice tkáně se vyšle jeden zobrazovací pulz, dále silný pulz, který způsobí kompresi a na závěr opět zobrazovací pulzy pro určení pozice po kompresi a zobrazení návratu tkáně.

Výhodou této metody je větší dosah komprese, která dosahuje hlouběji než u statických a kvazi-statických způsobů, u kterých se dosah stlačení snižuje se vzdáleností od zdroje. (Sedlár a kol., 2015, s. 122) Je využívána zejména pro vyšetřování jater a u obtížněji dostupných měkkých tkání. Na rozdíl od jednorozměrné transient elastografie lze díky ultrazvukové sondě určit přesné místo vhodné k hodnocení jaterní tkáně. (Vachutka a kol., 2017, s. 7)

Nevýhodou je, že ARFI metoda zobrazuje odhad Youngova modulu pružnosti na základě velikosti posunu, místo kvantitativního popisu pružnosti tkáně. Kvantitativní obraz nelze získat kvůli radiační síle, která způsobuje deformaci tkáně a mění se vlivem rozdílného útlumu v tkáních. Další nevýhodou je použití speciální sondy generující intenzivní ultrazvukové pulzy, které mohou způsobit poškození tkání a také větší zahřívání ultrazvukové sondy. (Vachutka a kol., 2017, s. 7–8)

Oba tyto typy elastografie jsou vhodné pro měření pružnosti v homogenních oblastech, nejčastěji jaterní parenchym. Výsledkem je graf, který je závislý na posunu tkáně v čase v určité hloubce, ze kterého je získán číselný údaj o elasticitě dané tkáně. (Sedlár a kol., 2015, s. 123)

ShearWave Elastography Supersonic Imagine má ochrannou známku u Multiwave sonografu Aixplorer. (Zemanová, 2016, s. 107) Při diagnostice pomocí shear wave elastografie (SWE) lze vyhodnotit rychlost šíření střížných vln z konvexní i z lineární sondy v barevném okně v reálném čase. (Sedlár a kol., 2015, s. 123) Metoda pracuje na podobném principu jako předchozí metody, ale kvůli nutnosti šíření příčných vln do větší vzdálenosti je potřeba vysoké amplitudy. (Vachutka a kol., 2017, s. 7–10)

Informace o posunu tkáně jsou získávány na základě časových rozdílů z mnoha UZ paprsků, které byly odraženy v různých hloubkách tkáně. Akustický vír vyvolaný v ultrazvukovém svazku excituje tkáně, které leží pod ním a ovlivňuje tkáň ve směru šíření. Tkáň klade proti akustickému víru odpor a ten dále vyvolává mechanické vlny a střížné vlny šířící se transversálně. Nevýhodou je, že střížné vlny se vytrácí v malé hloubce, nicméně pomocí technologie SonicTouch, který postupně fokusuje ultrazvukové svazky do různé hloubky je tato nevýhoda odstraněna.

Příčné vlny jsou zesilovány do tzv. Machova kuželu, který zvyšuje jejich amplitudu a vzdálenost šíření. Rychlost šíření příčných vln je 1–10 m/s, tzn. že tkání o šířce 3–6 cm projdou za 12–20 ms. Za tuto dobu by příčné vlny vymizely a systém by je nezachytil. Pro správné zobrazení jsou nutné ultrarychlé snímkové frekvence – Ultrafast zobrazení, jež v jednom okamžiku vysílá ultrazvukové vlny pro excitaci celé roviny. Rychlost šíření střížných vln je přímo úměrná elasticitě tkání. (Zemanová, 2016, s. 107) Při použití více fokusačních zón ultrazvukového paprsku lze způsobit deformaci tkání, která má za následek vznik střížných vln ve více hloubkách zároveň. Pro zobrazení rychlosti střížných vln v reálném čase je nezbytné vyhodnocovat posun tkáně v zájmové oblasti s vysokou opakovací frekvencí (v tisících Hz). U klasických ultrazvukových přístrojů se střížné vlny vytratí ze zájmové oblasti již během pořizování snímků, a tudíž nemohou být detekovány.

Mezi výhody shear wave elastografických metod patří velmi dobrá prostorová rozlišovací schopnost, díky které lze přesně určit i velice malé léze. Další výhodou je kvantitativní popis elasticity tkání pomocí Youngova modulu pružnosti, který je získán na základě rychlosti šíření střížných vln. Komprese je automaticky zajišťována přístrojem, z toho důvodu nezáleží na zkušenostech lékaře. Dále je možné srovnání více elastogramů, jelikož jsou pořízeny za podobných podmínek.

Nevýhodou je vyšší cena spojená s potřebou speciální ultrazvukové sondy. Při použití ultrazvukových vln vyšší intenzity je nebezpečí vzniku biologických účinků na tkáně či zvýšené zahřívání sondy. Další nevýhodou může být zdroj střížných vln, který může vysílat rušivé vlny, které mohou překrývat vlny užitečné. Tyto rušivé vlny musí být před vlastním výpočtem odfiltrovány. (Vachutka a kol., 2017, s. 9–10, Sedlár a kol., 2011, s. 130–133)

2.4 Intravaskulární elastografie

K zobrazení cév lze využít intravaskulární elastografii, která pracuje na podobném principu jako statická ultrazvuková elastografie. Tato metoda se využívá pro detekci aterosklerotických plátů a trombů.

V praxi vyšetření probíhá tak, že do snímané cévy se zavede katetr s ultrazvukovým snímačem. Kompresi cévy se zajišťuje zavedením intravaskulárního balonku, který roztáhne cévní stěnu nebo samotná pulzace cévy. Tato metoda je založena na předpokladu rozdílného napětí aterosklerotické a normální cévy. Kvůli zabránění detekce okolních tkání je vhodné měřit hodnoty elasticity na konci diastoly, což může způsobovat malé odchylky v napětí a následně chyby v odhadu elastických vlastností. (Shin a kol., 2018, 2–3. Sedlár a kol., 2011, s. 125)

2.5 Magnetická rezonanční elastografie MRE

Elastické vlastnosti tkání lze vyhodnotit také pomocí magnetické rezonance, která elasticitu vyhodnocuje na základě rychlosti šíření střížných vln. Ty vznikají jako reakce na nízkofrekvenční mechanické vlny, které jsou generovány pomocí akustických, pneumatických nebo elektromagnetických zařízení. Fázově-kontrastními metodami, které jsou citlivé na pohyb, je identifikováno šíření střížných vln. (Sedlár a kol., 2011, s. 126)

Fáze tkáňových atomových jader jsou kódovány fázovými gradienty, ty jsou synchronizovány se stejnou frekvencí jako mechanické vibrace. Změny fází tkáňových atomových jader jsou přímo úměrné posunutí tkáně, které je způsobené šířením střížných vln. Detekci atomových jader lze vyhodnotit jejich pohyb, protože na MR tvoří odlišné signály. Elastogram popisující kvantitativně elasticitu je vytvořen pomocí matematických algoritmů:

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

ρ – hustota tkáně

f – frekvence mechanických vln

λ – vlnová délka příčných vln ve tkáni

v_s – rychlost šíření střížných vln ve tkáni

Předpokládá se, že rychlost šíření střížných vln ve tkáni v_s v měkkých tkáních je v nestlačitelném prostředí blízká hodnotě 0,5. Youngův modul pružnosti je roven 3x modulu pružnosti ve smyku ve špatně stlačitelných a izotropních tkáních. (Shiina a kol., 2015, s. 1127)

Pro vznik MR signálu je důležitá přítomnost mechanických vln, zdrojem těchto vln mohou být akustická a pneumatická zařízení nebo elektromagnetické cívky. (Sedlár a kol., 2011, s. 127)

Zdroje mechanických vln obsahují aktivní a pasivní část, aktivní část produkuje mechanické vibrace, které jsou pomocí spojovací plastové trubice vedeny k prvku pasivnímu. Pasivní část přenáší vibrace přímo do pacientova těla a je přiložena na vyšetřovanou oblast. Aktivní část zařízení může vytvářet artefakty, proto je vhodné její umístění mimo místnost s MR.

Na rozdíl od klasického MR vyšetření je délka MRE krátká, pořízení jednoho obrazu trvá asi 15–30 s. Takto krátká doba je zprostředkována díky rychlým fázově – kontrastním frekvencím a také nižším rozlišením elastogramu. Vyšetření musí být synchronizováno s pacientovým dechem, kvůli možným pohybovým artefaktům. (Sedlár a kol., 2011, s. 126–127)

MRE je možné využít při vyšetření mozku k prokázání změn tuhosti, která s přibývajícím věkem klesá. Dále se využívá při podezření na neurodegenerativní a demyelinizační choroby. Dalším příkladem je využití před operací mozkových nádorů. (Murphy a kol., 2019, s. 180) Druhým příkladem je využití MRE při hodnocení fibrózy ledvin, která na rozdíl od ultrazvukové elastografie poskytuje prostorovou mapu změn tuhosti. (Gandhi a kol., 2019, s. 4141) V neposlední řadě se MRE využívá při vyšetření jater, která měří jejich tuhost analýzou šíření střížných vln. V současnosti je považována za nejpřesnější neinvazivní diagnostickou metodu pro diagnostiku a určení stupně jaterní fibrózy. (Idilman a kol., 2020, s. 3447)

Mezi výhody patří jednoduchost, protože metoda nevyžaduje žádný speciální software a hardware. Další výhodou je možnost měřit pohyb tkáně v jakékoli rovině. Hlavní nevýhodou je vysoká cena vyšetření. (Sedlár a kol., 2011, s. 126–127)

2.6 Mechanické vlastnosti látek

Rozdíly mezi pružností jednotlivých látek jsou vyjádřeny zejména Youngovým modulem pružnosti E a modulem pružnosti ve smyku G , jež určují, jak těžké je docílit deformace tlakem nebo smykové deformace. (Shiina a kol., 2015, s.1127)

Mechanické vlastnosti látek jsou znaky popisující odolnost látky proti silovému namáhání. Tyto vlastnosti jsou závislé na mezimolekulových vazbách a na mikroskopickém a makroskopickém rozložení molekul v látce. Základními mechanickými vlastnostmi látek jsou:

pevnost	- odolnost proti působení vnější síly
pružnost	- schopnost látky deformovat se působením vnější síly a po jejím odeznění se vrátit do původního tvaru a velikosti
tvárnost	- schopnost látky změnit tvar působením vnější síly
viskozita	- určuje míru tekutosti kapalin a plynů

Z těchto mechanických vlastností je pro elastografické metody nejdůležitější pružnost – elasticita. Mechanické vlastnosti biologických látek závisí na několika faktorech, a to jak na pohlaví, věku či na životním stylu člověka a jsou poměrně individuální. Biologické látky mají vlastnosti látek i kapalin, např. tekutost nebo nehomogenitu a mají na ně vliv i předchozí zatěžování nebo změna mechanických vlastností vlivem stárnutí. Pro popis a modelování těchto vlastností je nutné využít značných zjednodušení a aproximací.

Vztah mezi napětím a deformací

Pro popis elastických vlastností tkání lze využít Hookův zákon, který formuluje lineární vztah mezi deformací tělesa ε a vnějším napětím σ . (Sedlář a kol., 2011, s. 112) Modul pružnosti je pro každou látku rozdílný a určuje konstantu úměrnosti:

$$\text{modul pružnosti} = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

Hookův zákon lze použít pouze pro malé deformace těles, u velkých deformací neplatí lineární vztah mezi deformací a vnějším napětím. Vnější napětí σ vzniká uvnitř tělesa působením síly, lze jej popsat jako tlak síly F na jednotku plochy tělesa S :

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

Podle směru, kterým síla působí lze rozlišit dva typy napětí – normálové a smykové napětí. U normálového napětí působí síla kolmo na plochu a u smykového síla působí v rovině plochy.

Deformace tělesa lze docílit působením vnější síly za vzniku tělesa s rozdílným rozměrem, objemem či tvarem. Deformace je závislá na směru síly, která na ni působí a každá z nich má svůj modul pružnosti, který je definován Hookeovým zákonem. Jde od deformaci tahem/tlakem, smykovou deformaci a objemovou deformaci.

- 1) Při deformaci tahem/tlakem působí síla kolmo na povrch tělesa. Je způsobena silou, která působí opačným směrem. Je to relativní změna délkového rozměru vzhledem k původnímu rozměru tělesa:

$$\varepsilon_n = \frac{\Delta l}{\Delta l + l_0} \approx \frac{\Delta l}{l_0} \text{ resp. } \varepsilon_n = \frac{\Delta r}{\Delta r + r_0} \approx \frac{\Delta r}{r_0}$$

kde Δl resp. Δr je změna délky, resp. změna poloměru, l_0 , resp. r_0 je původní délka, resp. původní poloměr

Z Hookeova zákona lze pro deformaci tahem/tlakem definovat Youngův modul pružnosti E :

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon_n} = \frac{F \cdot l_0}{S \cdot \Delta l}$$

- 2) Dalším typem je deformace smyková, při které působí síla v rovině plochy povrchu tělesa. Jde o posun roviny řezu tělesa o Δx , úhel posunu θ se označuje jako zkos:

$$\varepsilon_s = \tan \theta \approx \frac{\Delta x}{l_0}$$

Z Hookeova zákona lze pro deformaci smykem definovat modul pružnosti ve smyku G :

$$G = \frac{\sigma}{\varepsilon_s} = \frac{F \cdot l_0}{S \cdot \Delta x}$$

- 3) Posledním druhem je objemová deformace, kde síla působí všemi směry. Lze ji definovat jako relativní změnu objemu ΔV k původnímu objemu tělesa V_0 :

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

Z Hookeova zákona lze pro objemovou deformaci definovat modul objemové pružnosti K :

$$K = \frac{p}{\varepsilon_K} = \frac{p \cdot V_0}{\Delta V}$$

Při předpokladu aproximace existují mezi všemi moduly pružnosti vzájemný vztah. Z modulu pružnosti ve smyku lze získat Youngův modul pružnosti dle následující rovnice:

$$E = 2 \times (1 + \mu) \times G, \quad E \approx 3G$$

μ je Poissonovo číslo, které určuje míru příčného zúžení tělesa při deformaci v tahu. Tato konstanta popisuje poměr relativního prodloužení k relativnímu příčnému zkrácení. Hodnota Poissonova čísla pro nestlačitelné látky je 0,5.

Měkké tkáně se dají považovat za nestlačitelné, kvůli vysokému obsahu vody, Youngův modul pružnosti je zhruba trojnásobkem modulu pružnosti ve smyku. (Vachutka a kol., 2017, s. 2–3) Youngův modul pružnosti a modul pružnosti ve smyku mají hodnoty v rozsahu až 10 řádů, zatímco u modulu objemové pružnosti se hodnoty neliší o více než 1 řád. Biologické tkáně mají malou schopnost deformace a s tím související velké hodnoty modulu objemové pružnosti. Důvodem je, že při stlačení tkáně se její objem nemění, komprese tkáně v jednom směru je vyváženo změnou směru v jiném směru. (Sedlář a kol., 2015, s.113)

Pro zjištění změny elasticity se využívá srovnání hodnoty Youngova modul pružnosti s průměrnou hodnotou v referenční oblasti. Pro srovnání je zaveden veličina strain ratio která se formuluje jako podíl elasticity v referenční oblasti a elasticity v měřené oblasti. Veličina vyjadřuje kolikrát je tkáň v měřené oblasti tužší než v referenční oblasti. Referenční oblast musí být umístěna do stejné hloubky jako měřená oblast, rozdílná hloubka by vedla k jiným hodnotám parametru strain ratio. (Sedlář a kol., 2016, s. 116)

Rychlost mechanických vln je dána hustotou a pružností látky. U podélných vln oscilují částice souběžně se směrem šíření a jejich rychlost c_L závisí na modulu objemové pružnosti K :

$$c_L = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

U příčných vln oscilují částice kolmo ke směru šíření a rychlost je závislá na modulu pružnosti ve smyku podle vztahu:

$$c_S = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$$

Kombinací těchto vztahů lze určit souvislost mezi šířením příčných vln a Youngův modul pružnosti:

$$E = 3 \rho c_s^2$$

Principem shear wave elastografie je, že při znalosti hustoty tkáně lze měřením rychlosti příčných vln odhadovat Youngův modul pružnosti. (Vachutka a kol., 2017, s. 2–3)

2.7 Využití elastografie u jednotlivých orgánů

Elastografické metody se v diagnostice využívají jako doplněk k určení klinické diagnózy. S nejčastějším použitím této metody se lze setkat při vyšetření jater, štítné žlázy či lymfatických uzlin. Časté použití je také při screeningu rakoviny prostaty a prsu. (Sedlár a kol., 2014, s. 110–111)

Játra

Chronické jaterní onemocnění patří k nejčastějším zdravotním problémům obyvatel po celém světě. Mezi nejčastější onemocnění jater patří virové hepatitidy, steatóza jater, alkoholické choroby jater, které mohou vést k jaterní fibróze a následně k jaterní cirhóze. (Udompap a kol., 2015, s. 2031)

Biopsie jater patří k nejdostupnějším metodám pro následné hodnocení stádia jaterní fibrózy a jaterní cirhózy, které popisuje METAVIR skóre: F0 = bez známek fibrózy, F = portální fibróza, F2 = periportální fibróza, F3 = přemost'ující fibróza, F4 = cirhóza (hodnoty elasticity jednotlivých stádií jsou uvedeny v tabulce 1). Biopsie je invazivní zákrok, který může způsobovat komplikace jako je krvácení, sepse nebo pneumotorax. Z tohoto důvodu je bezpečnější použití elastografie. (Kose a kol., 2015, s. 162; Sigrist a kol., 2017, s. 1309–1311) Vyšetření se provádí vleže na zádech z interkostálního a subkostálního přístupu. Přesnější hodnoty elasticity jsou získávány z pravého laloku, kvůli pohybům srdečního svalu, který u měření na levém laloku jater může způsobovat nepřesnosti. (Toshima a kol., 2011, s. 706)

Prvním způsobem je vyšetřování pomocí jednobodové transient elastografie, za použití sondy s externím vibrátorem, který vysílá signály s nízkou amplitudou do jater. Rychlost šíření vibračních vln závisí na elasticitě jaterní tkáně, čím je tkáň tužší, tím jsou vlny rychlejší. Zároveň jsou vysílány pulzní echosignály měřící rychlost vibrace, výsledky jsou vyjádřeny v kPa. Vyšetřující lékař po standardním ultrazvukovém vyšetření provede pomocí zařízení Fibroscan 10 měření, ze kterých přístroj vyhodnotí aritmetický průměr a odchylku tuhosti jaterní tkáně.

Fibroscan není schopný diagnostikovat příčinu choroby ani grading, ale může sloužit jako náhrada za biopsii při hodnocení šíření cirhózy jater, protože vzorek měřené jaterní tkáně je 100x větší než při jaterní biopsii.

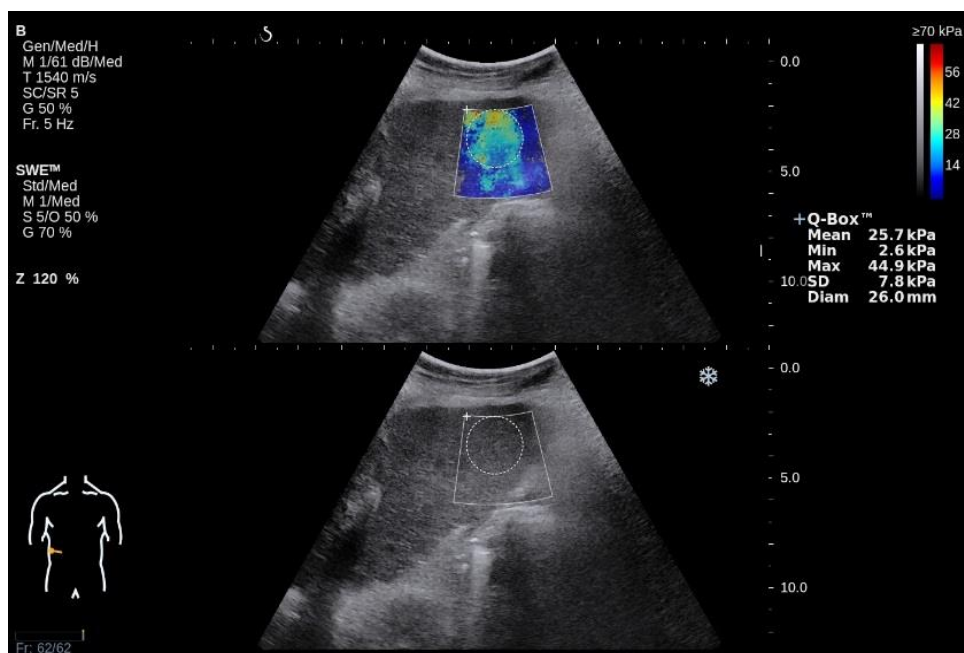
Druhým typem je klasická sonoelastografie, která poskytuje obraz v B-módu s barevným překrytím určujícím oblasti s různou tuhostí (obrázek 1). Téměř u všech pacientů

trpících chronickým zánětem jater se určení hodnoty elasticity stává součástí rutinního vyšetření. (Špičák a kol., 2008, s. 35) Dostupné elastografické metody prokazují velmi dobrou interpretaci odhadu jaterních chodob. V posledních letech klesl počet prováděných biopsií jater jako výsledek rozvoje neinvazivních metod hodnotících onemocnění jater. (Sporea a kol., 2014, s. 309–314)

Tabulka 1: Hodnoty elasticity pro různý stupeň jaterní fibrózy měřené pomocí Fibroscan a SWE

Metavir Skóre	Fibroscan, elasticita v kPa	SWE, elasticita v kPa
F1	>5,8	>6,5
F2	>7,1	>9,12
F3	>9,5	>10,08
F4	>12,5	>13,3

(zdroj: Pol a kol., 2011, s. 8)



Obrázek 1: Elastografie jater, pacient po hemihepatektomii pro hepatocelulární karcinom v pravém jaterním laloku, elastografie levého jaterního laloku pro posouzení jeho stavu. Při opakovaných měřeních zjištěny hodnoty fibrózy F4.

(zdroj: archiv FNOL)

Oblast hlavy a krku – štítná žláza, lymfatické uzliny a velké slinné žlázy

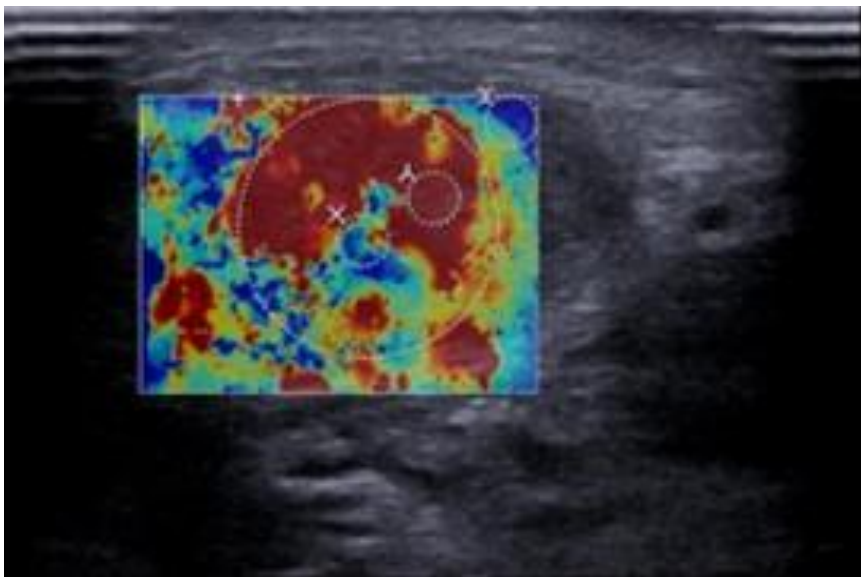
Základní vyšetřovací metodou v oblasti hlavy a krku je ultrasonografie, doplňkovými metodami jsou CT a MR.

Incidence vzniku uzlů na štítné žláze je 33–68 %, z čehož je 5–15 % maligních. Diagnostická hodnota elastografie u uzlů štítné žlázy stoupá s jejich velikostí. (Zhang a kol. 2012, s. 1–8)

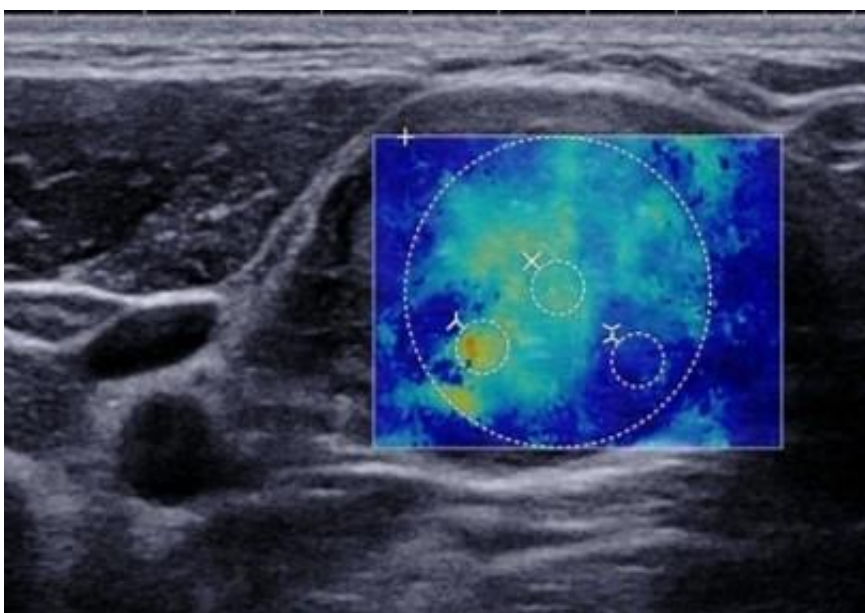
U vyšetření štítné žlázy je shearwave elastografie schopna odlišit benigní a maligní uzly (obrázek 4) podle hodnoty Youngova modulu pružnosti, protože maligní uzly mají větší tuhost než okolní tkáň. (Bothara a kol., 2019, s. 48) Kombinace použití ultrazvukového B-módu s elastografií zlepšuje nejen odlišení maligních lézí od benigních, ale hlavně snižuje počet FNAB (fine needle aspiration biopsy). (Sigrist a kol., 2017, s. 1309–1311) Zhan a kol. v metaanalýze při porovnávání 2436 uzlů štítné žlázy popsal senzitivitu elastografie 80 % a specifitu 85 % při následném porovnání s výsledky biopsie. (Zhan a kol., 2015, s. 2185) Dobré výsledky přinesla i studie Donga a kol. zkoumající 1617 uzlů štítné žlázy se senzitivitou elastografie 86,3 % a specifitou 89,5 %. (Dong a kol., 2015, s. 198)

Elastografie mízních uzlin se provádí při zduřelých lymfatických uzlinách. Příčinou zvětšených lymfatických uzlin je buď nádorová infiltrace nebo zánět. Elasticita metastáz dosahuje velice nízkých hodnot. Díky časové nenáročnosti je tato metoda vhodná při hodnocení mízních uzlin. (Vomáčka, Remeníková, 2012, s. 334) Ultrazvuková elastografie je vhodná jako doplňková metoda k posouzení a odlišení benigních mízních uzlin od maligních (obrázek 2 a 3). Mízní uzliny postižené metastatickými procesy mají prokazatelně nižší elasticitu (vyšší tuhost) ve srovnání s okolními měkkými tkáněmi, což může pomoci při výběru mízních uzlin pro biopsii. (Dudea a kol., 2013, s. 135) Problematické může být hodnocení lymfomů, které nebývají tuhé tolik jako metastázy a skutečnost, že některé benigní diagnózy jako tuberkulóza mohou naopak vykazovat vysoké hodnoty tuhosti. (Heřman a kol., 2019, s. 3)

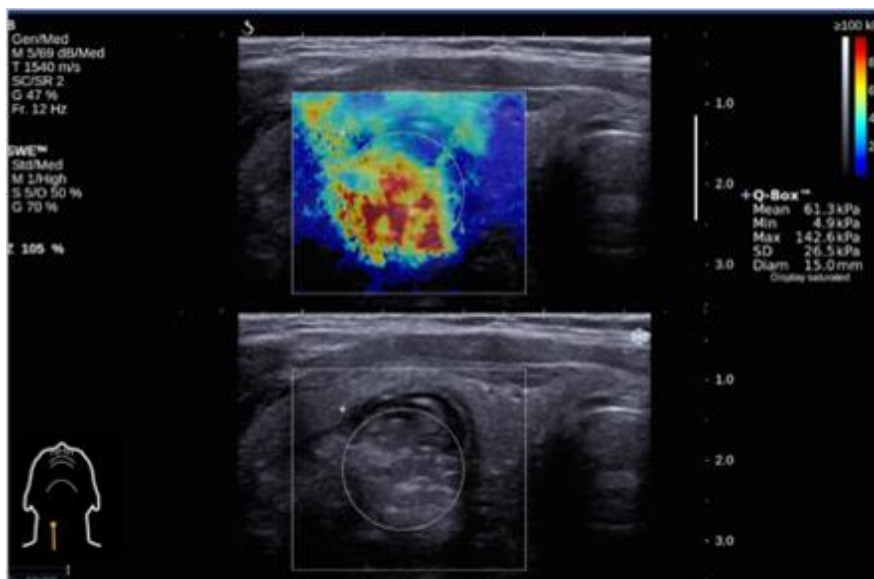
Hodnocení velkých slinných žláz pomocí shearwave elastografie není jednoznačně spolehlivé, ale metoda může sloužit jako doplňková při cytologické punkci nebo k upřesnění diagnózy. (Vomáčka a kol., 2014, s. 259)



Obrázek 2: Elastografie mízních uzlin, metastázy papilárního karcinomu štítné žlázy v mízní uzlině. Červené zóny odpovídají tuhým oblastem.
(zdroj: archiv FNOL)



Obrázek 3: Elastografie mízních uzlin, lymfom. Na elastografii je patrná vyšší elasticita (je měkčí v porovnání s metastaticky postižených uzlinou).
(zdroj: archiv FNOL)



Obrázek 4: Elastografie štítné žlázy, červeně zobrazené části odpovídají tuhé tkáni svědčící pro malignitu. Následně byl histologicky prokázán papilární karcinom v obou lalocích štítné žlázy. (zdroj: archiv FNOL)

Prsní žláza

Hlavní diagnostická metoda k zobrazování prsních žláz je mamografie, ale kvůli minimalizaci radiační zátěže a nepřehlednému terénu se u mladších pacientek využívá ultrazvuk. Obě metody mají limitace, jako falešně negativní hodnocení denzity prsní žlázy u mamografie či malá specifita u ultrazvukového B-módu. Ultrazvuková elastografie je nástrojem k neinvazivní charakteristice prsní léze. (Faruk a kol., 2015, s. 314)

Ložiskové změny narušují pravidelnou strukturu zdravé tkáně. Zdravá žlázová tkáň se zobrazí jako echogenní vrstva. Echogenita se může lišit v závislosti na stavu prsu, od hyperechogenního až k izoechogennímu u laktujícího prsu.

Shear wave elastografie charakterizuje tuhost benigních a maligních lézí. (Vydra a kol., 2017, s. 25) Autoři studie z roku 2014 porovnávali specifitu mamografie, ultrazvuku a ultrazvukové elastografie u lézí prsní žlázy. Nejvyšší specifita byla prokázána u ultrazvukové elastografie a dosahovala 95,1 %, v závislosti na vyšetřujícím. Kombinace elastografie a ultrazvukového B-módu je vhodná pro snížení počtu prováděných biopsií prsní tkáně. (Mohey a kol., 2014, s. 260) Studie autorů Feldmanna a kol. (2015, s. 2603) uvedla hodnotu specifity elastografie na hladině 73 % a senzitivity 94 %.

Nevýhodami hodnocení prsních lézí pomocí elastografie může být špatná rozlišovací schopnost u heterogenních lézí s benigními i maligními vlastnostmi. Zřídka se mohou maligní léze projevovat nižší tuhostí, a naopak benigní tuhostí vyšší. Další nevýhodou je obtížné hodnocení hlouběji uložených prsních lézí. (Faruk a kol., 2015, s. 316–317) Hodnoty Youngova modulu pružnosti u jednotlivých lézí jsou uvedeny v tabulce 2.

Tabulka 2: Youngův modul pružnosti prsní žlázy

Druh tkáně	Youngův modul pružnosti (kPa) Střední hodnota ± SD
Tuk	3,25 ± 0,91
Normální prsní žláza	3,24 ± 0,61
Fibroadenomy	6,41 ± 2,86
DCIS	16,38 ± 1,55
Low-grade IDC	10,4 ± 2,6
High-grade IDC	42,52 ± 12,47

(zdroj: Samaniel a kol., 2007)

Prostata

Zhoubné novotvary prostaty byly v České republice za rok 2017 nejčastějším nádorovým onemocněním u mužů. (ÚZIS, Novotvary 2017, 2018, s. 209) Nádory prostaty jsou obvykle tužší než okolní zdravá tkáň. Ultrazvuková elastografie pomáhá detekovat tuhé oblasti vytvořením barevné mapy a při následné biopsii potenciálně snížit počet odebíraných vzorků. (Correas a kol., 2013, s. 1905) Několik studií prokázalo dobré výsledky elastografie pro odlišení benigních a maligních lézí. Barr a kol. realizovali studii ve které u 53 mužů hodnotili rozdíly mezi benigními a maligními novotvary s totožnou senzitivitou a specificitou 96,2 %. (Barr a kol., 2012, s. 18) Studie z roku 2015 hodnotící malignitu a benignitu novotvarů prostaty u 184 mužů uvedla senzitivitu 96 % a specificitu 85 %. (Correas a kol., 2015, s. 287)

Muskuloskeletální systém

Díky vysokofrekvenčním sondám lze dobře provádět elastografii šlach. Příčinnou vyšší tuhosti šlachy může být zánět, který lze pomocí ultrazvukové elastografie odhalit za poměrně nízkou cenu v porovnání s magnetickou rezonancí. (Barr, 2012, s. 54) Autoři studie z roku 2016 porovnávali diagnostickou přesnost shearwave elastografie s přesností ultrazvuku u pacientů s chronickými bolestmi Achillovy, patelární nebo epikondylární šlachy. Průměrná hodnota elasticity zdravé šlachy je 185 kPa, naopak šlachy pacientů trpících bolestmi měly průměrnou elasticitu 60,3 kPa. Senzitivita vyšetření při kombinaci konvenčního ultrazvuku a shearwave elastografie stoupla z 67,1 % na 94,3 %. Shear wave elastografie významně zvyšuje diagnostický přínos ultrazvukového vyšetření šlach a může sloužit k včasnému odhalení a monitoraci tendinopatie. (Dirrichs a kol., 2016, s. 1210)

Ledviny

Ultrazvuková elastografie ledvin se využívá zejména při chronických onemocněních ledvin (chronic kidney disease – CKD) a při intersticiální fibróze transplantované ledviny, která může vést k rejekci. V současnosti je standardem pro stanovení stupně fibrózy biopsie, ale elastografie je neinvazivní alternativou pro diagnostiku a následné monitorování chronických onemocnění ledvin.

Většina studií zabývajících se kvantitativním hodnocením parenchymu ledvin ukázaly, že hodnota Youngova modulu pružnosti je signifikantně nižší u pacientů trpících některou formou CKD než u zdravých jedinců. Tyto výsledky jsou opačné k výsledkům studií hodnotících stupeň jaterní fibrózy, kde se zvyšujícím se stupněm jaterní fibrózy stoupá tuhost tkáně. Důvod snižování tuhosti je nejasný. (Sigrist a kol., 2017. s. 1320–1321) Asano a kol. (2014. s. 799) uvedli jako hlavní důvod malý průtok krve u fibrotických ledvin.

Výhodou ultrazvukové elastografie je že lze zobrazit ložiska, u kterých v B-módu kvůli velké tuhosti dochází k rozptylu ultrazvukových vln. (Adámek a kol., 2010. s. 260)

3 CÍLE, HYPOTÉZY A VÝZKUMNÁ OTÁZKA

3.1 Cíl práce

Cílem práce je porovnat hodnoty elastografických měření na přístupných ultrazvukových přístrojích Fakultní nemocnice Olomouc.

3.2 Hypotézy

- a) Porovnání hodnot elasticity mezi operátory – interobservační variabilita.

H1₀: Mezi hodnotami elasticity naměřenými radiologem a studentem není signifikantní rozdíl.

H1_A: Mezi hodnotami elasticity naměřenými radiologem a studentem je signifikantní rozdíl.

- b) Porovnání hodnot elasticity v závislosti na ultrazvukovém přístroji.

H2₀: Mezi hodnotami elasticity naměřenými na různých ultrazvukových přístrojích není signifikantní rozdíl.

H2_A: Mezi hodnotami elasticity naměřenými na různých ultrazvukových přístrojích je signifikantní rozdíl.

- c) Porovnání hodnot elasticity u jednotlivých operátorů – intraobservační variabilita.

H3₀: Mezi hodnotami elasticity u jednotlivých operátorů není signifikantní rozdíl.

H3_A: Mezi hodnotami elasticity u jednotlivých operátorů je signifikantní rozdíl.

3.3 Výzkumná otázka

Jaká je doba měření u radiologa v porovnání se studentem?

4 METODIKA

Výzkumná část diplomové práce probíhala na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Olomouc od září do prosince 2020. Výzkumu předcházelo souhlasné stanovisko Etické komise Fakulty zdravotnických věd. Měření bylo prováděno na 3 ultrazvukových přístrojích: SuperSonic Imagine Aixplorer, Samsung Medison RS80 Evo a SuperSonic Aixplorer Ultimate.

4.1 Charakteristika přístrojového vybavení

Výzkumné měření probíhalo na fantomu Elasticity QA Phantom – Model 049A (CIRS, Virginia, USA) o rozměrech 20 x 15 x 10 cm a váze 3 kg. Plocha využitelná pro výzkum činí u tohoto fantomu 17 x 10 cm. Materiál napodobuje lidské tkáně a tvořen tekutým elastickým hydrogelem, okolní výplň fantomu tvoří akrylonitrilbutadienstyren (ABS). Uvnitř fantomu je ve dvou vrstvách umístěno celkem 6 fantomových válců. Okolní výplň fantomu má elasticitu 25 kPa. Rychlost šíření ultrazvuku je 1540 m/s. Dle těchto parametrů lze fantom přirovnat k prsní tkáni. Membrána je tvořena kopolymerem známým pod obchodní značkou Saran.

Elasticity QA Phantom – Model 049A (obrázek 5 a 6) obsahuje v jedné řadě šest různě objemných cílových válců napodobujících lidskou tkáň. Tyto válce jsou ve stejné hloubce a mají stejnou elasticitu, ale liší se průměrem. (User Guide Elasticity QA Phantom, 2011, s. 1–2)



Obrázek 5 a 6: Elasticity QA Phantom – Model 049A.

Prvními testovanými ultrazvukovými přístroji byly SuperSonic Imagine Aixplorer (Aix-en-Provence, Francie) z roku 2018 a SuperSonic Aixplorer Ultimate (Aix-en-Provence, Francie) z roku 2013 (obrázek 7 a 8), které obsahují ShearWave™ Elastografii (SWE) na všech sondách. Tato ShearWave™ Elastografie dovoluje vyšetřujícímu lékaři určit kvantitativní hodnotu elasticity v reálném čase. Ultrazvuky této firmy jako jedny z prvních obsahovaly jak podélné, tak příčné šíření. Dle výrobce by kvantitativní výsledky měly být nezávislé na zkušenostech vyšetřujícího odborníka. Výsledky měření mohou být uváděny v kPa i m/s. (MEDATA.cz, 2010)



Obrázek 7 a 8: Ultrazvukové přístroje SuperSonic Imagine Aixplorer a SuperSonic Aixplorer Ultimate.

Dalším přístrojem byl Samsung Medison RS80 Evo z roku 2020 (obrázek 9). Komerční označení pro elastografii je u tohoto přístroje S-Shearwave Imaging™. Kvantitativní měření tuhosti je u tohoto přístroje určeno především pro jaterní a prsní tkáň. (Samsung Healthcare.com, 2020)

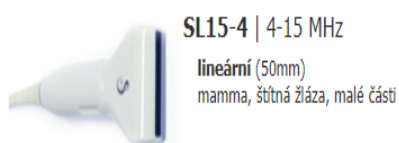


Obrázek 9: Ultrazvukový přístroj Samsung Medison RS80 Evo.

Pro výzkumné měření byly použity lineární a konvexní vyšetřovací sondy v případě prvních dvou zmíněných strojů a pouze konvexní sonda u třetího přístroje.

Lineární sonda (obr. 10) má piezoelektrické měniče seřazené v přímce. Obraz vytvořený touto sondou je pravoúhlý, odpovídající průchodu paprsků přes vyšetřovanou tkáň. Apertura obsahuje 32 nebo více piezoelektrických měničů, které jsou potřebné pro vyslání jednoho ultrazvukového paprsku. Tato apertura umožňuje elektronickou fokusaci ultrazvukových paprsků do různé hloubky. Typickým využitím lineární sondy je zobrazení štítné žlázy, prsu či k vyšetření cév.

Konvexní sonda (obr. 11) obsahuje piezoelektrické měniče seřazené do oblouku, což umožňuje zobrazení širokého zorného pole, jenž se s větší hloubkou ještě více rozšiřuje. Konvexní sondy mají široké využití k zobrazení nitrobršních orgánů či v porodnictví. (Sedlář a kol. 2011, s. 60–61)



Obrázek 10 a 11: Lineární a konvexní sonda (zdroj: MEDATA.cz, 2010).

4.2 Metody výzkumu

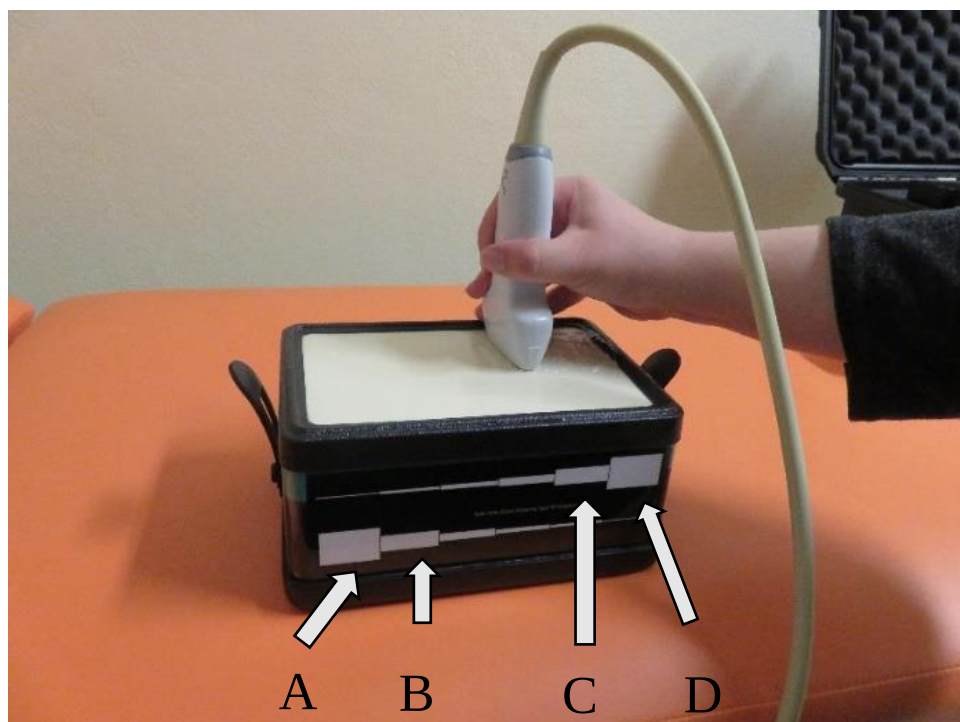
Vlastní přístrojové měření probíhalo na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Olomouc. Vyšetřující osoby byly student bez zkušeností s ultrazvukovým měřením a radiolog se sonoelastografickou praxí. Samotnému měření předcházelo proškolení ze strany lékaře o způsobu úchopu vyšetřovací sondy, práci s ultrazvukem a základy měření pomocí elastografie.

4.3 Měření elasticity

Měření se provádělo na fantomu Elasticity QA Phantom – Model 049A. Před přiložením vyšetřovací sondy byl použitý klasický sonogel ve dvoumilimetrové vrstvě. Fantom byl položený na vyšetřovacím stole v horizontální pozici. Předem byly vybrány čtyři lokality měření (obrázek 12) o různých hodnotách elasticity (A–D). Hodnoty Youngova modulu pružnosti byly měřeny nejprve konvexní sondou (obrázek 13) v nejširším tuhém válci (A) a následně na stejném válci v sousední užším průměru (B). Každý operátor provedl střídavě 30 měření těchto lézí. Následně došlo k výměně konvexní sondy za sondu lineární (obrázek 14) a opět se provedlo 2x30 měření v místě nejširšího průměru válce, tentokrát povrchově uloženého a měkkého (C) a v sousedním užším průměru stejného válce (D).

Mezi měřeními na jednom přístroji se vyšetřující osoby vystřídaly po 60 měřeních (tedy před výměnou sondy z konvexní na lineární), aby byly podmínky měření co nejvíce konzistentní, ale zároveň aby byla možnost odpočinku. Měření na dalších strojích bylo následně provedeno v jiné dny stejným způsobem. V průběhu měření byl průběžně doplňován sonogel.

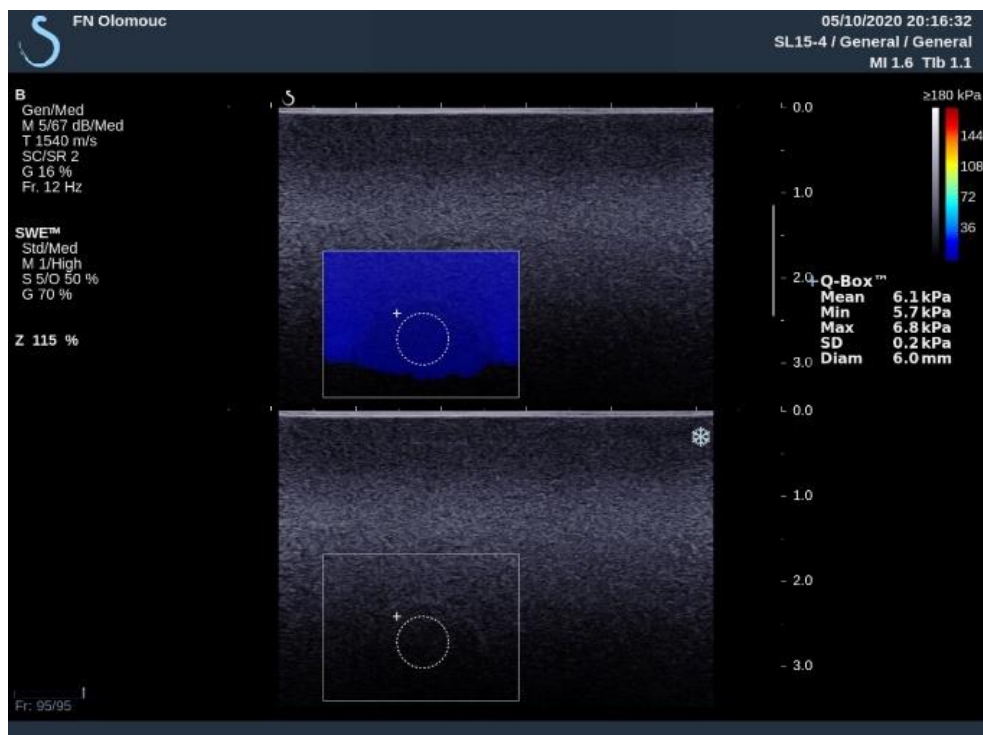
Hodnoty Youngova modulu pružnosti byly uloženy do systému PACS a následně zapsány do excelové tabulky. Velikost průměru ROI (region of interest) byla zvolena 10 mm u konvexní sondy a 6 mm u lineární sondy. Z každého měření byly získány maximální, průměrné a minimální hodnoty elasticity a směrodatná odchylka.



Obrázek 12: Rozložení válců A-D.



Obrázek 13: Měření elasticity konvexní sondou.



Obrázek 14: Měření elasticity lineární sondou.

4.4 Statistické zpracování dat

Naměřené hodnoty elasticity byly zpracovány a následně přeneseny do tabulek programu Microsoft Excel 2019, ve kterém byly pomocí matematických funkcí provedeny výpočty aritmetických průměrů a rozptylů hodnot. Získaná data byla základem pro vytvoření tabulek a grafů, které přehledně znázorňují výsledky měření.

Při statistickém hodnocení jsme využívali software IBM SPSS Statistics, verze 22. Porovnání hodnot pro konvexní sondu byla provedena pomocí neparametrického Kruskal-Wallis testu. Pro porovnání rozptylů naměřených hodnot lineární sondou a pro srovnání ultrazvukových přístrojů byl použit neparametrický F-test.

5 VÝSLEDKY

5.1 Ověření hypotézy 1

H₁₀: Mezi hodnotami elasticity naměřenými radiologem a studentem není signifikantní rozdíl.

H_{1A}: Mezi hodnotami elasticity naměřenými radiologem a studentem je signifikantní rozdíl.

Tabulka 3 ukazuje naměřené hodnoty u prvního měřeného válce (A). Obrázky 19 a 20 pak detailněji vykreslují hodnoty měření. Rozdíly v hodnotách naměřených radiologem a studentem jsou statisticky signifikantní u přístrojů SuperSonic Imagine Aixplorer a Samsung Medison RS80 Evo.

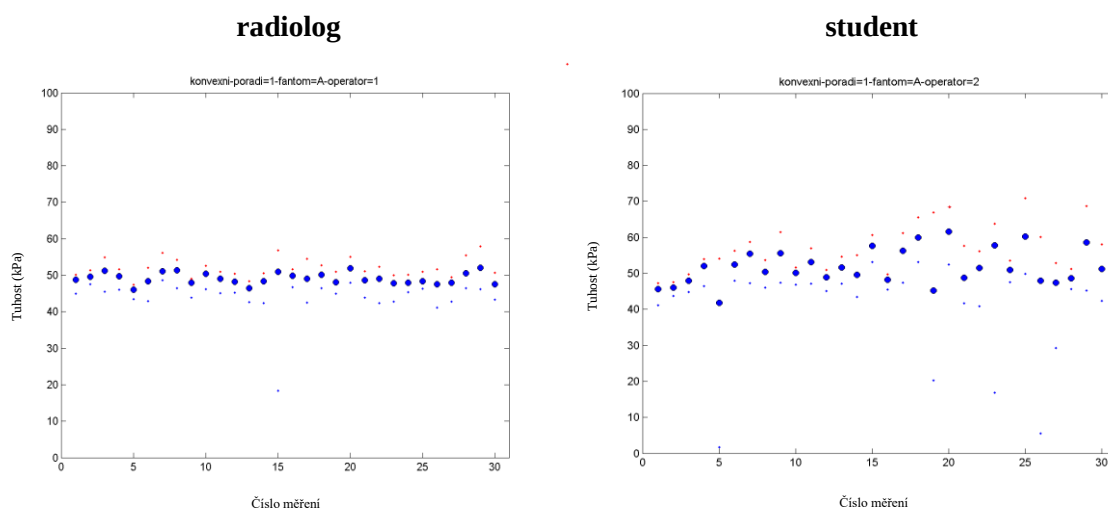
Tabulka 3: Naměřené hodnoty na fantomu A, tučně jsou zvýrazněny statisticky signifikantní hodnoty.

FANTOM A		Průměrná elasticita [kPa]		Směrodatná odchylka [kPa]	p-hodnota (srovnávající měření elasticity)
		průměr	medián	průměr	
SuperSonic Imagine Aixplorer	radiolog	49,1	49	±1,8	<0
	student	51,8	51,1	±4,1	
SuperSonic Aixplorer Ultimate	radiolog	43,5	41,8	±3,9	0,43
	student	42,7	43,7	±6,5	
Samsung Medison RS80 Evo	radiolog	36	36,5	±2,1	0,013
	student	36,4	38	±1,9	

První měření probíhalo na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Imagine Ultimate. Obrázek 15 vyznačuje hodnoty elasticity naměřené radiologem, obrázek 16 je vytvořen z hodnot studenta, pro tato měření byla využita konvexní sonda.

Naměřený rozdíl hodnot na fantomu A je statisticky signifikantní, z obrázků je dále dobře patrný vyšší rozptyl hodnot u studenta v porovnání s radiologem.

Hladina statistické významnosti ($p < 0$) zamítá nulovou hypotézu a potvrzuje alternativní hypotézu.

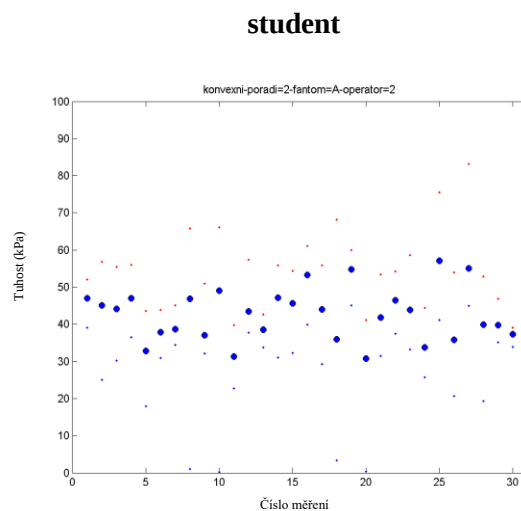
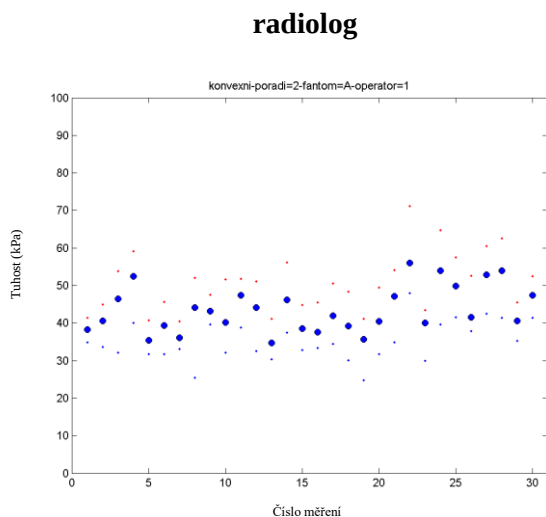


Obrázek 15 a 16: Naměřené hodnoty na fantomu A radiologem a studentem na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Imagine Aixplorer.

Druhým ultrazvukovým přístrojem, na kterém bylo měření prováděno byl SuperSonic Aixplorer Ultimate. Obrázek 17 vyznačuje hodnoty elasticity naměřené radiologem, obrázek 18 je vytvořen z hodnot studenta. Pro měření byla použita konvexní sonda.

Rozdíl mezi naměřenými hodnotami nebyl statisticky signifikantní, z obrázků je opět patrný poněkud vyšší rozptyl hodnot u studenta v porovnání s radiologem. Při srovnání s předchozím měřením (na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Imagine Aixplorer) je rozptyl průměrných hodnot elasticity u radiologa i studenta větší.

Hladina statistické významnosti ($p = 0,43$) v tomto případě potvrzuje nulovou hypotézu a zamítá alternativní hypotézu.

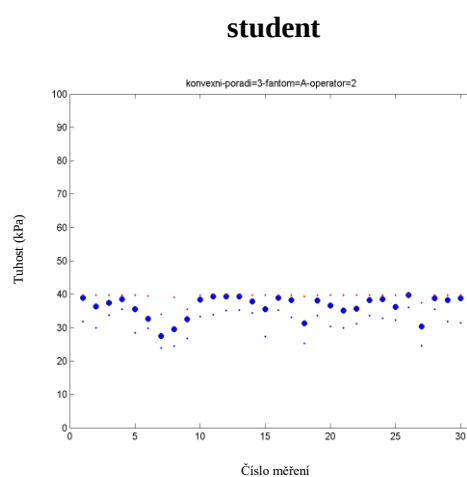
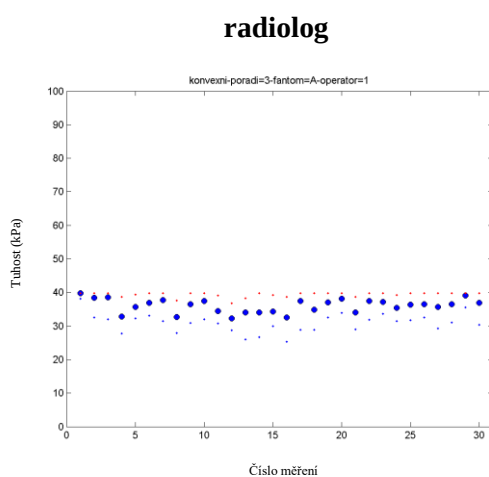


Obrázek 17 a 18: Naměřené hodnoty na fantomu A radiologem a studentem na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Aixplorer Ultimate.

V pořadí třetím ultrazvukovým přístrojem byl Samsung Medison RS80 Evo z roku 2020. Obrázek 19 vyznačuje hodnoty elasticity naměřené radiologem, obrázek 20 je vytvořen z hodnot studenta. Pro měření byla použita konvexní sonda.

Rozdíl v naměřených hodnotách elasticity na fantomu A mezi radiologem a studentem byl statisticky signifikantní, z obrázků je dobře patrný nižší rozptyl hodnot u studenta v porovnání s předchozími měřeními a jen mírně vyšší než u radiologa.

Hladina statistické významnosti ($p=0,013$) zamítá nulovou hypotézu a potvrzuje alternativní hypotézu.



Obrázek 19 a 20: Naměřené hodnoty na fantomu A radiologem a studentem na ultrazvukovém přístroji Samsung Medison RS80 Evo.

Tabulka 4 ukazuje naměřené hodnoty u druhého měřeného válce (B). Obrázky 21–26 pak detailněji vykreslují hodnoty měření. Rozdíly v naměřených hodnotách elasticity radiologem a studentem byly na všech třech přístrojích statisticky signifikantní.

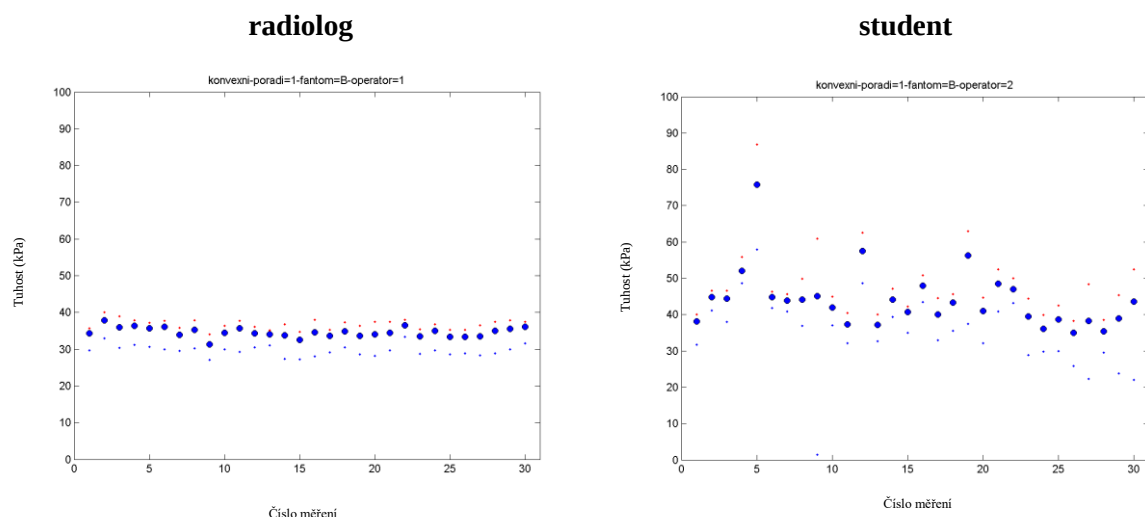
Tabulka 4: Naměřené hodnoty na fantomu B, tučně jsou zvýrazněny statisticky signifikantní hodnoty.

FANTOM B		Průměrná elasticita [kPa]		Směrodatná odchylka [kPa]	p-hodnota (srovnávací měření elasticity)
		průměr	medián	průměr	
SuperSonic Imagine Aixplorer	radiolog	34,6	34,5	±1,7	<0
	student	44,1	43,5	±3,7	
SuperSonic Aixplorer Ultimate	radiolog	35,3	35,2	±3,6	<0
	student	31,9	30,2	±6,1	
Samsung Medison RS80 Evo	radiolog	32,4	32,3	±3,6	0,001
	student	31,9	31,9	±3,4	

První měření na fantomu B probíhalo opět na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Imagine Ultimate. Obrázek 21 vyznačuje hodnoty elasticity naměřené radiologem, obrázek 22 je vytvořen z hodnot studenta. Pro měření byla opět použita konvexní sonda.

Rozdíl v naměřených hodnotách elasticity na fantomu B mezi radiologem a studentem byl statisticky signifikantní, z obrázků je dobře patrný nižší rozptyl hodnot u studenta v porovnání s předchozími měřeními a jen mírně vyšší než u radiologa.

Hladina statistické významnosti ($p < 0$) zamítá nulovou hypotézu a potvrzuje alternativní hypotézu.

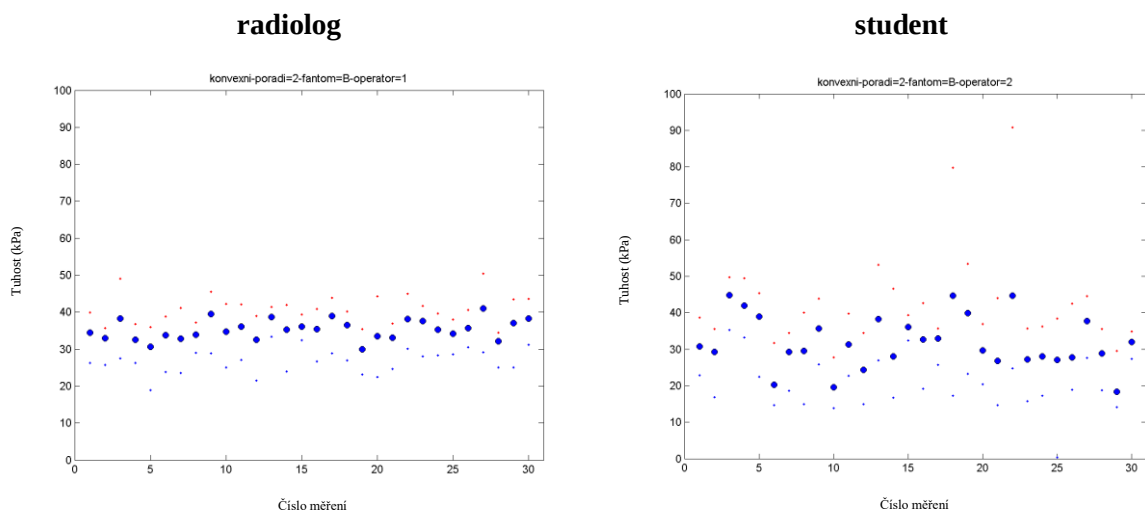


Obrázek 21 a 22: Naměřené hodnoty na fantomu B radiologem a studentem na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Imagine Aixplorer.

Druhým ultrazvukovým přístrojem, na kterém bylo měření prováděno, byl SuperSonic Aixplorer Ultimate. Obrázek 23 vyznačuje hodnoty elasticity naměřené radiologem, obrázek 24 je vytvořen z hodnot studenta. Pro měření byla použita konvexní sonda.

Rozdíly mezi naměřenými hodnotami jsou statisticky signifikantní, z obrázků je opět patrný poněkud vyšší rozptyl hodnot u studenta v porovnání s radiologem.

Hladina statistické významnosti ($p < 0$) zamítá nulovou hypotézu a potvrzuje alternativní hypotézu.

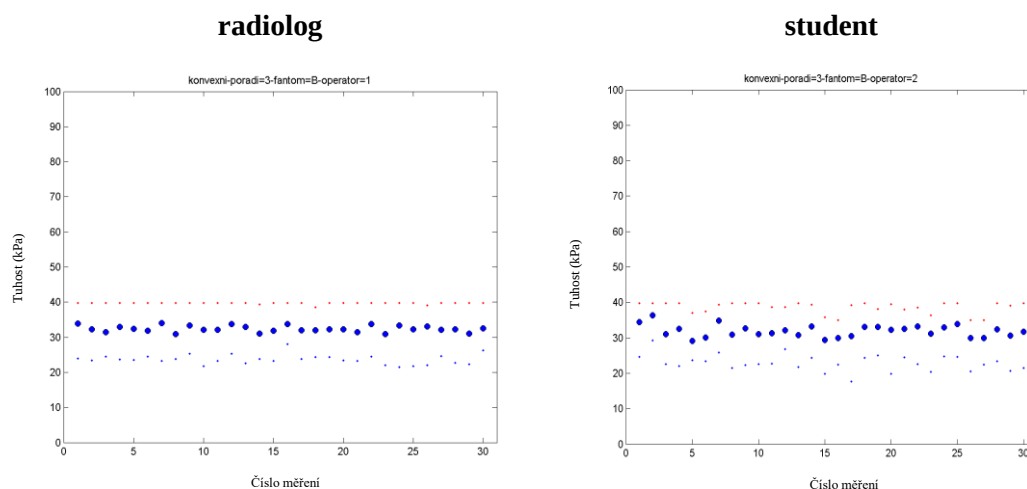


Obrázek 23 a 24: Naměřené hodnoty na fantomu B radiologem a studentem na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Aixplorer Ultimate.

V pořadí třetím ultrazvukovým přístrojem byl Samsung Medison RS80 Evo. Obrázek 25 vyznačuje hodnoty elasticity naměřené radiologem, obrázek 26 je vytvořen z hodnot studenta. Pro měření byla použita konvexní sonda.

Rozdíly mezi naměřenými hodnotami byly statisticky signifikantní, z obrázků je patrný poněkud vyšší rozptyl hodnot u studenta v porovnání s radiologem. Rozptyl průměrných hodnot elasticity u radiologa i studenta je menší než u měření na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Imagine Ultimate i SuperSonic Imagine Aixplorer.

Hladina statistické významnosti ($p=0,001$) zamítá nulovou hypotézu a potvrzuje alternativní hypotézu.



Obrázek 25 a 26: Naměřené hodnoty na fantomu B radiologem a studentem na ultrazvukovém přístroji Samsung Medison RS80 Evo.

Tabulka 5 ukazuje naměřené hodnoty s použitím lineární sondy u třetího válce (C). Obrázky 27–30 pak detailněji vykreslují hodnoty měření. Rozdíly v naměřených hodnotách elasticity jsou u přístroje SuperSonic Imagine Aixplorer statisticky signifikantní.

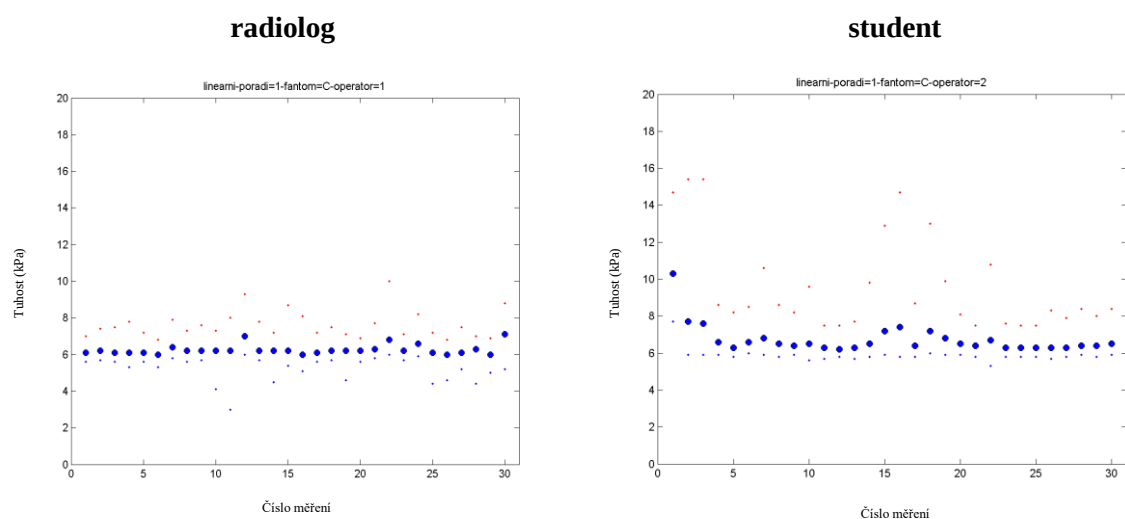
Tabulka 5: Naměřené hodnoty na fantomu C, tučně jsou zvýrazněny statisticky signifikantní hodnoty.

FANTOM C		Průměrná elasticita [kPa]		Směrodatná odchylka [kPa]	p-hodnota (srovnávací měření elasticity)
		průměr	medián	průměr	
SuperSonic Imagine Aixplorer	radiolog	6,3	6,2	±0,4	<0
	student	6,7	6,5	±0,8	
SuperSonic Aixplorer Ultimate	radiolog	6,5	6,6	±1	0,34
	student	6,3	6,3	±0,8	

První měření válce C bylo prováděno na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Imagine Aixplorer. Obrázek 27 vyznačuje hodnoty elasticity naměřené radiologem, obrázek 28 je vytvořen z hodnot studenta. Pro měření byla použita lineární sonda.

Rozdíl v naměřených hodnotách na fantomu C jsou statisticky signifikantní, z obrázků je patrný vyšší rozptyl hodnot maximální tuhosti u studenta v porovnání s radiologem.

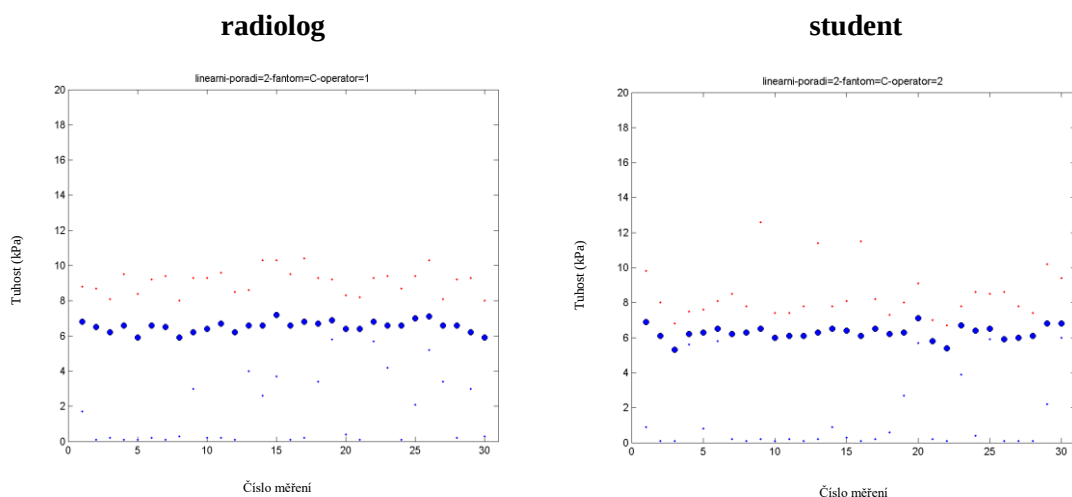
Hladina statistické významnosti ($p < 0$) zamítá nulovou hypotézu a potvrzuje alternativní hypotézu.



Obrázek 27 a 28: Naměřené hodnoty na fantomu C radiologem a studentem na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Imagine Aixplorer.

Druhé měření na válci C bylo prováděno na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Aixplorer Ultimate. Obrázek 29 vyznačuje hodnoty elasticity naměřené radiologem, obrázek 30 je vytvořen z hodnot studenta. Pro měření byla použita lineární sonda. Rozdíly v naměřených hodnotách na fantomu C nejsou statisticky signifikantní.

Hladina statistické významnosti ($p=0,34$) potvrzuje nulovou hypotézu a zamítá alternativní hypotézu.



Obrázek 29 a 30: Naměřené hodnoty na fantomu C radiologem a studentem na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Aixplorer Ultimate.

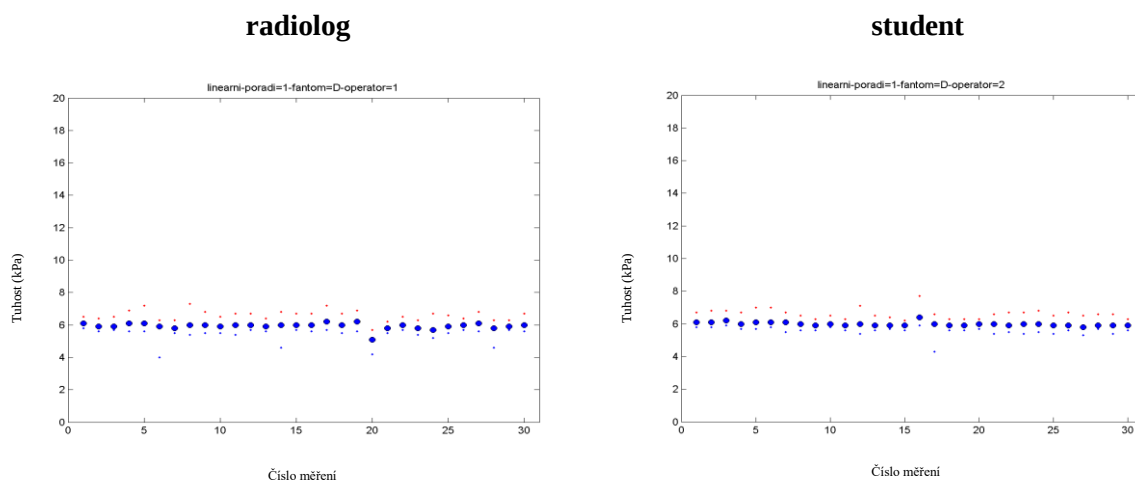
Tabulka 6 ukazuje naměřené hodnoty u čtvrtého měřeného válce (D). Obrázky 31–34 pak detailněji vykreslují hodnoty měření. Rozdíly v průměrných hodnotách elasticity jsou statisticky signifikantní u obou posuzovaných přístrojů.

Tabulka 6: Naměřené hodnoty na fantomu D, tučně jsou zvýrazněny statisticky signifikantní hodnoty.

FANTOM D		Průměrná elasticita [kPa]		Směrodatná odchylka [kPa]	p-hodnota (srovnávající měření elasticity)
		průměr	medián	průměr	
SuperSonic Imagine Aixplorer	radiolog	5,9	6	$\pm 0,3$	0,009
	student	6	6	$\pm 0,2$	
SuperSonic Aixplorer Ultimate	radiolog	6,1	6,1	$\pm 0,3$	<0
	student	6	6,1	$\pm 0,3$	

První měření na válci D bylo prováděno na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Imagine Aixplorer. Obrázek 31 vyznačuje hodnoty elasticity naměřené radiologem, obrázek 32 je vytvořen z hodnot studenta. Pro měření byla použita lineární sonda.

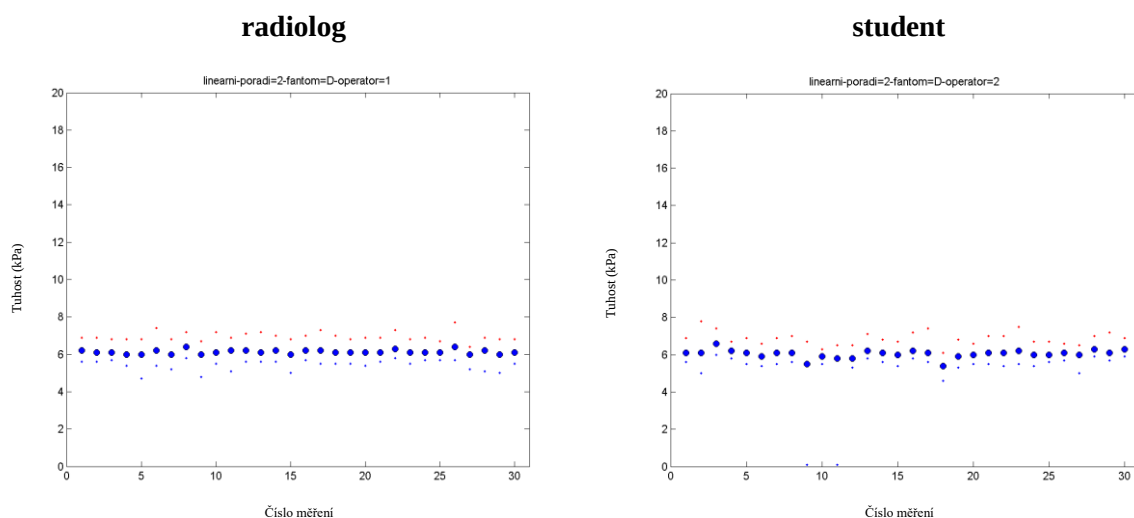
Naměřený rozdíl hodnot na fantomu D je statisticky signifikantní. Hladina statistické významnosti ($p=0,009$) zamítá nulovou hypotézu a potvrzuje alternativní hypotézu.



Obrázek 31 a 32: Naměřené hodnoty na fantomu D radiologem a studentem na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Imagine Aixplorer.

Druhé měření na válci D bylo prováděno na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Aixplorer Ultimate. Obrázek 33 vyznačuje hodnoty elasticity naměřené radiologem, obrázek 34 je vytvořen z hodnot studenta. Pro měření byla použita lineární sonda.

Naměřené hodnoty na fantomu A jsou statisticky signifikantní. Hladina statistické významnosti ($p < 0$) zamítá nulovou hypotézu a potvrzuje alternativní hypotézu.



Obrázek 33 a 34: Naměřené hodnoty na fantomu D radiologem a studentem na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Aixplorer Ultimate.

Na základě srovnání p -hodnoty ($p < 0,05$) se zvolenou hladinou významnosti testu $\alpha 0,05$ bylo potvrzeno, že mezi hodnotami naměřenými radiologem a studentem jsou ve většině případů statisticky významné rozdíly. Nulová hypotéza H_{10} byla zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{1A} .

5.2 Ověření hypotézy 2

H₂₀: Mezi hodnotami elasticity naměřenými na různých ultrazvukových přístrojích není signifikantní rozdíl.

H_{2A}: Mezi hodnotami elasticity naměřenými na různých ultrazvukových přístrojích je signifikantní rozdíl.

Tabulka 7 popisuje naměřené hodnoty elasticity radiologem na všech ultrazvukových přístrojích na fantomových válcích o různé tuhosti. Rozdíly v průměrných hodnotách u měření na válci A ($p=0,063$) a na válci D ($p=0,002$) byly statisticky významné. U válce B ($p=0,12$) a na válci C ($p=0,33$) statistická významnost v rozdílu měření potvrzena nebyla.

Tabulka 7: Naměřené hodnoty elasticity radiologem na jednotlivých ultrazvukových přístrojích, tučně jsou zvýrazněny statisticky signifikantní hodnoty.

RADIOLOG		Průměrná elasticita [kPa]		Směrodatná odchylka [kPa]	p-hodnota (srovnávací měření elasticity)
		průměr	medián	průměr	
FANTOM A	SuperSonic Imagine Aixplore	49,2	49	$\pm 1,8$	0,063
	Aixplorer Ultimate	43,5	41,8	$\pm 3,9$	
	Samsung Medison RS80 Evo	36	36,5	$\pm 2,1$	
FANTOM B	SuperSonic Imagine Aixplorer	34,6	34,5	$\pm 1,7$	0,12
	Aixplorer Ultimate	35,3	35,2	$\pm 3,6$	
	Samsung Medison RS80 Evo	32,4	32,3	$\pm 3,6$	
FANTOM C	SuperSonic Imagine Aixplorer	6,3	6,2	$\pm 0,4$	0,33
	Aixplorer Ultimate	6,5	6,6	± 1	
FANTOM D	SuperSonic Imagine Aixplorer	5,9	6	$\pm 0,3$	0,002
	Aixplorer Ultimate	6,1	6,1	$\pm 0,3$	

Tabulka 8 popisuje naměřené hodnoty elasticity studentem na všech ultrazvukových přístrojích na fantomových válcích o různé tuhosti. Rozdíly v měření na válci A ($p=0,007$), na válci B ($p=0,02$) na válci C ($p=0,0004$), na válci D ($p=0,001$) byly statisticky významné.

Tabulka 8: Naměřené hodnoty elasticity studentem na jednotlivých ultrazvukových přístrojích, tučně jsou zvýrazněny statisticky signifikantní hodnoty.

STUDENT		Průměrná elasticita [kPa]		Směrodatná odchylka [kPa]	p-hodnota (srovnávací měření elasticity)
		průměr	medián	průměr	
FANTOM A	SuperSonic Imagine Aixplorer	51,8	51,1	$\pm 4,1$	0,007
	Aixplorer Ultimate	42,7	43,7	$\pm 6,5$	
	Samsung Medison RS80 Evo	36,4	38	$\pm 1,9$	
FANTOM B	SuperSonic Imagine Aixplorer	44,1	43,5	$\pm 3,7$	0,02
	Aixplorer Ultimate	31,9	30,2	$\pm 6,1$	
	Samsung Medison RS80 Evo	31,9	31,9	$\pm 3,4$	
FANTOM C	SuperSonic Imagine Aixplorer	6,7	6,5	$\pm 0,8$	0,0004
	Aixplorer Ultimate	6,3	6,3	$\pm 0,8$	
FANTOM D	SuperSonic Imagine Aixplorer	6	6	$\pm 0,2$	0,001
	Aixplorer Ultimate	6	6,1	$\pm 0,3$	

Na základě srovnání p-hodnoty ($p < 0,05$) se zvolenou hladinou významnosti testu $\alpha 0,05$ bylo potvrzeno, že mezi hodnotami naměřenými na různých ultrazvukových přístrojích je statisticky signifikantní rozdíl u radiologa i studenta. Nulová hypotéza H_{20} byla zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{2A} .

5.3 Ověření hypotézy 3

H₃₀: Mezi hodnotami elasticity u jednotlivých operátorů není signifikantní rozdíl.

H_{3A}: Mezi hodnotami elasticity u jednotlivých operátorů je signifikantní rozdíl.

Tabulka 9 uvádí rozptyly naměřených hodnot elasticity mezi jednotlivými přístroji pro radiologa i studenta na fantomovém válci A. Rozdíly v naměřených hodnotách radiologem i studentem jsou statisticky signifikantní ($p=0,06$, resp. $p=0,007$).

Tabulka 9: Tabulka 9: Porovnání rozptylu naměřených hodnot u radiologa a studenta na fantomovém válci A u všech ultrazvukových přístrojů, tučně jsou zvýrazněny statisticky signifikantní hodnoty.

FANTOM A		Průměr hodnot elasticity [kPa]	Směrodatná odchylka [kPa]	p-hodnota (srovnávací měření elasticity)
RADIOLOG	SuperSonic Imagine Aixplorer	42,9	±2,6	0,06
	SuperSonic Aixplorer Ultimate			
	Samsung Medison RS80 Evo			
STUDENT	SuperSonic Imagine Aixplorer	43,6	±4,2	0,007
	SuperSonic Aixplorer Ultimate			
	Samsung Medison RS80 Evo			

Tabulka 10 uvádí rozptyly naměřených hodnot elasticity mezi jednotlivými přístroji pro radiologa i studenta na fantomovém válci B. Rozdíly v naměřených hodnotách elasticity radiologem nejsou statisticky signifikantní ($p=0,12$), u hodnot naměřených studentem byl zaznamenán statisticky významný rozdíl ($p=0,02$).

Tabulka 10: Porovnání rozptylu naměřených hodnot u radiologa a studenta na fantomovém válci B u všech ultrazvukových přístrojů, tučně jsou zvýrazněny statisticky signifikantní hodnoty.

FANTOM B		Průměr hodnot elasticity [kPa]	Směrodatná odchylka [kPa]	p-hodnota (srovnávací měření elasticity)
RADIOLOG	SuperSonic Imagine Aixplorer	34,1	±2,9	0,12
	SuperSonic Aixplorer Ultimate			
	Samsung Medison RS80 Evo			
STUDENT	SuperSonic Imagine Aixplorer	36	±4,4	0,02
	SuperSonic Aixplorer Ultimate			
	Samsung Medison RS80 Evo			

Tabulka 11 uvádí rozptyly naměřených hodnot elasticity mezi jednotlivými přístroji pro radiologa i studenta na fantomovém válci A. Rozdíly v naměřených hodnotách elasticity radiologem nejsou statisticky signifikantní ($p=0,33$), u hodnot naměřených studentem byl zaznamenán statisticky významný rozdíl ($p=0,0004$).

Tabulka 11: Porovnání rozptylu naměřených hodnot u radiologa a studenta na fantomovém válci C u všech ultrazvukových přístrojů, tučně jsou zvýrazněny statisticky signifikantní hodnoty.

FANTOM C		Průměr hodnot elasticity [kPa]	Směrodatná odchylka [kPa]	p-hodnota (srovnávací měření elasticity)
RADIOLOG	SuperSonic Imagine Aixplorer	6,4	±0,7	0,33
	SuperSonic Aixplorer Ultimate			
STUDENT	SuperSonic Imagine Aixplorer	6,5	±0,8	0,0004
	SuperSonic Aixplorer Ultimate			

Tabulka 12 uvádí rozptyly naměřených hodnot elasticity mezi jednotlivými přístroji pro radiologa i studenta na fantomovém válci D. Rozdíly v naměřených hodnotách radiologem i studentem jsou statisticky signifikantní ($p=0,002$, resp. $p=0,001$).

Tabulka 12: Porovnání rozptylu naměřených hodnot u radiologa a studenta na fantomovém válci D u všech ultrazvukových přístrojů, tučně jsou zvýrazněny statisticky signifikantní hodnoty.

FANTOM D		Průměr hodnot elasticity [kPa]	Směrodatná odchylka [kPa]	p-hodnota (srovnávací měření elasticity)
RADIOLOG	SuperSonic Imagine Aixplorer	6,03	±0,3	0,002
	SuperSonic Aixplorer Ultimate			
STUDENT	SuperSonic Imagine Aixplorer	6,02	±0,3	0,001
	SuperSonic Aixplorer Ultimate			

Na základě srovnání p-hodnoty ($p<0,05$) se zvolenou hladinou významnosti testu α 0,05 bylo potvrzeno, že mezi hodnotami naměřenými radiologem jsou v polovině případů statisticky významné rozdíly. U hodnot naměřených studentem jsou statisticky významné rozdíly mezi všemi posuzovanými přístroji.

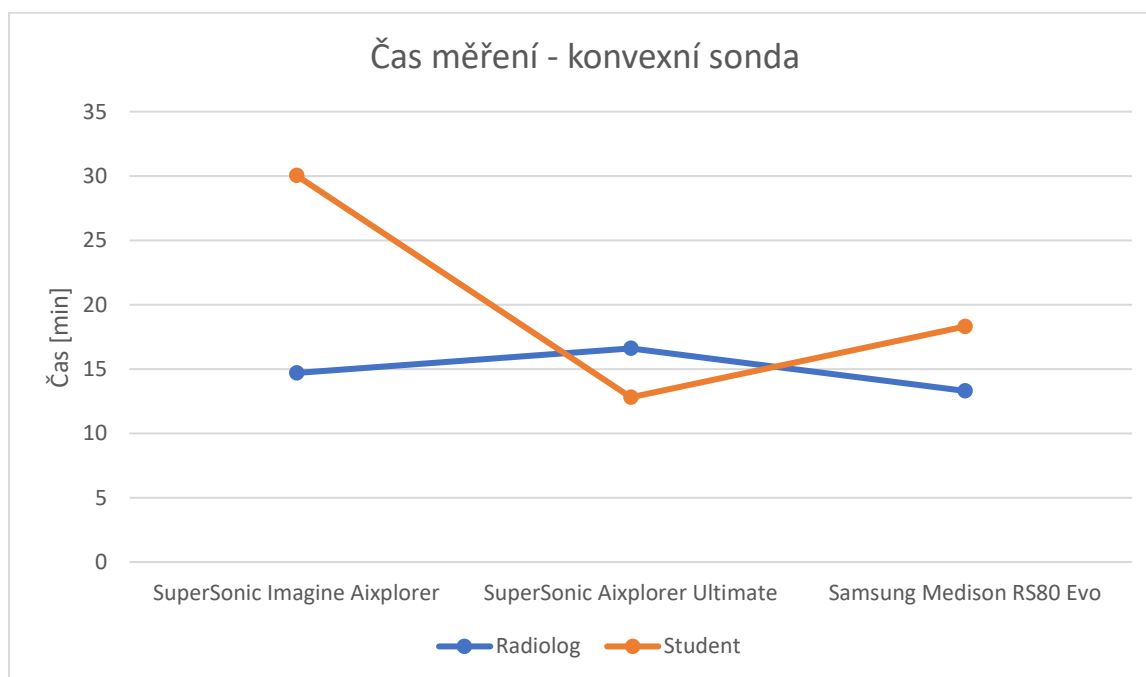
Nulová hypotéza H_{30} byla zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{3A} .

5.4 Výsledky k výzkumné otázce

Jaký je čas měření u studenta v porovnání s radiologem?

Obrázek 35 znázorňuje dobu měření u radiologa a studenta na jednotlivých ultrazvukových přístrojích s konvexní sondou. Z obrázku je patrná časová nevyrovnanost u studenta, zatímco u radiologa jsou časy podobné.

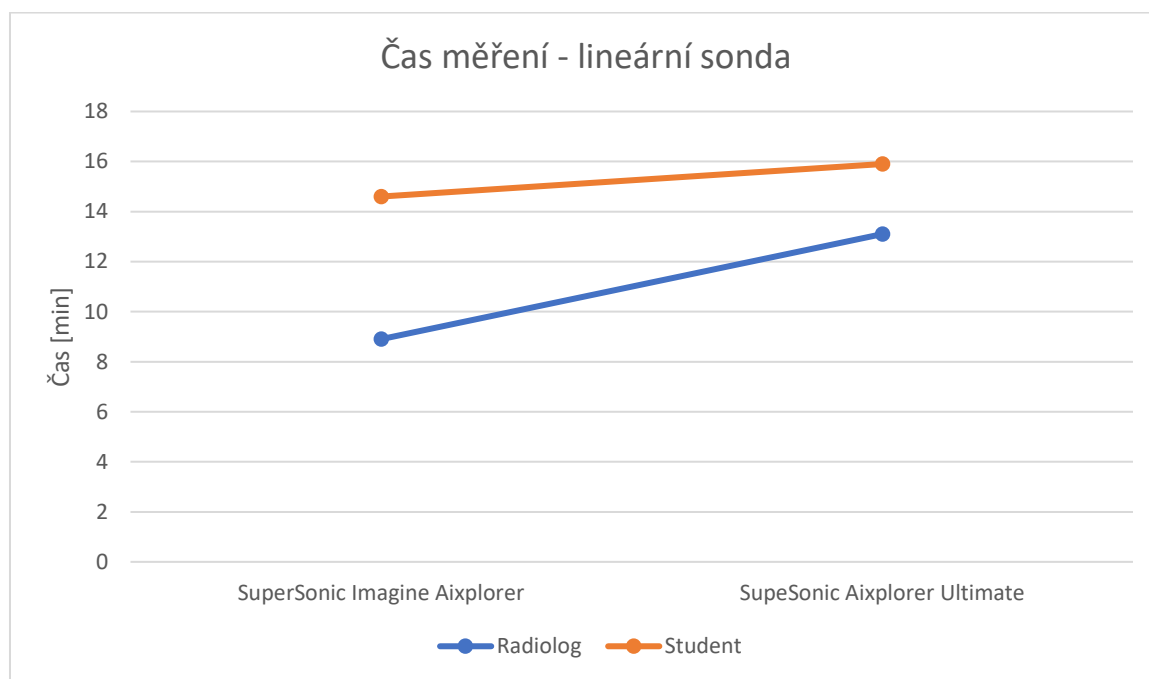
Doba měření konvexní sondou na ultrazvukovém přístroji SuperSonic Imagine Aixplorer u radiologa byla 14,7 minuty a u studenta 30,03 minuty. U SuperSonic Aixplorer Ultimate je doba měření u radiologa 16,6 minuty a u studenta 12,8 minuty. U Samsung Medison RS80 Evo je doba měření u radiologa 13,3 minuty a u studenta 18,3 minuty.



Obrázek 35: Čas měření na jednotlivých ultrazvukových přístrojích konvexní sondou.

Obrázek 36 znázorňuje dobu měření u radiologa a studenta na jednotlivých ultrazvukových přístrojích s lineární sondou. Na rozdíl od měření konvexní sondou jsou časové hodnoty vyrovnanější.

Doba měření lineární sondou u ultrazvukového přístroje SuperSonic Imagine Aixplorer byla u radiologa 8,9 minuty a u studenta 14,6 minuty. U SuperSonic Aixplorer Ultimate byla doba měření u radiologa 13,1 minuty a u studenta 15,9 minuty.



Obrázek 36: Čas měření na jednotlivých ultrazvukových přístrojích lineární sondou.

Doba měření je u radiologa nižší než u studenta u všech měření, kromě měření na přístroji SuperSonic Aixplorer Ultimate. Důvod delší doby měření je blíže popsán v diskuzi.

Při srovnání doby měření pomocí konvexní a lineární sondy lze pozorovat u přístroje SuperSonic Imagine Aixplorer delší dobu měření u konvexní sondy u radiologa i studenta. U přístroje SuperSonic Aixplorer Ultimate je doba měření u radiologa vyšší při měření konvexní sondou, na rozdíl od studenta, u kterého je doba měření delší při měření s lineární sondou.

6 DISKUZE

Praktická část této práce se zabývala intraobservační a interobservační variabilitou mezi zkušeným radiologem a studentem, a rozdíly mezi ultrazvukovými přístroji ve Fakultní nemocnici Olomouc.

Shearwave elastografie na rozdíl od strain elastografie umožňuje získat objektivní a kvantitativní výsledky, protože tlak působící na měřenou tkáň je konstantní. (Carlsen a kol., 2014, s. 236) Pro naše elastografická měření byly použity technologie ShearWave™ Elastografie firmy Aixplorer a S – Shearwave Imaging™ společnosti Samsung.

V této práci jsme vycházeli z dosavadních publikovaných poznatků z měření na fantomech a vnitřních orgánech, které sloužily jako teoretické východisko pro metodiku měření.

V rámci rešeršní činnosti bylo v zahraničních studiích dohledáno pomocí klíčových slov několik validních článků ke komparaci, ve kterých byla zjišťována interobservační a intraobservační variabilita a rozdíl mezi jednotlivými ultrazvukovými přístroji v rámci měření in vivo a in vitro.

Prvním dílčím cílem bylo porovnat interobservační variabilitu. Celkové výsledky ukázaly statistickou významnost u osmi z deseti dílčích měření.

Výsledky našeho měření na fantomovém válci A potvrzují statisticky signifikantní rozdíly u přístrojů SuperSonic Imagine Aixplorer a Samsung Medison RS80 Evo, u přístroje SuperSonic Aixplorer Ultimate statistická signifikance potvrzena nebyla.

U fantomového válce B byl rozdíl v naměřených hodnotách statisticky signifikantní u všech dílčích měření. U fantomového válce C a D probíhalo měření pouze na přístrojích SuperSonic Imagine Aixplorer a SuperSonic Aixplorer Ultimate, přičemž rozdíl v naměřených hodnotách byl statisticky signifikantní u fantomového válce C byl pouze u prvního z nich. U fantomového válce D byl rozdíl v naměřených hodnotách statisticky signifikantní u obou přístrojů.

V roce 2017 Seliger a kol. publikovali studii provedenou v Německu, kde autoři k výzkumu používali přístroje ACUSON S3000 (Samsung), Epiq 7G (Philips Healthcare) a Aplio 500 (Toshiba). Výzkum prováděli 4 sonografisté s různými zkušenostmi, přesto dosáhli velmi dobré shody s korelačním koeficientem 0,97. (Seliger a kol., 2017, s.357-365)

Interobservační variabilitou se také zabývala studie Kishimota a kol. z roku 2019. Studie probíhala na fantomu a následně na 30 zdravých dobrovolnících. Autoři provedli porovnání

intraobservační a interobservační variability bodové shearwave elastografie pomocí ACUSON S2000 (Siemens Healthineers) s konvexní a lineární sondou.

Naměřené hodnoty elasticity na homogenním fantomu prokazovaly pro oba radiology velmi dobrou shodu. Autoři následně měřili elasticitu štítné žlázy, sleziny, slinivky břišní, levé ledviny, pravého a levého jaterního laloku a vřetenního svalu u zdravých dobrovolníků, kde hodnoty pro jednotlivé orgány nedosahovaly tak vysoké shody. Intraobservační variabilita byla vyjadřovala taktéž velmi dobrou shodu na fantomu i u vnitřních orgánů s výjimkou slinivky břišní. Důvodem nižší reprodukovatelnosti je hloubka uložení ve srovnání s ostatními měřenými orgány. (Kishimoto a kol., 2019, s. 5999–6008)

Studie Zhanga a kol. prováděla srovnání intraobservační a interobservační variability u 30 pacientů s uzly na štítné žláze mezi dvěma radiology se stejnou délkou praxe. Korelační koeficient pro intraobservační měření byl 0,904 a pro interobservační měření 0,864. (Zhang a kol., 2012, s. 1-8)

Z našich výsledků vyplývá, že naměřené hodnoty elasticity jsou u radiologa a studenta odlišné. Z grafů je také patrný trend vyššího rozptylu hodnot u studenta. Na rozdíl od většiny studií, kdy jsou hodnoty porovnávány mezi lékaři s více či méně zkušenostmi, žádná není zaměřená na úplné začátečníky. U těchto studií, na rozdíl od našeho měření, autoři dosahovali velice vysoké shody. Mun a kol. (2013, s. 1039–1043) uvádí, že rozdíly mezi hodnotami jednotlivých sonografistů souvisí s intraobservační variabilitou, proto jsou výsledné hodnoty rozdílné.

Druhým cílem bylo porovnat mezi sebou jednotlivé přístroje. Rozdíly hodnot naměřené radiologem i studentem na jednotlivých ultrazvukových přístrojích byly statisticky signifikantně odlišné u třech fantomových válců ze čtyř. U fantomu A a B jsme porovnávali hodnoty mezi třemi přístroji, u fantomu C a D pouze mezi dvěmi.

Výsledky našeho měření lze porovnat se studií Hyun Joo Shina a kol. (2016, s. 3361–3367) realizované v Koreji. Cílem této studie bylo porovnat hodnoty naměřené při shearwave elastografii mezi různými přístroji, sondami a různými hloubkami na fantomu. Konkrétně využívali přístroje firem Aixplorer (SuperSonic Imagine, Francie), ACUSON S3000 (Siemens Healthcare, Německo) a EPIQ5 (Philips Medical System, Nizozemí).

Autoři studie srovnávali 3 ultrazvukové přístroje, pro konvexní sondu v hloubkách 2, 3, 4 a 5 cm a rozdíly v naměřených hodnotách byly statisticky signifikantní ($p \leq 0,001$). Pro lineární sondu byly rozdíly v naměřených hodnotách také statistické signifikantní, významnost pro hloubku 2 cm byla $p=0,002$ a pro hloubku 2 a 3 cm $p=0,001$.

Jiná studie z roku 2013, která byla prováděna organizací The Quantitative Imaging Biomarker Alliance (QIBA) Radiologické společnosti Severní Ameriky, porovnávala hodnoty elasticity mezi 4 přístroji firem Fibroscan, Philips, ACUSON S2000 a Aixplorer. Studie prokázala značné odchylky hodnot mezi jednotlivými přístroji. (Hall a kol., 2013, s. 397–400).

Studie Jonathana R. Dillmana z roku 2015 zkoumala opakovatelnost a reprodukovatelnost shearwave elastografie na dvou přístrojích (ACUSON S3000 a Aixplorer) na tvrdším a měkčím fantomu s lineární sondou. Na měkčím válci fantomu byly neměřené hodnoty podobné. Na tvrdším válci fantomu byly hodnoty mezi jednotlivými přístroji rozdílné. (Dillman a kol., 2015, s. 376–385)

Nedávná studie prováděná v Rumunsku prokázala, že variabilita hodnot závisí na použitých přístrojích. Autoři porovnávali shearwave elastografii mezi přístroji EPIQ 5 System a ElastPQ a popsali signifikantní rozdíly při měření elasticity jater. (Spoera et al., 2014, s. 309–314)

Variabilita naměřených hodnot je závislá také na typu použité sondy. Chang a kol. uvádí, že při použití jednoho přístroje (ACUSON S2000) jsou naměřené hodnoty pomocí konvexní sondy signifikantně vyšší než při použití lineární sondy při stejné hloubce. Důvodem těchto rozdílů mohou být rozdílné frekvence a jiné prostorové rozlišení při jednotlivých měřeních. (Chang a kol., 2013, s. 260–265) Studie z roku 2013 Yamanaky a kol., která porovnávala konvexní a lineární sondu na přístroji ACUSON S2000 uvedla, že hodnoty naměřené lineární sondou jsou stabilní u povrchově uložených lézí. (Yamanaka a kol., 2013, s. 1239–1244)

Námi získané hodnoty byly naměřeny ze stabilně položeného fantomu. Při ultrazvukové elastografii hraje pohyb důležitou roli, obzvlášť při vyšetřeních břišních orgánů. (Harper a kol., 2013, s. 927–931) Pro omezení dýchacích pohybů je doporučeno při elastografických vyšetřeních po několika vteřinách zadržet dech. (Barr a kol., 2015, s. 845–861) Autoři studie z roku 2018 provedli měření pomocí přístrojů Aixplorer SuperSonic Imagine (Francie) a ACUSON S3000 (Siemens Healthcare, Německo) s fantomem položeným na přístroji vydávajícím vibrace simulující pravidelné somatické pohyby. Pro studii využívali fantom se známou elasticitou 3 kPa a 16,9 kPa a konvexní s lineární sondou. Hodnoty naměřené přístrojem Aixplorer s konvexní sondou byly stabilnější pro pohybující se fantom s nižší elasticitou. Pro vyšší hodnoty elasticity byly hodnoty rozdílné. U přístroje ACUSON S3000 nebyla prokázána stabilita na konvexní i lineární sondě. Naměřené hodnoty byly větší při vibracích než v klidovém režimu. Při znalosti vlivu pohybu na citlivost jednotlivých přístrojů lze tyto poznatky využít při vyšetření neklidných pacientů nebo v pediatrii. (Shin a kol., 2018, s. 14–20)

Odchytky naměřených hodnot nezávisí pouze na přístroji, ale také na použité sondě. Pfeifer a kol. předpokládají, že rozdíly mezi sondami mohou být způsobeny rozdílným počtem měničů a také měnícím se profilem paprsku s přibývající hloubkou. (Pfeifer a kol., 2016, s. 477–481)

Vliv na naměřené hodnoty má také zvolená velikost ROI. V naší práci jsme zvolili velikost ROI 10 mm pro konvexní sondu a 6 mm pro lineární sondu. Seliger a kol. uvádí, že možnost přizpůsobení ROI zvyšuje přesnost měření elasticity. Fixní průměr ROI může způsobovat nepřesnosti, hlavně v případě, kdy je větší než měřená léze. Nejvalidnější metoda měření hodnot elasticity na fantomu je pomocí variabilního ROI, kvůli možnosti přizpůsobení velikosti měřeného válce. Omezený prostor ve fantomu může být důvodem nerovnoměrného šíření střížných vln. (Seliger a kol., 2017, s. 357–365) Také průměr cílové léze signifikantně ovlivňuje hodnoty Youngova modulu pružnosti při použití shearwave elastografie. (Carlsen a kol., 2015, s. 236–241)

Studie zabývající se strain elastografií uvedla, že umístění ROI blízko ke zdroji napětí, může způsobit vyšší relativní hodnoty elasticity tkání. (Havre a kol., 2011, s. 559–568)

Výsledky našeho měření poukazují na fakt, že mezi jednotlivými hodnotami jsou statisticky signifikantní rozdíly. Tento výsledek koresponduje s většinou námi dohledaných studií.

Ve studii Shiina a kol. (2015, s. 3361–3367) autoři získávali informace z 15 naměřených hodnot. V rámci naší práce jsme používali průměrné hodnoty elasticity z 30 naměřených hodnot, což je pro srovnání víc než dostatečné.

Třetím cílem bylo ověřit rozdíly v hodnotách naměřených radiologem a studentem. Hodnoty rozptylu u lineární sondy byly výrazně nižší než hodnoty rozptylu u konvexní sondy.

Studie Muna a kol. z roku 2013 se zabývala intraobservační a interobservační reprodukovatelností na fantomu simulujícím prsní tkáň, který vyšetřovali lineární sondou. Autoři pro výzkum používali přístroje Aixplorer a porovnávali hodnoty 4 sonografistů s elastografickými zkušenostmi od 1 do 3 let. Studie potvrdila velmi vysokou reprodukovatelnost a shodu mezi všemi sonografisty. Hodnoty ukázaly velmi dobrou shodu.

Autoři studie uvádí, že intraobservační variabilita souvisí se zkušenostmi jednotlivých sonografistů, což vysvětluje vyšší odchylku sonografisty s nejmenšími zkušenostmi. (Mun a kol., 2013, s. 1039–1043).

Studie Zhanga a kol. uvádí hodnotu statistické signifikance $p \leq 0,001$ pro intraobservační variabilitu při hodnocení nádorů štítné žlázy pomocí elastografického přístroje S2000 US machine (Siemens). (Zhang a kol., 2012, s. 1–8)

Seliger a kol. prováděli komparativní studii mezi bodovou shearwave elastografií (ACUSON S3000 – Siemens a Epiq 7 - Philips) a shearwave elastografií (Aplio 500 - Toshiba). Ve výsledcích studie autoři uvedli, že intraobservační variabilita je lepší u přístrojů obsahujících shearwave elastografii (SWE) než u přístrojů s bodovou shearwave elastografií (pSWE). Autoři studie dále prokázali, že léze o elasticitě 45 až 80 kPa je obtížné změřit in vivo pomocí pSWE. Hodnocení takto vysokých elasticit na fantomu není optimalizováno a může docházet k častým chybám, protože střížné vlny dosahují vysoké rychlosti a nízkého posunu a systém není schopný adekvátně detekovat střížné vlny. (Seliger a kol., 2017, s. 357–365)

Schopnost shearwave elastografie závisí taktéž na hodnotě tuhosti a průměru léze. Carlsen a kol. (2015, s. 236–241) uvádí, že pro cílové objemy o elasticitě větší, než je 80 kPa a velikosti menší než 2 cm, je shearwave elastografie nespolehlivá. Dřívější studie ukázaly, že při střední hodnotě elasticity (25 kPa) s přibývajícím hloubkou klesá rychlost střížných vln. Nejlépe je tento efekt viditelný při měření na tužších cílových objemech, na objemech o nízké cílové elasticitě je tento efekt zanedbatelný. V praxi lze těchto poznatků využít při hodnocení stadia cirhozy jater. Elasticita normálních a cirhotických jater má hodnotu mezi 4 a 12 kPa. Autoři studie popisují, že rychlost střížných vln u povrchových i hlouběji uložených lézí je shodná, za předpokladu, že dané léze mají nízkou hodnotu Youngova modulu pružnosti. Je zde rozdíl oproti strain elastografii, která poskytuje lepší diagnostické informace z tužších než měkkých lézí. (Havre a kol., 2008, s. 1638–1650)

Ve většině publikovaných studií hodnoty popisující intraobservační variabilitu ukazovaly velice dobrou shodu. V našem výzkumném šetření jsme oproti tomu zaznamenali statisticky signifikantní rozdíly mezi většinou jednotlivých měření.

Součástí praktické části této diplomové práce byla i výzkumná otázka zabývající se srovnáním času mezi radiologem a studentem. Vycházeli jsme časových hodnot uvedených na prvním a posledním elastogramu. Rozdíl mezi časy byl u prvního přístroje SuperSonic Imagine Aixplorer téměř 16 minut. Delší čas měření u studenta je způsobený faktem, že šlo o první měření vůbec. Naopak u přístroje SuperSonic Aixplorer Ultimate byl delší čas měření u radiologa než u studenta ovlivněný nesprávným nastavením oblasti zájmu (ROI).

Naše práce měla několik limitací ovlivňujících validitu kvantitativního výzkumného měření. Prvním limitem je skutečnost, že se jednalo o experimentální fantomovou studii, ve které jsme použili pouze jeden fantom napodobující normální a patologickou tkáň. Dalším omezením může být konstrukce fantomu, který obsahuje homogenní pravidelné válce umístěné v homogenní výplni. Na rozdíl od somatických tkání, které mají heterogenní strukturu a novotvary mají zřídka tvar válce. U fantomu, na kterém jsme měřili, uplynula záruční doba,

což bohužel znemožnilo kontrolu naměřených hodnot s hodnotami uvedenými v uživatelské příručce fantomu.

Další limitací mohou být podmínky, za jakých byly hodnoty elasticity získávány. Měření na fantomu, na rozdíl od měření in vivo, není ovlivněno klinickými podmínkami (dýchání, množství tukové tkáně pacienta), jež působí na výsledné hodnoty. (Fontanilla a kol., 2014, s. 476)

Limitem může být i rozdíl v době výroby jednotlivých přístrojů, což může mít za následek ovlivnění intraobservační i interobservační variability. Nejstarším ultrazvukovým přístrojem byl SuperSonic Aixplorer Ultimate z roku 2013, naopak Samsung Medison RS80 Evo je z roku 2020. Rok výroby přístroje Samsung Medison RS80 Evo může být příčinou nedohledání validních zdrojů, které by se vztahovaly přímo k tomuto typu přístroje, jelikož není na trhu dostatečně dlouhou dobu.

Další limitací výzkumné části této práce může být únava u měření pomocí lineární sondy. Interobservační variabilita byla ovlivněna nerovnoměrnými zkušenostmi mezi radiologem a studentem, z podobného důvodu jsou větší rozdíly mezi naměřenými hodnotami u studenta.

Dalším limitem je získání hodnot pouze ze tří přístrojů, které jsou ve Fakultní nemocnici Olomouc. Pro zvýšení míry validity by bylo vhodné realizovat výzkumné měření na více přístrojích.

ZÁVĚR

Tato diplomová práce se zabývá relativně novou diagnostickou zobrazovací metodou elastografií, která hodnotí elastické vlastnosti tkání. Její hlavní výhodou je kvantifikace klasického palpačního vyšetření v kPa, schopnost zobrazení v reálném čase a dobré prostorové rozlišení schopné rozlišit i malé léze. Výsledkem vyšetření je nejen klasický ultrazvukový B-mód, ale také obraz překrytý elastogramem kódující barevně elasticitu daných tkání. V praxi se nejčastěji využívá pro doplnění informací při diagnostice benigních a maligních ložisek.

V rámci našeho výzkumného šetření byl hlavní cíl diplomové práce i jeho tři dílčí cíle splněny. Cílem bylo porovnat hodnoty elasticity naměřené radiologem a studentem na fantomu pomocí přístupných ultrazvukových přístrojů ve Fakultní nemocnici Olomouc. Pro formulaci cíle práce a následnou tvorbu hypotéz jsme vycházeli z již provedených studií, které poukazují nejen na vliv zkušeností radiologů, ale také na ultrazvukové přístroje s funkcí elastografie různých firem ovlivňující výsledné hodnoty elasticity. Výzkumná část práce byla provedena prostřednictvím měření konvexní a lineární sondou.

Z výsledků prvního dílčího cíle, který se zabýval srovnáním hodnot mezi radiologem a studentem vyplývá, že naměřené hodnoty vykazují statisticky signifikantní rozdíl, což je v rozporu s tvrzením výrobce, který uvádí, že shear wave elastografie není závislá na zkušenostech vyšetřujícího.

V rámci výzkumného šetření jsme v rámci druhého dílčího cíle také zaměřili na srovnání jednotlivých ultrazvukových přístrojů. Ze získaných průměrných hodnot elasticity byl potvrzen statisticky signifikantní rozdíl mezi jednotlivými ultrazvukovými přístroji.

Třetím dílčím cílem a z něho vyplývající hypotézou bylo ověřit rozdíl mezi naměřenými hodnotami u jednotlivých operátorů. Analýzou získaných dat bylo zjištěno, že mezi hodnotami naměřenými na jednotlivých fantomových válcích jsou statisticky signifikantní rozdíly.

Součástí této diplomové práce byla také výzkumná otázka, která se zabývala časem měření radiologa a studenta a dle našich předpokladů se prokázala kratší doba měření u zkušeného radiologa.

Tato práce by mohla sloužit jako teoretické východisko pro další výzkumné měření v oblasti elastografie nejen in vitro, ale také při použití v klinické praxi.

REFERENČNÍ SEZNAM

ADÁMEK, Daniel, Filip CIHLÁŘ a Lenka HOŘEJŠÍ, 2010. Pokroky ultrasonografie v diagnostice nádorů ledvin. *Urologie pro praxi* [online]. 2010(5), 257–6. Dostupné z: <http://www.urologiepropraxi.cz/pdfs/uro/2010/05/07.pdf>.

AMBROZIAK, Marcin, Bartłomiej NOSZCZYK, Piotr PIETRUSKI, Wiesław GUZ a Łukasz PALUCH, 2019. Elastography reference values of facial skin elasticity. *Advances in Dermatology* [online]. 36(5), 626–632. ISSN 1642395X. Dostupné z: doi:10.5114/ada.2018.77502.

AMBROZIAK, Marcin, Piotr PIETRUSKI, Bartłomiej NOSZCZYK a Łukasz PALUCH, 2019. Ultrasonographic elastography in the evaluation of normal and pathological skin – a review. *Advances in Dermatology* [online]. 36(6), 667–672. ISSN 1642395X. Dostupné z: doi:10.5114/ada.2018.77069.

ASANO, Kenichiro, Ai OGATA, Keiko TANAKA, et al., 2014. Acoustic Radiation Force Impulse Elastography of the Kidneys. *Journal of Ultrasound in Medicine* [online]. 33(5), 793–801. ISSN 02784297. Dostupné z: doi:10.7863/ultra.33.5.793.

BARR, Richard G., 2012. Elastography in evaluation of musculoskeletal abnormalities. *Applied Radiology* [online]. 41(12), 53–55. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/233815038_Clinical_Case_Elastography_in_evaluation_of_musculoskeletal_abnormalities.

BARR, Richard G., Giovanna FERRAIOLI, Mark L. PALMERI, et al., 2015. Elastography Assessment of Liver Fibrosis: Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference Statement. *Radiology* [online]. 276(3), 845–861. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.2015150619.

BARR, Richard G., Richard MEMO a Carl R. SCHAUB, 2012. Shear Wave Ultrasound Elastography of the Prostate. *Ultrasound Quarterly* [online]. 28(1), 13–20. ISSN 0894-8771. Dostupné z: doi:10.1097/RUQ.0b013e318249f594.

BOTHARA, Kushal a C RAYCHAUDHURI, 2019. Diagnostic utility of gray scale ultrasound and elastography in solitary thyroid nodules. *IAIM* [online]. **6**(8), 47–50. Dostupné z: <https://imsear.searo.who.int/handle/123456789/187181>.

BOYACI, N., E. KARAKAS, S. KOCARSLAN, S. YILDIZ, H. CECE a M. A. EREN, 2013. The use of sonoelastographic elasticity index to differentiate benign and malignant thyroid nodules. *Japanese journal of radiology* [online]. **31**(11), 750–4. ISSN 1867108X. Dostupné z: [doi:10.1007/s11604-013-0248-y](https://doi.org/10.1007/s11604-013-0248-y).

CARLSEN, Jonathan F., Malene R. PETERSEN, Caroline EWERTSEN, Adrian SAFTOIU, Lars LONN, Soren R. RAFAELSEN a Michael B. NIELSEN, 2015. A Comparative Study of Strain and Shear-Wave Elastography in an Elasticity Phantom. *American Journal of Roentgenology* [online]. **204**(3), 264–272. Dostupné z: <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.14.13076>.

CARLSEN, Jonathan Frederik, Caroline EWERTSEN, Adrian SAFTOIU, Lars LONN a Michael Bachman NIELSEN, 2014. Accuracy of visual scoring and semi-quantification of ultrasound strain elastography--a phantom study. *PLoS ONE* [online]. **9**(2), 1–8. Dostupné z: [10.1371/journal.pone.0088699](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0088699).

CORREAS, Jean-Michel, Anne-Marie TISSIER, Ahmed KHAIROUNE, Viorel VASSILIU, Arnaud MÉJEAN, Olivier HÉLÉNON, Richard MEMO a Richard G. BARR, 2015. Prostate Cancer: Diagnostic Performance of Real-time Shear-Wave Elastography. *Radiology* [online]. **275**(1), 280–289. ISSN 0033-8419. Dostupné z: [10.1148/radiol.14140567](https://doi.org/10.1148/radiol.14140567).

CORREAS, J.M., A. RUBINI, F.M. DRUDI a F. D'AMBROSIO, 2013. Update on ultrasound elastography: Miscellanea. Prostate, testicle, musculo-skeletal. *European Journal of Radiology* [online]. **82**(11), 1904–1912. Dostupné z: [https://www.ejradiology.com/article/S0720-048X\(13\)00285-4/fulltext](https://www.ejradiology.com/article/S0720-048X(13)00285-4/fulltext).

COTOI, Laura, Daniela AMZAR, Ioan SPOREA, Andreea BORLEA, Dan NAVOLAN, Flore VARCUS a Dana STOIAN, 2020. Shear Wave Elastography versus Strain Elastography in Diagnosing Parathyroid Adenomas. *International Journal of Endocrinology* [online]. **2020**(3801902), 1–11. Dostupné z: [10.1155/2020/3801902](https://doi.org/10.1155/2020/3801902).

DIETRICH, Christoph F. a Michael HOCKE, 2019. Elastography of the Pancreas, Current View. *Clinical Endoscopy* [online]. **52**(6), 533–540. Dostupné z: doi:10.5946/ce.2018.156.

DILLMAN, Jonathan R., Shigao CHEN, Mathew S. DAVENPORT, Heng ZHAO, Mathew W. URBAN, Pengfei SONG, Kuanwong WATCHAROTONE a Paul L. CARSON, 2015. Superficial Ultrasound Shear Wave Speed Measurements in Soft and Hard Elasticity Phantoms: Repeatability and Reproducibility Using Two Different Ultrasound Systems. *Pediatric Radiology* [online]. **45**(3), 376–385. Dostupné z: 10.1007/s00247-014-3150-6.

DONG, Fa-Jin, Min LI, Yang JIAO, Jin-Feng XU, Yi XIONG, Lei ZHANG, Hui LUO a Zhi-Min DING, 2015. Acoustic Radiation Force Impulse imaging for detecting thyroid nodules: a systematic review and pooled meta-analysis. *Medical Ultrasonography* [online]. **17**(2), 192–199. Dostupné z: 10.11152/mu.2013.2066.172.hyr.

Elasticity QA phantom, 2015. *CIRS Tissue simulation and phantom technology* [online]. Chicago: Asbury Arve Norfolk. Dostupné z: <https://www.cirsinc.com/products/ultrasound/zerdine-hydrogel/elasticity-qa-phantom/>.

FARUK, Tasnuva, Md Kafiul ISLAM, Sams AREFIN a Md Zahurul HAQ, 2015. The Journey of Elastography: Background, Current Status, and Future Possibilities in Breast Cancer Diagnosis. *Clinical Breast Cancer* [online]. **15**(5), 313–324. ISSN 15268209. Dostupné z: 10.1016/j.clbc.2015.01.002.

FELDMANN, Alice, Carole LANGLOIS, Marion DEWAILLY, Elise FRÉART – MARTINEZ, Loic BOULANGER, Olivier KERDRAON a Nathalie FAYE, 2015. Shear Wave Elastography (SWE): An Analysis of Breast Lesion Characterization in 83 Breast Lesions. *Ultrasound in medicine and biology* [online]. **41**(10), 2594–2604. Dostupné z: 10.1016/j.ultrasmedbio.2015.05.019.

FONTANILLA, Teresa, Teresa CANAS, Araceli MACIA, et al., 2014. Normal values of liver shear wave velocity in healthy children assessed by acoustic radiation force impulse imaging using a convex probe and a linear probe. *Ultrasound in medicine and biology* [online]. **40**(3), 470–477. Dostupné z: 10.1016/j.ultrasmedbio.2013.10.024.

FUSINI, Federico, Francesco LANGELLA, Alberto BUSILACCHI, Cosimo TUDISCO, Antonio GIGANTE, Alessandro MASSÉ a Salvatore BISICCHIA, 2017. Real-time sonoelastography: principles and clinical applications in tendon disorders. A systematic review. *Muscles and Ligaments* [online]. 7(3), 467–477. ISSN 22404554. Dostupné z: 10.11138/mltj/2017.7.3.467.

HALL, Timothy J., Andy MIKOWSKI, Brian GARRA, Paul CARSON, Mark PALMERI a Kathi NIGHTINGALE, 2013. Shear wave speed as a biomarker for liver fibrosis staging. *Radiology* [online]. 35(12), 397–400. Dostupné z: <https://mayoclinic.pure.elsevier.com/en/publications/rsnaqiba-shear-wave-speed-as-a-biomarker-for-liver-fibrosis-stagi>.

HALL, Timothy J., Andy MILKOWSKI, Brian GARRA, et al., 2013. RSNA/QIBA: Shear wave speed as a biomarker for liver fibrosis staging. In: *2013 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)* [online]. Praha: IEEE, 2013, 397–400. ISBN 978-1-4673-5686-2. ISSN 1051-0117. Dostupné z: doi:10.1109/ULTSYM.2013.0103.

HARPER, Caitlin J., Leili SHANGHOLI, Kathryn CIESLAK, Nathan J. HELLYER a Andrea J. BOON, 2013. Variability in diaphragm motion during normal breathing, assessed with B-mode ultrasound. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* [online]. 43(12), 927–931. Dostupné z: 10.2519/jospt.2013.4931.

HAVRE, R. F., J. R. WAAGE, O. H. GILJA, S. ØDEGAARD a L. B. NESJE, 2012. Real-Time Elastography: Strain Ratio Measurements Are Influenced by the Position of the Reference Area. *European Journal of Ultrasound* [online]. 33(06), 559–568. ISSN 0172-4614. Dostupné z: 10.1055/s-0031-1273247.

HAVRE, Roald Flesland, Erlend ELDE, Odd Helge GILJA, Svein ÖDEGAARD, Geir Egil EIDE, Knut MATRE a Lars Birger NESJE, 2008. Freehand Real-Time Elastography: Impact of Scanning Parameters on Image Quality and In Vitro Intra – and Interobserver Validations. *Ultrasound in Medicine & Biology* [online]. 34(10), 1638–1650. ISSN 03015629. Dostupné z: 10.1016/j.ultrasmedbio.2008.03.009.

HEŘMAN, Jan, Zuzana HEŘMANOVÁ, Richard SALZMAN, Jaroslav VOMÁČKA a Ivo STÁREK, 2015. Ultrazvuková elastografie a její využití v oblasti hlavy a krku. *Časopis českých lékařů* [online]. **2015**(5), 222–226. ISSN 1805–4420. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/casopis-lekaru-ceskych/2015-5-7/download?hl=cs>.

HEŘMAN, Jan, Zuzana SEDLÁČKOVÁ, Jaromír VACHUTKA, Richard SALZMAN, Jaroslav VOMÁČKA a Miroslav HEŘMAN, 2019. The Role of Ultrasound and Shear-Wave Elastography in Evaluation of Cervical Lymph Nodes. *BioMed Research International* [online]. **2019**(4318251), 1–6. Dostupné z: 10.1155/2019/4318251.

HEŘMAN, Miroslav, 2014. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-2901-4.

HUANG, Dean Y, Gibran T. YUSUF, Mohammad DANESHI, Raymond RAMNARINE, Annamaria DEGANELLO, Maria E. SELLARS a Paul S. SIDHU, 2018. Contrast-enhanced ultrasound (CEUS) in abdominal intervention. *Abdominal Radiology* [online]. **43**(4), 960–976. Dostupné z: 10.1007/s00261-018-1473-8.

CHANG, S., J. KIM a M.-J., 2013. Variability of Shear Wave Velocity using Different Frequencies in Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Elastography: A Phantom and Normal Liver Study. *European Journal of Ultrasound* [online]. **34**(03), 260–265. Dostupné z: https://eref.thieme.de/ejournals/1438-8782_2013_03#/10.1055-s-0032-1313008.

CHMIELEWSKI, Marcin, Liliana LYKOWSKA-SZUBER, Ewa ROSZYK, Krzysztof LINKE, Elzbieta KACZMAREK a Joanna JAGIELSKA, 2009. Sonoelastography – a novel method for liver fibrosis evaluation in alcoholic injury – a pilot study. *Gastroenterologia Polska* [online]. **16**(1), 17–21. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/290091703_Sonoelastography_-_A_novel_method_for_liver_fibrosis_evaluation_in_alcoholic_injury_-_A_pilot_study.

CHROBÁK, Ladislav, 2007. *Propedeutika vnitřního lékařství*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1309-0.

IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS) [online], 2013. Praha: IEEE. ISBN 978-1-4673-5686-2. ISSN 1051-0117. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6725226>.

KISHIMOTO, Riwa, Katsuhiko KIKUCHI, Atsuhisa KOYMA, Tokuhiko OMATSU, Yasuhiko TACHIBANA, Mikio SUGA a Takayuki OBATA, 2019. Intra- and inter-operator reproducibility of US point shear-wave elastography in various organs: evaluation in phantoms and healthy volunteers. *European Radiology* [online]. **29**(11), 5999–6008. Dostupné z: doi:10.1007/s00330-019-06195-8.

KISHIMOTO, Riwa, Mikio SUGA, Atsuhisa KOYAMA, Tokuhiko MATSU, Yasuhiko TACHIBANA, Daniel K. EBNER a Takayuki OBATA, 2017. Measuring shear-wave speed with point shear-wave elastography and MR elastography: a phantom study. *BMJ Open* [online]. **7**(013925), 1–6. Dostupné z: [10.1136/bmjopen-2016-013925](https://doi.org/10.1136/bmjopen-2016-013925).

KOSE, Sukran, Gursel ERSAN, Bengu TATAR, Pelin ADAR a Buket ERTURK SENDEL, 2015. Evaluation of Percutaneous Liver Biopsy Complications in Patients with Chronic Viral Hepatitis. *The Eurasian Journal of Medicine* [online]. **47**(3), 161–164. ISSN 13088734. Dostupné z: doi:10.5152/eurasianjmed.2015.107.

LEE, E. J. a Y. W. CHANG, 2020. Combination of Quantitative Parameters of Shear Wave Elastography and Superb Microvascular Imaging to Evaluate Breast Masses. *Korean journal of radiology* [online]. **21**(9), 1045–1054. ISSN 20058330. Dostupné z: doi:10.3348/kjr.2019.0765.

LEE, Sang Min, Won CHANG, Hyo-Jin KANG, Su Joa AHN, Jeong-Hoon LEE a Jeong Min LEE, 2019. Comparison of four different Shear Wave Elastography platforms according to abdominal wall thickness in liver fibrosis evaluation: a phantom study. *Medical Ultrasonography* [online]. **21**(1), 22–29. Dostupné z: [10.11152/mu-1737](https://doi.org/10.11152/mu-1737).

Metodika ultrazvukového vyšetření prsou [online]. Dostupné z: <http://library.utia.cas.cz/separaty/2017/ZOI/zitova-0486532.pdf>.

MEDATA, 2010. *MEDATA spol. s.r.o.* [online]. Brno: MEDATA. Dostupné z: <https://medata.cz/index.php?page=produkty/supersonicimagine/aixplorer>.

MIELE, Vittorio, Michele GALLUZZO, Stefanie IANNIELLO, Barbara SESSA a Margherita TRINCI, 2016. Contrast-enhanced ultrasound (CEUS) in blunt abdominal trauma. *The British Journal of Radiology* [online]. **89**(1061), 1–15. Dostupné z: doi:10.1259/bjr.20150823.

MOHEY, Nesreen a Tamir A. HASSAN, 2014. Value of mammography and combined grey scale ultrasound and ultrasound elastography in the differentiation of solid breast lesions. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine* [online]. **45**(1), 253–261. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0378603X13001423>.

MUN, Han Song, Seon Hyeong CHOI, Shin Ho KOOK, Yoonjung CHOI, Woo Kyoung JEONG a Yongsoo KIM, 2013. Validation of intra- and interobserver reproducibility of shearwave elastography: Phantom study. *Ultrasonics* [online]. **53**(5), 1039–1043. ISSN 0041624X. Dostupné z: 10.1016/j.ultras.2013.01.013.

MURPHY, Matthew C., John HUSTON a Richard L. EHMANN, 2019. MR elastography of the brain and its application in neurological diseases. *NeuroImage* [online]. **15**(187), 176–183. Dostupné z: 10.1016/j.neuroimage.2017.10.008.

Novotvary 2017 Česká republika [online], 2020. Praha: Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR. ISSN 1210-9991. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008318/novotvary2017.pdf>.

OPHIR, J., I. CÉSPÉDES, H. PONNEKANTI, Y. YAZDI a X. LI, 1991. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic Imaging* [online]. **13**(2), 111–134. Dostupné z: 10.1177/016173469101300201.

PFEIFER, L., R. GOERTZ, M. NEURATH, D. STROBEL a D. WILDNER, 2016. Comparison of Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Elastography Measurements with the 4C1 Transducer to the 6C1HD Transducer: A Phantom and Patient Study. *European Journal of Ultrasound* [online]. **37**(05), 477–481. ISSN 0172-4614. Dostupné z: 10.1055/s-0041-107974.

POL, Stanislas, Jean-Luc GENNISSON, Eric BAVU, Thomas DEFFIEUX, Mathias FINK, Vincent MALLET a Mickael TANTER, 2011. *Non-Invasive Staging of Liver Fibrosis with ShearWave™ Elastography Imaging* [online]. Francie: SuperSonic Imagine. ISBN 2241–5836.

Dostupné z: http://ultrasound.net.ua/fileadmin/user_upload/Elasto/Non_Invasive_Staging_of_Liver_Fibrosis_ShearWave_Elastography.pdf.

RÜBENTHALER, J., K. MÜLLER-PELTZER, M. REISER, D. RJOSK-DENDORFER a D. A. CLEVERT, 2017. Sonoelastography in daily clinical routine. *Der Radiologe* [online]. **57**(5), 356–365. ISSN 14322102. Dostupné z: 10.1007/s00117-017-0224-0.

SARVAZYAN, A.P., 2001. *Handbook of Elastic Properties of Solids, Liquids, and Gases*. USA: Academic Press. ISBN 9780080924250.

SEDLÁČKOVÁ, Zuzana, Jan HEŘMAN, Tomáš FÜRST a Miroslav HEŘMAN, 2019. Ultrazvukové hodnocení uzlů štítné žlázy včetně shear wave elastografie. *Česká radiologie* [online]. **73**(2), 107–112. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1902_107_112.pdf.

SEDLÁŘ, Martin, Erik STAFFA a Vojtěch MORNSTEIN, 2014. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření* [online]. Brno: Masarykova univerzita. ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné z: https://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/zobrazovaci_metody.pdf

SELIGER, Gregor, Katharina CHAOUI, Christian KUNZE, Yasmina DRIDI, Klaus-Vitold JENDERKA, Andreas WIENKE a Michael TCHIRIKOV, 2017. Intra- and inter-observer variation and accuracy using different shear wave elastography methods to assess circumscribed objects - a phantom study. *Medical Ultrasonography*. **2017**(29;19(4), 357–365. Dostupné z: doi:10.11152/mu-1080.

SHIINA, Tsuyoshi, Kathryn R. NIGHTINGALE, Mark L. PALMERI, et al., 2015. WFUMB Guidelines and Recommendations for Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 1. *Ultrasound in Medicine & Biology* [online]. **41**(5), 1126–1147. ISSN 03015629. Dostupné z: 10.1016/j.ultrasmedbio.2015.03.009.

SHIN, Hyun Joo, Myung-Joon KIM, Ha Yan KIM, Yun Ho ROH a Mi-Jung LEE, 2016. Comparison of shear wave velocities on ultrasound elastography between different machines, transducers, and acquisition depths: a phantom study. *European Radiology* [online]. **26**(10), 3361–3367. Dostupné z: 10.1007/s00330-016-4212-y.

SHIN, Hyun Joo, Myung-Joon KIM, Choon-Sik YOON, Kwanseop LEE, Kwan Sik LEE, Jong-Chul PARK, Mi-Jung LEE a Haesung YOON, 2018. Motion effects on the measurement of stiffness on ultrasound shear wave elastography: a moving liver fibrosis phantom study. *Medical Ultrasonography* [online]. **1**(1), 14–20. Dostupné z: 10.11152/mu-1138.

SHIN, Cho-Chiang, Pei-Yu CHEN, Teng MA, Qifa ZHOU, K. Kirk SHUNG a Chih-Chung HUANG, 2018. Development of an intravascular ultrasound elastography based on a dual-element transducer. *Royal Society Open Science* [online]. **5**(4), 1–13. Dostupné z: 10.1098/rsos.180138.

SIGRIST, Rosa M.S., Joy LIAU, Ahmed El KAFFAS, Maria Christina CHAMMAS a Juergen K. WILLMANN, 2017. Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics* [online]. **2017**(7(5), 1303–132. Dostupné z: 10.7150/thno.18650.

SPOREA, Ioan, Simona BOTA, Oana GRADINARU-TASCAU, Roxana SIRLI a Alina POPESCU, 2014. Comparative study between two-point Shear Wave Elastographic techniques: Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) elastography and ElastPQ. *Medical Ultrasonography* [online]. **16**(4), 309–314. Dostupné z: 10.11152/mu.201.3.2066.164.isp1.

STECCO, Luigi, 2016. *Atlas of Physiology of the muscular fascia*. Itálie: Piccin Nuova Libreria S.p.A., 394 s. ISBN 8829927457.

ŠPIČÁK, Julius, 2017. *Novinky v gastroenterologii a hepatologii II*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0318-8.

TOZAKI, Mitsuhiro, Masahiro SAITO, Chawoong JOO, Sachiko ISOBE, Yukari OGAWA, Kanako HOMMA a Eisuke FUKUMA, 2011. Ultrasonographic tissue quantification of the breast using acoustic radiation force impulse technology: phantom study and clinical application. *Japanese Journal of Radiology* [online]. **59**(58). Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s11604-011-0591-9>.

UDOMPAP, Prowpanga, Donghee KIM a W. Ray KIM, 2015. Current and Future Burden of Chronic Nonmalignant Liver Disease. *Clinical Gastroenterology and Hepatology* [online]. **13**(12), 2031–2041. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4618163/pdf/nihms716512.pdf>

UNGERMANN, Leoš, Pavel ELIÁŠ, Pavel RYŠKA, Antonín MICHL, Jan ŽIŽKA a Luděk KLZO, 2009. Dynamická kontrastní ultrasonografie jater. *Česká radiologie* [online]. **63**(1), 34–41. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/Ces_Rad_0901_34_41.pdf

UZLOVÁ, Nikola, Nikola MEJZLÍKOVÁ, Soňa FRAŇKOVÁ, Pavla LIBICHEROVÁ, David NOSEK a Ivan RYCHLÍK, 2018. Tranzientní elastografie – přínos v hodnocení vývoje jaterního onemocnění. *Vnitřní lékařství* [online]. **64**(10), 916–922. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/vnitri-lekarstvi/2018-10/tranzientni-elastografie-prinos-v-hodnoceni-vyvoje-jaterniho-onemocneni-106719>.

VACHUTKA, Jaroslav, DOLEŽAL, Ladislav. Ultrazvuková elastografie – principy zobrazení. Zpravodaj Česko-slovenské biologické společnosti 2017;27(1):5–15.

VACHUTKA, Jaromir, Zuzana SEDLACKOVA, Tomas FURST, Miroslav HERMAN, Jan HERMAN, Richard SALZMAN a Ladislav DOLEZAL, 2018. Evaluation of the Effect of Tissue Compression on the Results of Shear Wave Elastography Measurements. *Ultrasonic Imaging* [online]. **40**(6), 380–393. ISSN 0161-7346. Dostupné z: 10.1177/0161734618793837.

VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK, 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4508-3.

VOMÁČKA, Jaroslav, REMENÍKOVÁ, Barbora. Zkušenosti s US elastografií povrchových mizních uzlin. *Česká radiologie*. 2012, 66(3), 317–336. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1203_317_336.pdf.

VYDRA, Jan, DANEŠ, Jan, BARTOŠ, Michal a kol. Metodika ultrazvukového vyšetření prsou. Časná detekce karcinomu prsu ultrazvukem. 2017. 40 s. Dostupné z: http://zoi.utia.cas.cz/files/metodikaSONO_v8_final.pdf

YAMANAKA, Noriko, Ayako TAKETOMI-TAKANASHI a Yoshito TSUSHIMA, 2012. Reliable measurement by virtual touch tissue quantification with acoustic radiation force impulse imaging: phantom study. *Journal of ultrasound in medicine* [online]. 31(8), 1239–1244. Dostupné z: 10.7863/jum.2012.31.8.1239.

ZEMANOVÁ, Markéta, 2016. Nová diagnostická zobrazovací metoda – shear waves elastografie. *Česká a slovenská oftalmologie* [online]. 2016(4), 103–110. ISSN 1212-5075. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/ceska-slovenska-ofthalmologie/2016-4/nova-diagnosticka-zobrazovaci-metoda-shear-waves-elastografie-59505>.

ZHANG, Yi-Feng, Hui-Xiong XU, Yong HE, Chang LIU, Le-Hang GUO, Lin-Na LIU a Jun-Mei XU, 2012. Virtual Touch Tissue Quantification of Acoustic Radiation Force Impulse: A New Ultrasound Elastic Imaging in the Diagnosis of Thyroid Nodules. *PLoS one* [online]. 7(11), 1–8. Dostupné z: 10.1371/journal.pone.0049094.

ZHANG, Yun-Fei, Hong LI, Xue-Mei WANG a Yun-Fei CAI, 2019. Sonoelastography for differential diagnosis between malignant and benign parotid lesions: a meta-analysis. *European Radiology* [online]. 29(2), 725–735. Dostupné z: 10.1007/s00330-018-5609-6.

ZHAN, Jia, Jia-Mei JIN, Xue-Hong DIAO a Yue CHEN, 2015. Acoustic radiation force impulse imaging (ARFI) for differentiation of benign and malignant thyroid nodules—A meta-analysis. *European Journal of Radiology* [online]. 84(11), 2181–2186. ISSN 0720048X. Dostupné z: 10.1016/j.ejrad.2015.07.015.

SEZNAM ZKRATEK

ARFI	Acoustic Radiation Force Impulse
CT	computed tomography
FNAB	fine needle aspiration biopsy
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
MR	magnetická rezonance
MRE	magnetická rezonanční elastografie
PACS	Picture Archiving and Communication System
ROI	region of interest
SRI	strain rate imaging
SWE	shear wave elastografie
UPOL	Univerzita Palackého v Olomouc
ÚZIS	Ústav zdravotnických informací a statistiky

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Hodnoty elasticity pro různý stupeň jaterní fibrózy	27
Tabulka 2: Youngův modul pružnosti prsní žlázy	31
Tabulka 3: Naměřené hodnoty na fantomu A	40
Tabulka 4: Naměřené hodnoty na fantomu B	43
Tabulka 5: Naměřené hodnoty na fantomu C	46
Tabulka 6: Naměřené hodnoty na fantomu D	48
Tabulka 7: Naměřené hodnoty elasticity radiologem.....	50
Tabulka 8: Naměřené hodnoty elasticity studentem	51
Tabulka 9: Porovnání rozptylu naměřených hodnot u radiologa a studenta na fantomovém válci a u všech ultrazvukových přístrojů.....	52
Tabulka 10: Porovnání rozptylu naměřených hodnot u radiologa a studenta na fantomovém válci B u všech ultrazvukových přístrojů	53
Tabulka 11: Porovnání rozptylu naměřených hodnot u radiologa a studenta na fantomovém válci C u všech ultrazvukových přístrojů	54
Tabulka 12: Porovnání rozptylu naměřených hodnot u radiologa a studenta na fantomovém válci D u všech ultrazvukových přístrojů.....	55

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Elastografie jater	27
Obrázek 2: Elastografie mízních uzlin	29
Obrázek 3: Elastografie mízních uzlin.	29
Obrázek 4: Elastografie štítné žlázy	30
Obrázek 5 a 6: Elasticity QA Phantom – Model 049A	34
Obrázek 7 a 8: SuperSonic Imagine Aixplorer a SuperSonic Aixplorer Ultimate.....	35
Obrázek 9: Samsung Medison RS80 Evo	36
Obrázek 10 a 11: Lineární a konvexní sonda	36
Obrázek 12: Rozložení válců A-D	38
Obrázek 13: Měření elasticity konvexní sondou.....	38
Obrázek 14: Měření elasticity lineární sondou	39
Obrázek 15 a 16: Naměřené hodnoty na fantomu A	41
Obrázek 17 a 18: Naměřené hodnoty na fantomu A	42
Obrázek 19 a 20: Naměřené hodnoty na fantomu A	42
Obrázek 21 a 22: Naměřené hodnoty na fantomu B	44
Obrázek 23 a 24: Naměřené hodnoty na fantomu B	44
Obrázek 25 a 26: Naměřené hodnoty na fantomu B	45
Obrázek 27 a 28: Naměřené hodnoty na fantomu C	47
Obrázek 29 a 30: Naměřené hodnoty na fantomu C	47
Obrázek 31 a 32: Naměřené hodnoty na fantomu D	48
Obrázek 33 a 34: Naměřené hodnoty na fantomu D	49
Obrázek 35: Čas měření konvexní sondou.....	56
Obrázek 36: Čas měření lineární sondou.	57

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Souhlas s realizací výzkumného šetření ve Fakultní nemocnici Olomouc..... 80

Příloha 2: Souhlasné stanovisko Etické komise 82

Příloha 1: Souhlas s realizací výzkumného šetření ve Fakultní nemocnici Olomouc



FAKULTNÍ NEMOCNICE
OLOMOUC
I. P. Pavlova 185/6, 779 00 Olomouc
Tel. 588 441 111, E-mail: info@fnol.cz
IČ: 0098892

ODBOR KVALITY

Fm-MP-G015-05-ZADOST-001

verze č. 1, str. 1/2

Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat

Jméno a příjmení žadatele: Bc. Eva Číhalová

Datum narození: _____ Telefon: _____ E-mail: _____

Kontaktní adresa: _____

Přesný název školy/fakulty: Univerzita Palackého v Olomouci/ Fakulta zdravotnických věd

Obor studia: Zobrazovací technologie v radiodiagnostice

Forma studia: ☒ prezenční ☐ kombinovaná ☐ distanční

Téma závěrečné práce:

Moderní trendy v měření elasticity tkání

Žadatel ve FNOL koná odbornou praxi:

☐ ANO na pracovišti: _____ v termínu od: _____ do: _____

☒ NE

Žadatel je zaměstnancem FNOL:

☐ ANO na pracovišti: _____

☒ NE

Pracoviště FNOL dotčená průzkumem: RDG pracoviště (Radiologická klinika)

Účel žádosti:

☒ sběr dat/zjišťování informací pro zpracování diplomové/bakalářské práce

☐ sběr dat/zjišťování informací pro zpracování seminární/odborné práce

☐ sběr dat/zjišťování informací pro jiný účel: (uveďte): _____

Požadavek na (zaškrtněte):

V případě, že žadatel potřebuje získat informaci o počtech vyšetření/ošetření a předem má souhlas konkrétního pracoviště, že tato data mu budou poskytnuta vedením tohoto pracoviště bez nutnosti jeho nahlížení do zdravotnické dokumentace pacientů, vyplní oddíl „Ostatní – statistická data“. Jinak vyplní oddíl „Nahlížení do zdr. dokumentace“.

☐ Dotazníková akce ☐ pro pacienty FNOL ☐ pro zaměstnance FNOL

Počet respondentů, kteří budou vyplňovat dotazník: _____

Termín, kdy proběhne vyplnění dotazníků: od: _____ do: _____

K vyplnění žádosti je nutno doložit vzor vašeho dotazníku.

☐ **Nahlížení do zdravotnické dokumentace**

Předpokládaný počet kusů zdravotnické dokumentace, do které bude žadatel nahlížet: _____

Termín, ve kterém bude žadatel nahlížet do zdravotnické dokumentace: od: _____ do: _____

Přesná specifikace co bude žadatel vyhledávat ve zdravotnické dokumentaci: _____

Při nahlížení do zdravotnické dokumentace bude do každé dokumentace vložen formulář Fm-MP-G015-05-NAHLED-001. Záznam o nahlédnutí do zdravotnické dokumentace pro účely výzkumu/studie.

☒ **Ostatní**

☐ kazuistika – počet:

☐ vedení rozhovoru s pacientem FNOL – počet pacientů: _____

☐ vedení rozhovoru se zaměstnancem FNOL – počet zaměstnanců: _____ povolání: _____

K vyplnění žádosti je nutno doložit vzor rozhovoru (orientační okruh otázek).

☒ statistická data – informace o počtech např. zdravotnických výkonů, vyšetření, určité agendy (např. porodnost), přístrojích

☐ jiné (specifikujte): _____

Za které období budou data zjišťována: 1.9. 2020 - 31.12.2020

Kdy proběhne sběr dat žadatelem; od: 1.9. 2020 do: 31.12.2020

Přesná specifikace co bude žadatel zjišťovat: Měření bude probíhat na fantomu, pomocí shear wave elastografie pomocí přístupných ultrazvukových přístrojů. Budeme hodnotit rozdíly přístrojů a intraobserver a interobserver variabilitu.

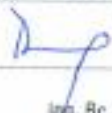
Způsob zveřejnění závěrečné/seminární práce: elektronicky, v tištěné formě

Budete FNOL uvádět jako „zdroj dat“ ve své práci? ☒ ANO ☐ NE

Poučení:

Žadatel souhlasí se zpracováním jeho osobních údajů dle zásad GDPR pro účely evidence této žádosti. Zavazuje se zachovat mlčenlivost o skutečnostech, o nichž se dozví v souvislosti s prováděným výzkumem a sběrem dat/informací.

Žadatel (datum podpis): 26.6.2020 Číhalová

Schválil (datum podpis): 

Ing. Bc. Andrea Drobiličová
Mědijské a lékařské obory
Fakulta nemocnice Olomouc

Poznámky:

Příloha 2: Souhlasné stanovisko Etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci



Fakulta
zdravotnických věd

UPOL-117313/1030S-2020

Vážená paní
Bc. Eva Číhalová

2020-14-07

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Moderní trendy v měření elasticity tkání**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,


Mgr. Lenka Mazalová, Ph.D.
předsedkyně
Etické komise FZV UP

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
Fakulta zdravotnických věd
Etická komise
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz