

**ČESKÉ VYSOKÉ  
UČENÍ TECHNICKÉ  
V PRAZE**

**FAKULTA  
BIOMEDICÍNSKÉHO  
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ  
PRÁCE**

**2018**

**PETR  
TICHÝ**



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**Fakulta biomedicínského inženýrství  
Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**

**Experimentální srovnávací studie vybraných kvalitativních parametrů  
ultrazvukových diagnostických zobrazovacích přístrojů**

**Experimental comparative study of selected qualitative parameters of  
ultrasound diagnostic imaging devices**

Bakalářská práce/Diplomová práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Hozman Ph.D.

**Petr Tichý**

---

**Kladno, květen 2018**

## Z a d á n í   b a k a l á ř s k é   p r á c e

Student: **Petr Tichý**  
Obor: Radiologický asistent  
Téma: **Experimentální srovnávací studie vybraných kvalitativních parametrů ultrazvukových diagnostických zobrazovacích přístrojů**  
Téma anglicky: Experimental comparative study of selected qualitative parameters of ultrasound diagnostic imaging devices

### Zásady pro vypracování:

Cílem práce je na vybraných ultrazvukových diagnostických zobrazovacích přístrojích posoudit jejich kvalitu a to na základě experimentálního ověření vybraných parametrů a na základě tohoto posouzení formulovat závěry pro praxi.

V teoretické části vypracujte stručný přehled jednotlivých metod, zobrazovacích režimů, sond a provedení, které se používají u ultrazvukových diagnostických zobrazovacích přístrojů. Dále zpracujte pro uvedenou

kategorii přístrojů přehled technických parametrů s jejich definicemi. Zpracujte též přehled, popis provedení a způsob použití fantomů pro ověřování kvality uvedených přístrojů. Součástí práce je i přehled aplikačních oblastí s jejich stručnou charakteristikou.

V praktické části realizujte experimentální měření na kvalitativně odlišných zařízeních s cílem porovnat vybrané kvalitativní parametry s využitím různých fantomů. Pro srovnání zvolte obecnou kategorii ultrazvukových diagnostických zobrazovacích přístrojů.

V závěru práce formuluje doporučení pro radiologického asistenta v klinické praxi.

### Seznam odborné literatury:

- [1] Ladislav DOLEŽAL, Christian KOLLMANN (eds.), Patient - Ultrasound Interaction, ed. 1, Palacký University Olomouc, 2010, ISBN 978-80-244-2656-3
- [2] GILL, Robert, The physics and technology of diagnostic ultrasound: a practitioner's guide, ed. 1, High Frequency Publishing, 2012, ISBN 978-09-872-9210-0
- [3] GILL, Robert W., Physics and technology of diagnostic ultrasound: study guide, ed. 1, High Frequency Publishing, 2016, ISBN 978-09-872-9214-8
- [4] NEČAS, Martin, Artifacts in diagnostic medical ultrasound, ed. 1, Hamilton: Antegrade Ultrasound Solutions, 2012, ISBN 978-0-987292-16-2

Zadání platné do: 20.09.2019

Vedoucí: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

Konzultant: Ing. Jan Hetflejš (MEDtechnic services, s.r.o.)

.....  
vedoucí katedry / pracoviště

.....  
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Experimentální srovnávací studie vybraných kvalitativních parametrů ultrazvukových diagnostických zobrazovacích přístrojů vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně dne 18.05.2018

.....

Podpis

## **Poděkování**

Děkuji doc. Ing. Jiřímu Hozmanovi, Ph.D., vedoucímu této bakalářské práce, za jeho trpělivost a cenné rady. Dále bych poděkoval Ing. Janu Hetfleišovi, konzultantovi práce, za jeho pomoc s provedením praktické části bakalářské práce a za poskytnutí ultrazvukových přístrojů, které byly při experimentech použity. Poděkování dále patří i zdravotnickým zařízením, které umožnily realizaci obrázků z určitých vyšetření pro teoretickou část bakalářské práce.

## **Abstrakt**

Tématem bakalářské práce byla experimentální srovnávací studie vybraných kvalitativních parametrů ultrazvukových diagnostických zobrazovacích přístrojů.

Metodou bylo využití dvou vlastních zkonstruovaných fantomů k provedení měření na vybraných ultrazvukových přístrojích. Toto měření sloužilo k posouzení kvality ultrazvukového obrazu z hlediska vhodné laterální a axiální rozlišovací schopnosti ultrazvukového přístroje. Pro účely tohoto měření byla používána lineární sonda, která vyzařuje ultrazvukové vlny rovnoběžně kolmo k vyšetřovanému objektu. Vytváří tedy obdélníkové pole ultrazvukových paprsků. Měření s užitím například konvexní sondy by bylo ovlivněno v důsledku rozbíhavosti ultrazvukových paprsků.

Cílem práce je formulace doporučení ultrazvukových přístrojů z hlediska kvality zobrazení pro lékaře, ale i radiologického asistenta v klinické praxi. Ze získaných výsledků vyplývá, že ultrazvukové přístroje patřící do tzv. „vysoké třídy“ jsou nejvhodnější kandidáti pro všeobecnou klinickou praxi v nemocničních zařízeních. Lékaři se vyplatí investice do této třídy UZ přístroje, se kterým bude moci provést co nejpřesnější diagnostiku jakékoliv orgánové soustavy, které lze vyšetřit pomocí ultrazvuku.

## **Klíčová slova**

Fantom; kvalita obrazu; kvalitativní parametry; ultrazvuk; ultrazvukové sondy; ultrazvukový přístroj; zobrazovací módy

## **Abstract**

The topic of the bachelor thesis was an experimental comparative study of the selected qualitative parameters of ultrasound diagnostic imaging systems.

The method was based on the application of the two custom designed phantoms to perform measurements on selected ultrasound imaging systems. This measurement was used to assess the quality of the ultrasound image in terms of the appropriate transverse and axial spatial resolution of the ultrasound imaging system. For the purpose of this measurement, a linear probe was used which emitted ultrasound waves in parallel to the object surface to be investigated. Thus, this probe creates a rectangular array of ultrasound beams. Measurements using, for example, a convex probe would be affected by ultrasonic beam divergence.

The aim of this thesis is to formulate recommendation of the selected ultrasound imaging systems in terms of quality of presentation for doctors, as well as radiological assistant in clinical practice. The obtained results show that ultrasound imaging systems belonging to the so-called "high class" are the most suitable candidates within the general clinical practice in hospital facilities. Doctors will be able to invest in such ultrasound imaging system class with which they can perform the most accurate diagnostics of any system organ that can be examined by ultrasound.

## **Keywords**

phantom; image quality; qualitative parameters; ultrasound; ultrasound probes; ultrasound scanner; imaging modes

## Obsah

1	Úvod.....	12
1.1	Úvod do problematiky bakalářské práce .....	12
1.2	Rozdíly diagnostického a terapeutického UZ přístroje .....	13
1.3	O historii ultrazvuku .....	14
2	Současný stav .....	16
2.1	Zvuk a ultrazvuk .....	16
2.2	Fyzikální vlastnosti ultrazvuku .....	17
2.2.1	Dopplerův jev .....	18
2.3	Účinky ultrazvuku .....	19
2.3.1	Tepelné účinky .....	19
2.3.2	Mechanické účinky .....	19
2.3.3	Fyzikálně chemické a disperzní účinky .....	19
2.3.4	Chemické a elektrochemické účinky .....	20
2.3.5	Biologické účinky .....	20
2.4	Ultrazvukový přístroj .....	21
2.4.1	Součásti ultrazvukového přístroje .....	21
2.4.2	Vznik obrazu a fyzikální jevy vznikající při ultrazvukových vyšetřeních.....	23
2.4.3	Praktické využití ultrazvuku v medicíně.....	23
2.5	Zdroje ultrazvukového vlnění .....	25
2.5.1	Ultrazvukové sondy .....	26
2.6	Ultrazvukové zobrazovací módy.....	30
2.6.1	A-mód (amplitude mode) .....	30
2.6.2	B-mód (brightness mode).....	30



2.6.3 M-mód / TM-mód (time motion mode) .....	31
2.6.4 3D a 4D zobrazení.....	31
2.6.5 Kontinuální dopplerovské systémy .....	32
2.6.6 Pulzní dopplerovské systémy .....	33
2.6.7 Power dopplerovské systémy .....	33
2.6.8 Barevné dopplerovské mapování průtoku.....	34
2.6.9 Duplexní a triplexní režim .....	35
2.6.10 Harmonické zobrazení (Tissue harmonic Imaging) .....	36
2.6.11 Elastografické zobrazení .....	37
2.6.12 Panoramatické zobrazení .....	37
2.7 Ultrazvukové fantomy.....	39
2.7.1 Definice UZ fantomů .....	39
2.7.2 Druhy fantomů .....	39
2.7.3 Využití fantomů.....	39
2.7.4 Parametry UZ přístroje, které ověřujeme pomocí fantomů .....	40
2.7.5 Výhody a nevýhody fantomů .....	40
3 Cíl práce.....	41
3.1 Definice cíle práce.....	41
3.2 Formulace jednotlivých úkolů.....	41
3.3 Stanovení a zdůvodnění pracovního postupu .....	41
4 Metodika .....	43
5 Výsledky .....	48
5.1 Vyhodnocení přínosu práce a její předpokládané využití .....	48
5.2 Výsledky měření .....	50

6	Diskuze .....	62
7	Závěr .....	73
8	Seznam použitých zkratk .....	74
9	Seznam použité literatury .....	75
10	Seznam použitých obrázků .....	77
11	Seznamu použitých tabulek .....	79
12	Seznam Příloh .....	80

# 1 ÚVOD

## 1.1 Úvod do problematiky bakalářské práce

Tato bakalářská práce se zabývá vybranými kvalitativními parametry diagnostických ultrazvukových přístrojů. Zejména se jedná o podélnou a příčnou rozlišovací schopnost ultrazvukového přístroje, které představují důležitý a nenahraditelný základ diagnostického obrazu.

Promotorem mé bakalářské práce se stal zájem o diagnostické přístroje, které k vytvoření obrazu využívají jiné zdroje energie, než-li je ionizující záření.

Vyšetření ultrazvukem je běžně dostupnou a dlouho známou zobrazovací metodou. Od svého vzniku ultrazvukové přístroje a jeho využití prodělaly jako ostatní technika velkou proměnu. Ať se již jedná o rozměry přístroje, anebo nové zobrazovací módy. Ovšem i přes výše uvedené skutečnosti, nastávají v dnešní době jistá úskalí. Nynější obrovský výběr diagnostických UZ přístrojů s novými a stále se vyvíjejícími možnostmi začal představovat určitou bezradnost, jak vybrat ten pravý UZ přístroj. V nemocničních zařízeních mnohdy dochází k tomu, že si lékař daný přístroj půjčí například jen na půl roku od disponující firmy a po uplynutí této doby si nechá lékař přivést jiný. Touto cestou tak až v přímé praxi porovnává dané přístroje, s kterými se mu pracovalo dobře a měly podle něj dobrou kvalitu zobrazení.

Je zřejmé, že každý jsme jiný a tím tedy každý jinak budeme hodnotit vzniklý obraz. I vzhledem k této skutečnosti je objektivní hodnocení obtížné, protože se na určení kvality zobrazení musí užívat tzv. fantomy, tedy ekvivalenty k tkáni pacienta. Je to z důvodu, aby byly zajištěny neměnné podmínky, které zde představují nezměněnou polohu určitého předmětu umístěného ve fantomu, který budeme ultrazvukem prohlížet. Měření obrazových parametrů se nemůže provádět přímo na pacientech, protože je každý pacient jiný a dokonce v samotném pacientovi by docházelo k pohybům sledovaných struktur.

Tato práce by měla posloužit jako další krok k lepšímu rozlišení ultrazvukových přístrojů a usnadnit i urychlit lékaři výběr daného přístroje, který mu bude přinášet nejlepší kvalitu diagnostického obrazu.

## 1.2 Rozdíly diagnostického a terapeutického UZ přístroje

U terapeutického ultrazvukového přístroje je využíváno přesné a cílené aplikace jeho fyzikálních účinků na tkáňové struktury. Jedná se o tepelné, ale i destruktivní účinky například při léčbě urolithiáz a cholelithiáz. Urolithiáza a cholelithiáza představuje onemocnění, projevující se vytvořením kamenů. V případě urolithiázy se jedná o přítomnost kamene v močových cestách, v případě cholelithiáz o kámen žlučových cest. Tyto kameny jsou na místo invazivní operace, pokud se samozřejmě jedná o diagnózu, kterou lze takto řešit, rozbity působením ultrazvuku. Vzniklé kameny v sobě obsahují mikro prostory vyplněné vzduchem. Ultrazvukové vlny způsobí v těchto prostorách změny tlaku, které vedou k rozpadu kamene na drobný písek či menší části. Takto rozbitý kámen může následně opustit danou anatomickou strukturu přirozeným vyloučením. [5]

Pokud bychom hovořili o tepelných účincích, těch je též mnohdy využíváno. Jako příklad můžeme uvést užití terapeutického UZ přístroje při onkologické léčbě. Běžná onkologická léčba je prováděna ozařováním nádoru ionizujícím zářením. Doplněním této léčby však bývá i tzv. hypertermie. Hypertermie je lékařská technika využívající záměrného zvýšení teploty dané struktury. Existují i jiné principy ohřátí tkáně, které jsou při hypertermii užívané. V případě ultrazvuku se jedná opět o jeho absorpci ve tkáni. Ultrazvukové vlny předají svou energii molekulám tkáně, která způsobí jejich rozkmitání. Rozkmitané molekuly vykonávají práci a tím dochází k tvorbě tepla. Cévy v nádoru ovšem nedokáží reagovat na zvýšenou teplotu a dochází k destrukci nádorových buněk.

Terapeutický UZ přístroj využívá frekvenční rozsah 800 - 1000 kHz, popřípadě 100 – 300 kHz. Nižší frekvence nám zabezpečí průnik vlnění do větších hloubek tkáně. Intenzitou se pohybuje mezi 0,7 až 3 W · cm<sup>-2</sup>. Doba expozice dané oblasti těla je obvykle od 2 do 5 minut [5].

Diagnostické ultrazvukové systémy využívají naopak co nejmenší energii, která ovšem ještě zabezpečuje dobrou diagnostickou informaci. Chceme totiž neinvazivně zjistit, co se ve tkáni děje bez poškození tkáně. Diagnostické ultrazvuky využívají nízkých intenzit vlnění, které nezpůsobí ohřátí tkáně více než o 1 °C. Obecně tedy platí, že diagnostika pouze zobrazuje danou patologii a léčbu dále zajišťují již terapeutické přístroje o vyšších intenzitách UZ vlnění.

### 1.3 O historii ultrazvuku

Již v 18. století se objevuje termín ultrazvuk, kdy italský biolog Lazzaro Spallanzani sledoval navigační schopnosti netopýrů [3].

Roku 1829 definoval švýcarský fyzik Jean Daniel Colladon rychlost zvuku ve vodě Ženevského jezera. Později Johann Christian Doppler v roce 1842 učinil závěr, že frekvence určitého zdroje vlnění se odlišuje, dochází-li k pohybu zdroje vlnění nebo pozorovatele a mění se jejich vzájemná vzdálenost. Zvukové vlnění bylo v této době středem pozornosti nejen Johanna Christiana Dopplera, ale i dalších fyziků, kteří se snažili definovat vlastnosti zvuku [3].

Piezelektrický jev byl objeven bratry Curieovými v roce 1880. Tento objev umožnil současné vysílání a příjem ultrazvukového vlnění. S touto událostí též došlo k rozvoji navigačních systémů v oblasti vojenské. Ultrazvukové vlny byly využívány k orientaci ponorek [3].

Ve 20. letech 20. století nastala výroba prvních radarů. Právě radar se stal primárním předchůdcem ultrazvukových systémů využívaných v medicíně ve 40. letech. Dříve ve 30. letech se užíval ultrazvukový přístroj v hutnictví k nalézání dutin, vzniklých při zpracování určitých materiálů [3].

Od vzniku prvního ultrazvukového přístroje roku 1952, docházelo k jeho velice rychlému vývoji. První přístroje disponovaly pouze jednorozměrným zobrazením. Na takovém přístroji bylo možné vidět jen rozhraní mezi tkáněmi v podobě křivek na obrazovce. S rozvojem techniky jsme neměli jednorozměrné, ale dvojrozměrné zobrazení, postup nastával i v barevnosti a dalších parametrech obrazu od černobílého k barevnému a od statického k dynamickému zobrazení. Kvalita obrazu a tím i diagnostická informace dosahuje dnes s pomocí nové elektroniky, digitalizace a výpočetních systémů mnohem vyšší úrovně. Ultrazvukový přístroj je ovšem od svého vzniku, z principu stejný [3].

První využití ultrazvuku v medicíně se datuje v roce 1920. V této době se ale nejedná o použití přístroje pro získání diagnostické informace, nýbrž o aplikaci jeho terapeutických účinků. Tyto účinky pozoroval Paul Langevin, který při experimentu s ultrazvukem usmrtil skupinu ryb [4].

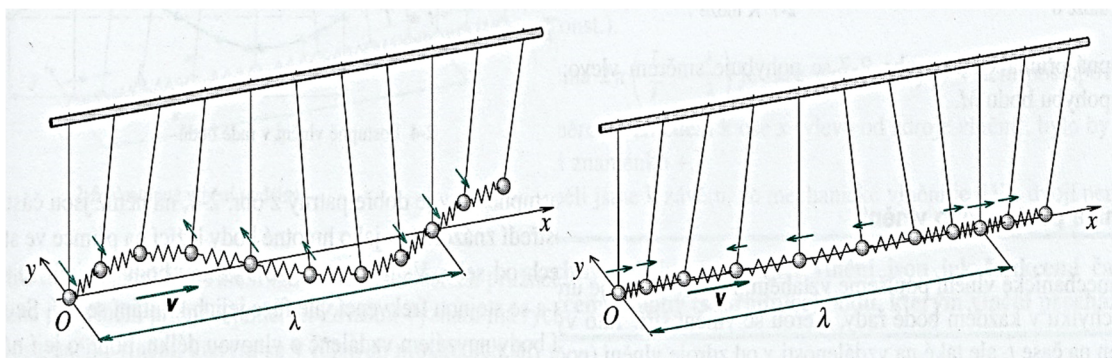
Ultrazvuk s vysokou intenzitou byl používán při mnoha chirurgických zákrocích. Například Williamem Fryem a Russellem Mayersem k odstranění části bazálních ganglií při Parkinsonově chorobě. Dále je užíván k rozdrčení patologicky utvořených kamenů v lidském těle a k rehabilitaci [4].

## 2 SOUČASNÝ STAV

### 2.1 Zvuk a ultrazvuk

Nauka o zvuku se nazývá akustika. Akustiku můžeme dělit na akustiku fyzikální a fyziologickou. Fyzikální akustika se zabývá intenzitou zvuku, jeho frekvencí atd. Fyziologická akustika zkoumá sluch a řeč, například z hlediska hlasitosti a výšky zvuku.

Zvuk je mechanické kmitání částic zdroje zvuku, které se šíří pružným prostředím formou vlnění. Zvuk se v látkách pohybuje jako postupné vlnění podélné a příčné. Podélné mechanické vlnění znamená, že částice prostředí kmitají kolem své rovnovážné polohy ve směru pohybu celé vlny. U příčného vlnění kmitají částice ve směru kolmém na směr šíření vlnění [1].



Obrázek 2 Ukázka příčného vlnění [2]

Obrázek 1 Ukázka podélného vlnění [2]

Na základě frekvence zvuku můžeme zvuk rozdělit na infrazvuk a ultrazvuk. Lidský sluch vnímá zvuk, podélné mechanické vlnění, o frekvencích od 20 Hz do 20 000 Hz. Pojmem ultrazvuk se rozumí zvuk o frekvenci vyšší než 20 kHz. Ultrazvuk se nachází nad hranicí slyšitelnosti. Výjimku tvoří určitá zvířata, která ultrazvuk slyší a využívají jej pro orientaci v prostoru.

## 2.2 Fyzikální vlastnosti ultrazvuku

Rychlost šíření ultrazvukových vln velmi ovlivňují fyzikální vlastnosti a teplota prostředí, ve kterém se vlnění šíří. Jednou takovou vlastností je hustota prostředí, která čím je větší, tím je rychlost šíření větší. Větší rychlost je totiž způsobena kratší vzdáleností mezi jednotlivými částicemi materiálu. Kmitavý pohyb se předává mezi těmito částicemi rychleji [5].

Rychlost vlnění  $v$  je v kapalném a plynném prostředí dána:

$$v = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad [m \cdot s^{-1}]$$

$K$ .....modul objemové pružnosti prostředí  
 $\rho$ ..... hustota prostředí

Například v kostech, jež mají větší hustotu než měkké tkáně, se ultrazvuk šíří rychleji v podobě příčného vlnění. V tekutinách a měkkých tkáních se ultrazvuk šíří vlněním podélným. Tabulka rychlostí ultrazvuku viz příloha.

Další veličinou je akustická impedance, která vyjadřuje odpor, který prostředí klade ultrazvukovému vlnění. Je definována jako součin hustoty prostředí a rychlosti šíření ultrazvukových vln [4].

$$Z_{ak} = \rho \cdot v \quad [N \cdot s \cdot m^{-3}]$$

Koeficientem odrazu rozumíme podíl amplitudy (energie) vyslaného a odraženého ultrazvukového vlnění. Koeficient odrazu je závislý na akustické impedanci prostředí.

$$R_A = \left| \frac{Z_{ak2} - Z_{ak1}}{Z_{ak2} + Z_{ak1}} \right| \cdot 100 \quad [\%]$$

$R_A$ .....koeficient odrazu  
 $Z_{ak1}$ .....akustická impedance prostředí č. 1  
 $Z_{ak2}$ .....akustická impedance prostředí č. 2

Jestliže bychom získali výsledek, kdy  $R_A$  se rovná 1, znamená to, že nastal úplný odraz ultrazvukového vlnění [5].



### 2.2.1 Dopplerův jev

Dopplerův jev je pojmenován po rakouském fyzikovi a matematikovi Johannu Christianovi Dopplerovi, jenž v roce 1842 popsal tento jev. V medicíně byl Dopplerův efekt poprvé užit k výpočtu krevního toku v roce 1956 [6].

Dopplerův efekt je fyzikální jev, kdy pohybuje-li se zdroj zvuku o konstantní výšce tónu směrem k pozorovateli, vnímá pozorovatel výšku tónu vyšší, než je výška skutečná. Naopak vzdaluje-li se zdroj zvuku od pozorovatele, vnímá pozorovatel tón s frekvencí nižší, než je skutečná. Ke stejnému jevu dochází, když se poloha zdroje vlnění nemění, ale mění se poloha pozorovatele.

Rozdíl mezi frekvencí zdrojem vysílanou a pozorovatelem přijímanou je tím větší, čím rychleji se zdroj vůči pozorovateli pohybuje. Tyto dopplerovské principy ovšem platí i pro ostatní druhy vlnění a jeho matematické vyjádření je následující:

$$f = f_0 \frac{v}{v \pm v_{s,r}}$$

kde  $v$  je rychlost vln v dané látce a  $v_{s,r}$  relativní radiální rychlost zdroje vůči pozorovateli (kladné znaménko před rychlostí  $v_{s,r}$  znamená přibližování, záporné pak vzdalování)[5].

Při vyšetřování nepohyblivých struktur se frekvence vyslaného i přijatého vlnění neodlišuje. Tato skutečnost ale neplatí při vyšetření dopplerovskými systémy. Frekvence vlnění se mění při odrazu od pohybujícího se objektu, kterým je suspenze krvinek v lumen cévy. Rozdíl mezi frekvencí přijímaného a vysílaného vlnění je dopplerovský frekvenční posuv. Velikost posuvu je přímo úměrná rychlosti toku krve v cévě, vektorové složce rychlosti toku rovnoběžné se směrem vlnění. Z výpočtu posuvu lze určit rychlost krevního toku. Tuto závislost vyjadřuje dopplerova rovnice:

$$v = \frac{F_d \cdot c}{2F_v \cdot \cos \theta}$$

v....rychlost toku krve
F <sub>v</sub> ....frekvence vyslané vlny
F <sub>d</sub> ....frekvence dopadající vlny
c....rychlost UZ v krvi (1540 m/s)
θ....úhel dopadu UZ vlny

Při určování rychlosti toku v cévě polohujeme sondu tak, aby úhel mezi sondou a cévou byl co nejmenší [6].

## 2.3 Účinky ultrazvuku

Podobně jako při šíření elektromagnetického vlnění, které prochází materiálem, nastává absorpce energie též u ultrazvukového vlnění. Účinky ultrazvuku se projevují pohlcením jeho energie ve tkáni. Energie pohlceného vlnění tkání je závislá na prostředí, velikosti plochy, na kterou dopadá a na době expozice. Koeficient zeslabení se vyjadřuje v jednotkách  $\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$ . Počáteční energie ultrazvuku bude po průchodu absorbující látkou o násobek koeficientu zeslabení a tloušťky prostředí menší. Velikost absorpce je přímo úměrná frekvenci. Čím vyšší frekvence UZ, tím roste jeho absorpce. Útlum ultrazvukové intenzity je také větší v plynném prostředí než v prostředí kapalném. Tento jev je důvodem užití ultrazvukového gelu při vyšetřeních, protože by jinak docházelo k velké absorpci ultrazvuku vzduchem mezi sondou a tkání [1,5].

### 2.3.1 Tepelné účinky

Tepelný účinek UZ vlnění se nejvíce ukazuje v plynech, v důsledku větší absorpce vlnění. Platí závislost, čím vyšší je frekvence vlnění, tím více tepla vznikne. Při absorpci dochází k předání energie UZ vlnění molekulám tkáně, které se rozkmitají. Kmitavý pohyb molekul tvoří ve tkáni teplo [1,5].

### 2.3.2 Mechanické účinky

Periodické zhušťování a zředování částic prostředí způsobuje tlakové změny. Ty mohou v malých objemech zapříčinit mechanické rozrušení různých materiálů. Výsledným efektem těchto účinků je kavitace nebo-li vznik vakuových bublinek. V bublinkách vzniká, vlivem velké absorpci ultrazvuku, teplo které způsobí expanzi a jejich roztržení [5].

### 2.3.3 Fyzikálně chemické a disperzní účinky

Za určitých podmínek mohou vést k urychlení chemických reakcí. Při dostatečných intenzitách UZ vln lze dosáhnout drolicích a rozmělnovacích účinků na látku. Tento typ UZ vlnění můžeme aplikovat v medicíně k přípravě suspenzí, emulzí, pěn a aerosolů. Pomocí ultrazvuku se rozptylují látky v jiných látkách. Tohoto jevu je využíváno při mísení léčiv ve vodě nerozpustných. Koagulační účinky ultrazvuku, ke kterým dochází v plynech, způsobují, že se částice vzduchu shlukují, stanou se těžšími a klesají k zemi. Koagulačními účinky se provádí čištění plynů [5].

### **2.3.4 Chemické a elektrochemické účinky**

Ultrazvukovým vlněním můžeme rozštěpit určité vysokomolekulární látky a nebo vyvolat polymerizaci [5].

### **2.3.5 Biologické účinky**

Biologické účinky jsou závislé na intenzitě, frekvenci a době expozice. Některými účinky jsou zvýšení propustnosti membrán, zvýšení metabolismu tkáně, porušení vodivosti nervů, změna pH tkání [5].

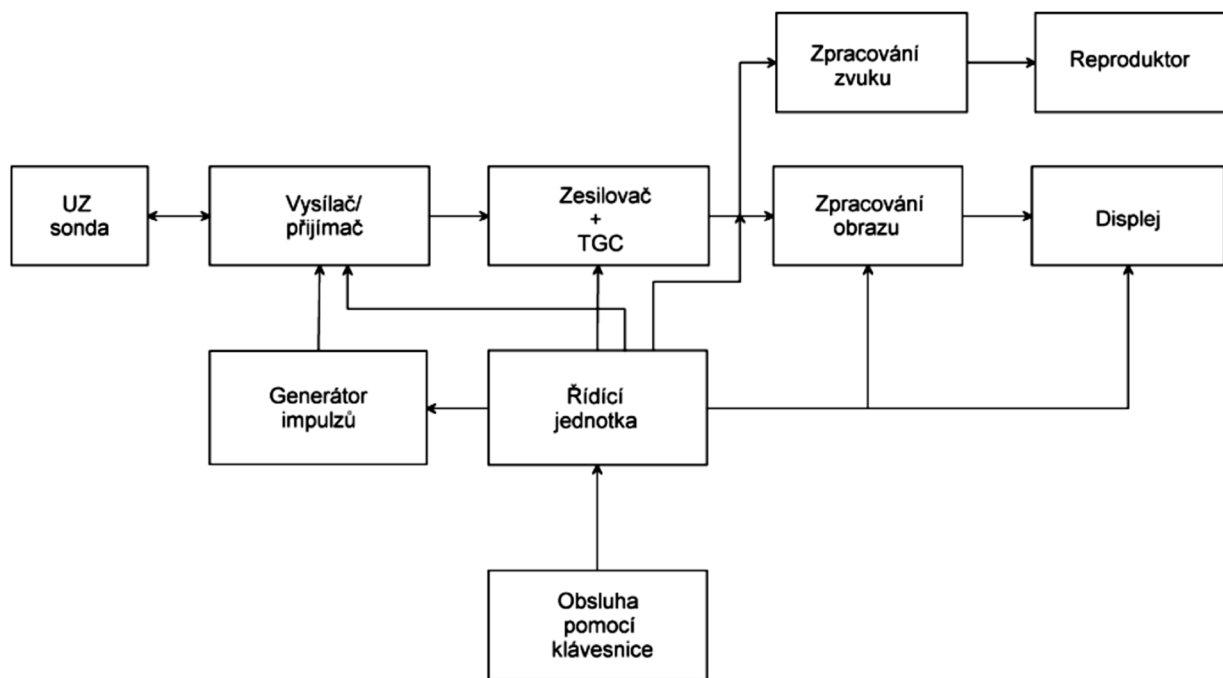
Ultrazvuk o intenzitě do  $1,5 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$  má účinky pozitivní, jedná se o intenzitu diagnostických přístrojů. Intenzita do  $3 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$  způsobuje v cytoplazmě tvorbu vakuol a tukových kapiček. Vyšší intenzity nad  $3 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$  vedou k destrukci buněčného jádra, denaturaci bílkovin a enzymů vlivem tepelných a chemických účinků vlnění, což způsobí lokální nekrózu tkáně [5].

## 2.4 Ultrazvukový přístroj

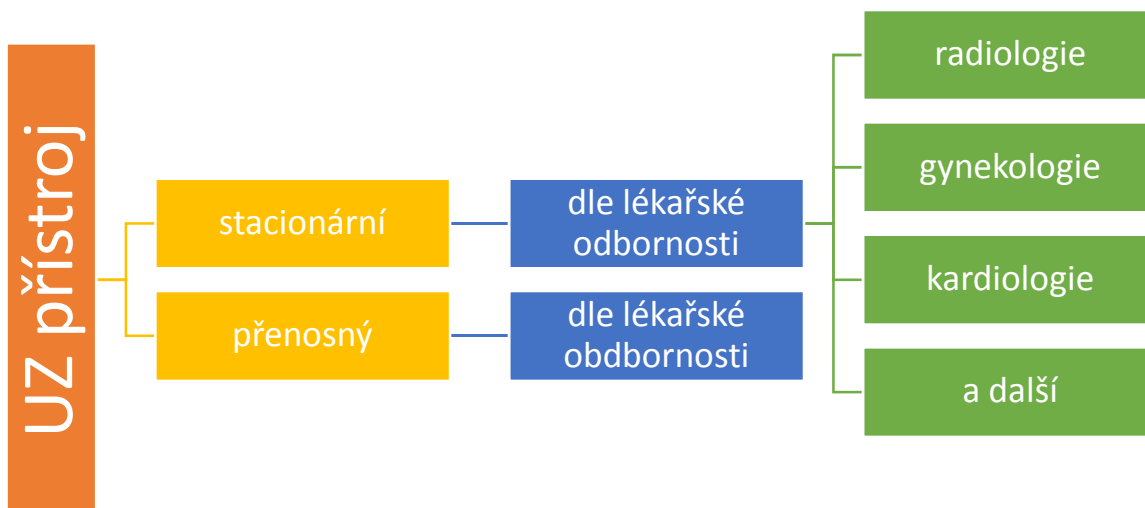
### 2.4.1 Součásti ultrazvukového přístroje

Ultrazvukový nebo-li sonografický přístroj se skládá ze dvou hlavních součástí. První je ultrazvuková sonda obsahující piezoelektrické elementy, jež vysílají a přijímají ultrazvukové vlny. Druhá součást systému představuje počítačovou jednotku, která zabezpečuje vyslání, příjem UZ vln, dále zpracování a převedení elektrického signálu, vzniklého v sondě, na viditelný obraz [5].

Ultrazvukový přístroj můžeme zařadit mezi tomografické zobrazovací systémy. V praxi to znamená, že tyto systémy, nemluvíme-li o 3D/4D módu, zobrazují přirozený řez danou tkání. Nepotřebují tedy nic rekonstruovat na rozdíl od výpočetně tomografických systémů, kam řadíme například CT, MR, SPECT a PET přístroje [5].



Obrázek 3 Blokové schéma UZ přístroje



Obrázek 4 Schéma základního rozlišení a využití ultrazvukového přístroje.



Obrázek 6 Fotografie stacionárního UZ přístroje.



Obrázek 5 Fotografie přenosného UZ přístroje.

## 2.4.2 Vznik obrazu a fyzikální jevy vznikající při ultrazvukových vyšetřeních

Zobrazování určitých orgánů a tkání pomocí ultrazvukových vln nazýváme sonografické vyšetření. Ultrazvukový obraz je získáván z odrazů ultrazvukových vln na rozhraní tkání. Na něm dochází k odrazu a část vlnění pokračuje k hlouběji uloženým rozhraním, kde nastává tentýž proces. Rozdílné akustické impedance tkání způsobují proměnné odrazy UZ vlnění a tvoří tak 2D obraz. Odrazy UZ vln tedy vznikají na každém rozhraní dvou různých tkáňových prostředí a liší se:

- a) intenzitou, kdy čím je větší rozdíl akustické impedance, tím je odraz větší;
- b) prostorovou orientací; směr odkud vlnění přichází;
- c) časovým zpožděním mezi okamžikem vyslání a vyhodnocením odrazu.

Pojmem echogenita označujeme schopnost tkání odrážet UZ vlny. Obecně se jedná ve většině případů o zobrazení řezu ve směru osy UZ sondy určitého orgánu v podobě stupňů šedi. Na základě těchto odstínů šedi je možné hodnotit strukturu tkáně, její nepravidelnosti popřípadě danou patologii. Vzhled tkání v obraze ovlivňuje množství vody, kterou v sobě obsahují. Ultrazvukové vlnění dobře prochází kapalným prostředím a na obraze se objevuje v černé barvě. Naopak od pevných látek a plynů, tedy například od kosti, kamene v ledvinách, či střevních plynů se veškeré ultrazvukové vlnění odrazí. Ve výsledném obraze se jeví jako bílé struktury [5].

Kosti a plíce, vzhledem k tomu, že ultrazvuk silně odrážejí, nelze vyšetřovat, protože vidíme jen jejich přivrácený povrch. Problém nastává i v případě, kdy bychom chtěli vyšetřit tkáně uložené za kostí, nebo vzdušným orgánem. Za těmito strukturami, které velice odrážejí ultrazvuk, vzniká tzv. akustický stín. Ultrazvukové vlnění se tam nešíří [5].

## 2.4.3 Praktické využití ultrazvuku v medicíně

Ultrazvuk je používán mnoha obory medicíny, ale i veteriny. Za širokými možnostmi dnešních UZ přístrojů stojí jejich technologický pokrok, který umožnil jeho miniaturizaci. K provedení vyšetření postačí přenosný UZ přístroj ve velikosti menšího kufru.

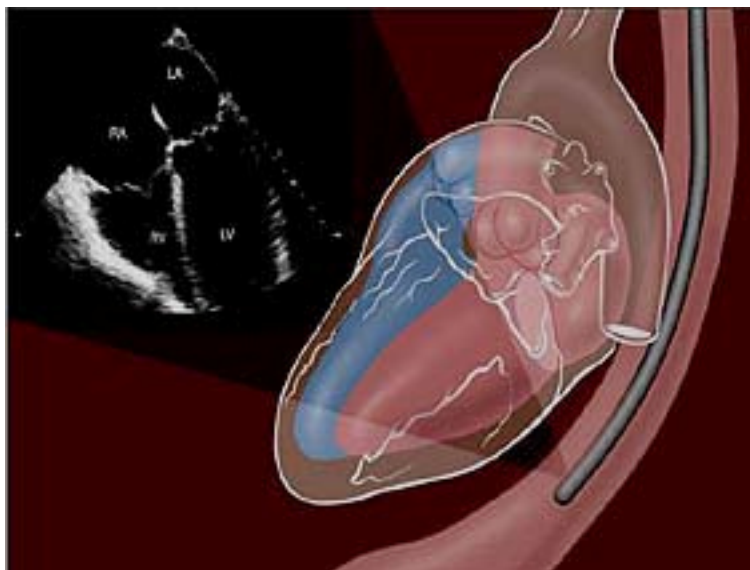
V kardiologii slouží k diagnostice nejrůznějších srdečních onemocnění, kam patří vrozené vady či nádory. Velkým přínosem je dopplerovské vyšetření, které umožňuje mapování jednotlivých krevních toků, výpočet tlaku krve a znázornění průchodnosti cév [5].

V gynekologii zobrazuje strukturu a funkci jednotlivých orgánů plodu, jeho celkovou velikost nebo množství plodové vody. Mimo vyšetření plodu se jedná o diagnostiku děložních myomů, cyst, zánětlivých ložisek atd [5].

Ultrazvukový přístroj je též hojně používán na urgentních příjmech, kde se jeho prostřednictvím, provádí rychlé zobrazení orgánů hrudníku, břicha a pánve pacienta k průkazu patologické tekutiny či vzduchu [5].

V ortopedii hovoříme o vyšetření kloubů dospělých i dětí. Metoda sloužící k hodnocení hustoty kostí se nazývá denzitometrie. Vyšetření je založeno na měření UZ vln po průchodu vyšetřovanou oblastí. Rozptýlené UZ vlny na povrchu kosti navíc poskytuje informaci o kvalitě kosti [5].

Ultrazvukové vyšetření je možné provést i uvnitř dané anatomické struktury. Jedná se o tzv. endoskopické vyšetření. Klasický endoskop obsahuje na svém konci, který zavádíme do určité anatomické struktury, kameru se zdrojem světla. Obraz získaný malou kamerou je kontinuálně přenášen na televizní obrazovku. Rozdílem ultrazvukového vyšetření endoskopem se tedy od klasické endoskopie liší zaváděným koncem endoskopu. Takový endoskop již nesbírá obraz dané struktury pomocí kamery, ale pomocí miniaturizované ultrazvukové sondy. Ultrazvuková sonda poskytuje tak ultrazvukový obraz zevnitř určitého orgánu. Jako příklad takového vyšetření můžeme uvést tzv. jícnovou echokardiografii.



Obrázek 7 Ukázka jícnové echokardiografie. [7]

## 2.5 Zdroje ultrazvukového vlnění

Získat ultrazvukové vlnění lze následujícími způsoby:

1. mechanickými generátory;
2. magnetostrikčními generátory;
3. piezoelektrickými elementy.

V prvním případě jsou zdrojem ultrazvukových vln malé ladičky či malé píšťalky, které jsou schopné docílit frekvence kolem 40 kHz [5].

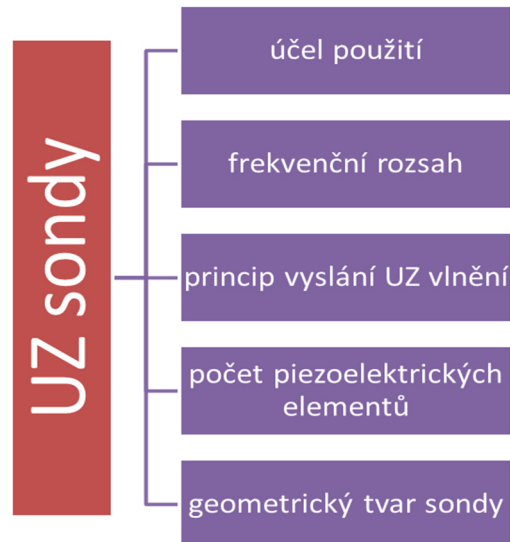
V případě číslo 2 se jedná o využití magnetostrikčního jevu. Jestliže působí proměnné magnetické pole na feromagnetickou tyčinku, jež je vyrobena ze železa nebo niklu, dochází k její objemové a délkové změně. I přes velký výkon magnetostrikčních generátorů, lze jimi vytvořit ultrazvuk jen zhruba v desítkách kHz. Ačkoliv ultrazvuk vytvořený tímto způsobem má omezené využití, jeho místo je na stomatologii. Zde je užíván k odstranění zubního kamene a kazu. K jejich odstranění dojde vznikem ničivých kavitacních jevů na periférii kamene [5].

Třetí a nejčastější možností, jak vyrobit ultrazvuk je princip založený na piezoelektrickém jevu. Tyto piezoelektrické jevy známe dva; přímý a nepřímý. Přímým piezoelektrickým jevem se tvoří elektrická polarizace, jestliže dojde k stlačení či roztažení pevného dielektrika z polárních molekul. Ze stran, které se nacházejí na destičce proti sobě a jsou tvořené piezoelektrickým dielektrikem, získáváme opačné náboje. Nepřímý piezoelektrický jev znamená, že na destičky přivádíme střídavý elektrický proud a ten způsobí jejich periodické zmenšování a zvětšování. Dostáváme tedy kmitavý pohyb. Frekvence kmitání piezoelektrického elementu odpovídá frekvenci elektrického proudu. Ovlivněním frekvence přiváděného elektrického proudu do sondy, se mění frekvence a tím i vlnová délka samotného ultrazvukového vlnění. Piezoelektrické elementy jsou uloženy v sondě. Slouží jako vysílač ultrazvukových vln a zároveň jako přijímač vln odražených. Piezoelektrické elementy zastávají tedy dvojí funkci. Při vysílání přivádíme proud k elementu, který ho změní na mechanické vlnění. Odražené ultrazvukové vlny z tkáně zpětně deformují piezoelektrický měnič, a tím vytváří elektrický signál, jež je přiveden do počítačové jednotky ke zpracování na viditelný obraz [5].



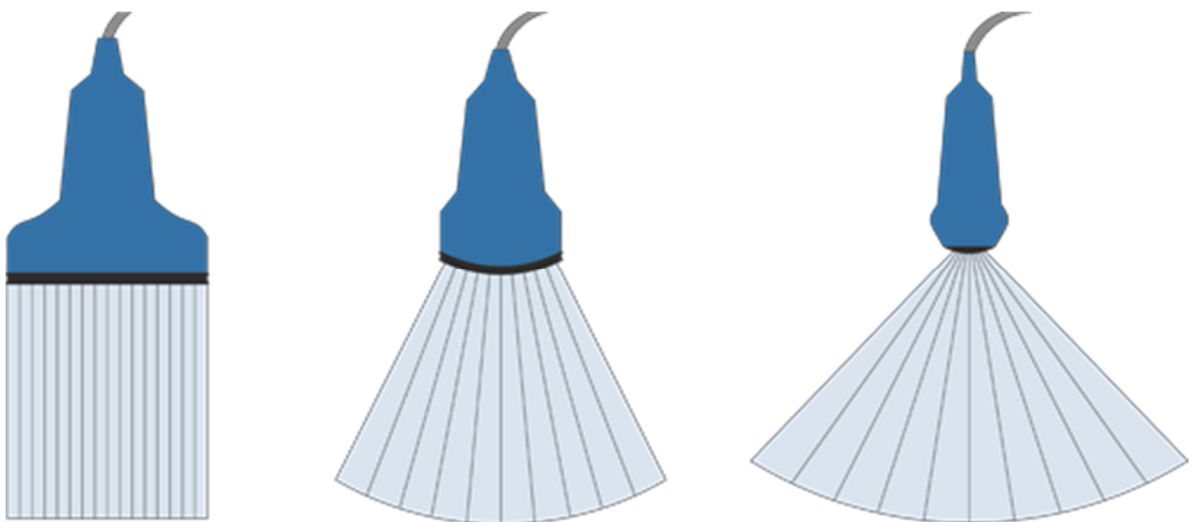
### 2.5.1 Ultrazvukové sondy

Ultrazvukové sondy jsou součástí ultrazvukových přístrojů. Obsahují v sobě piezoelektrické elementy, jež zabezpečují vyslání a příjem ultrazvukových vln.



Obrázek 8 Schéma dělení ultrazvukových sond.

Na frekvenci sondy velice závisí kvalita výsledného obrazu. Při vyšších frekvencích sond získáváme lepší prostorové rozlišení, ale je snížena hloubka dosahu vlnění. Naopak nižší frekvence sond nám zabezpečí vidět do větších hloubek, ovšem při současném poklesu prostorového rozlišení.



Obrázek 9 Ukázka ultrazvukových polí jednotlivých sond, zleva lineární, konvexní, sektorová. <sup>[8]</sup>

### 2.5.1.1 Mechanické sondy

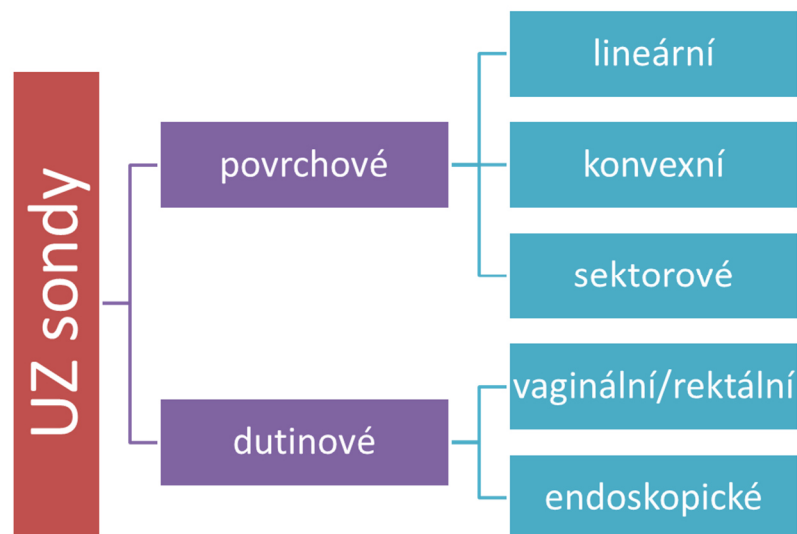
Mechanické sondy pracují na principu mechanického vychylování ultrazvukového svazku, který je vysílán krystaly umístěnými na otáčející se hlavici sondy. Pohyb hlavice sondy je tedy rotační a skenuje prostor ve tvaru vějíře. Jedná se o sondy staršího typu, které umožňují sektorové zobrazení v B-módu v reálném čase, ale neumožňují barevné dopplerovské mapování.



Obrázek 10 Mechanická ultrazvuková sonda.

### 2.5.1.2 Elektronické sondy

Elektronické sondy pracují na principu elektronického vychylování ultrazvukových paprsků.



Obrázek 11 Schéma dělení základních ultrazvukových sond.

## Ad povrchové sondy)

Sektorové sondy jsou fázově řízené sondy, u nichž všechny měniče v krátké řadě jsou buzeny současně, ale s jinou fází a ultrazvukový svazek má velmi úzkou základnu. Výhodou fázově řízené sondy je průnik ultrazvukového svazku mezižebním oknem bez rušivých stínů skeletu. Nevýhodou této sondy je špatné prostorové rozlišení na malou vzdálenost.

Fázově řízené sondy jsou užívány v kardiologii a k vyšetření hlavy prostřednictvím fontanely u dětí.

Konvexní sondy představují takové sondy, kdy piezoelektrické měniče jsou uspořádány v konvexně vyklenuté řadě. Na obrazovce má sektor tvar trapezoidu. Výhodou sondy jsou dobré rozlišení na malou vzdálenost a dále relativně i do větších hloubek tkáně. Její lehké zakřivení kontaktní plochy zabezpečuje vyloučení stínů ze střevních plynů při tlaku sondou. Tyto sondy pracují přibližně na frekvencích od 2,5 – 3,5 MHz.



Obrázek 12 Konvexní sonda.

Lineární sonda je typem základní a nejpoužívanější ultrazvukové sondy (má široké spektrum vyšetření, ke kterým tuto sondu použijeme), její měniče v přímé řadě jsou buzeny postupně za sebou. Na obrazovce má sektor tvar obdélníku, kde šíře odpovídá šířce samotné sondy a počet svislých obrazových řádků koresponduje s počtem piezoelektrických měničů. Tvoří se tedy pravoúhlý obraz, sonda vysílá ultrazvukové vlny paralelně. Disponuje dobrým prostorovým rozlišením na malé vzdálenosti.

Mínusem bývá průnik vzduchu mezi sondu a tělo pacienta, způsobený velkou kontaktní plochou a vliv stínění skeletu, plic a střevních plynů. Lineární sondy obvykle pracují při vyšších frekvencích 5 – 10 MHz.



*Obrázek 13 Lineární sonda.*

### **Ad dutinové sondy)**

Dutinové sondy představují soubor sond, které jsou zaváděny do dutin lidského těla. Názvy jednotlivých sond odpovídají daným vyšetřovaným oblastem. Jedná se tedy o sondu vaginální, užívanou při těhotenském vyšetření, nebo esofageální sondu k zobrazení jícnu. Endoskopická sonda je v podstatě podobná endoskopu využívaného v gastrokopii, kdy místo světelného zdroje na konci endoskopu je umístěna malá UZ sonda. Pomocí takového endoskopu lze provést například tzv. jícnovou echokardiografií.

Existují i další UZ sondy, které též nesou názvy dle vyšetřované oblasti těla, a které jsou tedy na danou oblast specializované.

## 2.6 Ultrazvukové zobrazovací módy

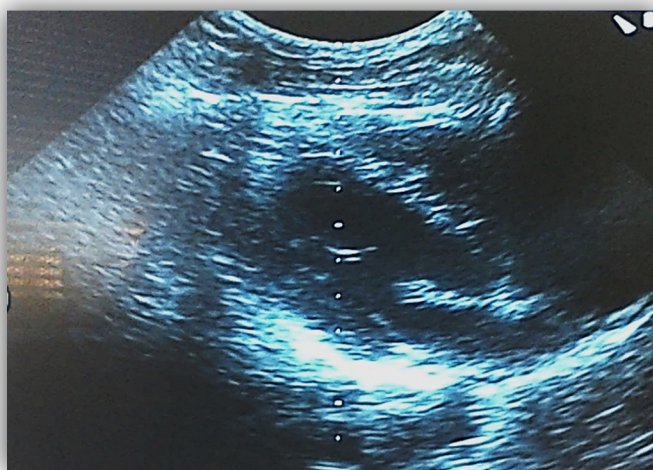
### 2.6.1 A-mód (amplitude mode)

A-mód poskytuje nejjednodušší a jednorozměrné zobrazení ultrazvukového signálu. Z každého rozhraní jednotlivých tkání získává A-mód výchylky (amplitudy) odraženého ultrazvuku. Tyto výchylky jsou následně ilustrovány na obrazovce v podobě odstupů, které odpovídají vzdálenostem jednotlivých akustických rozhraní ve tkáni. Velikost amplitudy reprezentuje množství odražené ultrazvukové energie a umístění výchylek určuje polohu odrazu signálu.

Výstupem vyšetření dané tkáně je křivka ukazující závislost intenzity odraženého signálu na čase uplynulém od vyslání signálu. Jednorozměrný A-mód se dnes využívá v oftalmologii například při určování optické mohutnosti a dále v otorinolaryngologii [5].

### 2.6.2 B-mód (brightness mode)

B-mód je dvojrozměrné zobrazení dané tkáně, které je vyobrazeno pomocí pixelů na obrazovce. Každému z pixelů je přiřazen jas, který odpovídá intenzitě odrazů ultrazvukových vln. Tedy čím je echogenita tkáně větší, tím světlejší obraz získáme. V měřené oblasti mají jednotlivé pixely v obraze takovou polohu, která koresponduje s místem odrazu určitého ultrazvukového paprsku. Z výstupu vyšetření získáme linii tvořenou pixely o různém jas. Abychom mohli zobrazit každé pixely na obrazovce, užívá se stupnice šedi o zhruba 128 až 256 odstínů. Na obrazovce při použití b-módu se vrcholy křivky A-módu zobrazují jako jasné body, zatímco nulová linie A-módu se jeví jako tmavá místa [5].

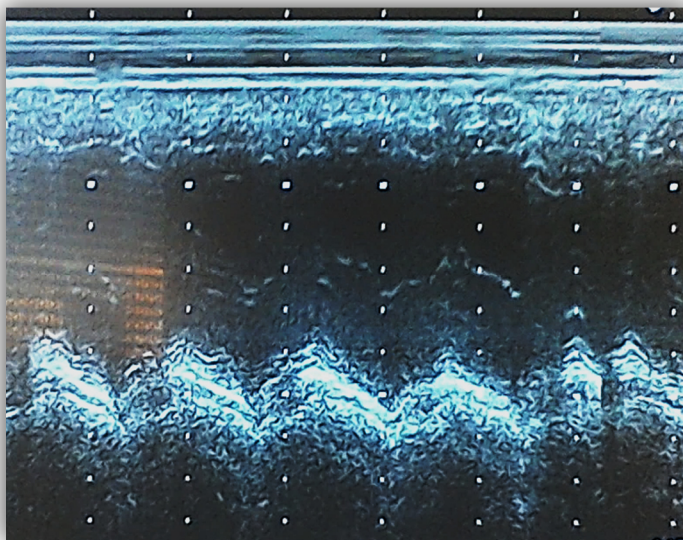


Obrázek 14 Ukázka B-módu při vyšetření srdce.

### 2.6.3 M-mód / TM-mód (time motion mode)

Název tohoto módu vychází z anglického slova „motion“ tedy pohyb. Jedná se o jednorozměrné zobrazení orgánů, které jsou v pohybu. M-mód představuje A-mód či B-mód, zobrazené v čase.

M-mód je využíván na kardiologických odděleních k ultrazvukovému vyšetření srdce [5].



Obrázek 15 Ukázka M-módu srdeční činnosti.

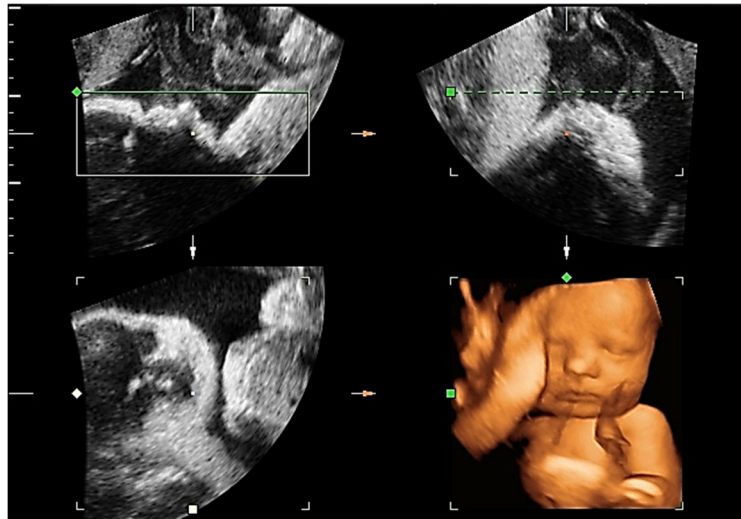
### 2.6.4 3D a 4D zobrazení

3D zobrazení je takové zobrazení, které ke stávajícím dvěma rozměrům ultrazvukového obrazu přidává třetí rozměr, tedy hloubku. 3D obraz vzniká pomocí počítačové rekonstrukce řady za sebou ležících dvojrozměrných řezů. K provedení 3D rekonstrukce jsou nutná data o poloze každého řezu. Abychom docílili těchto informací, bylo by nutné užití:

1. mechanismu, který by nám posouval ultrazvukovou sondu nad vyšetřovanou oblastí;
2. sondy s integrovaným snímačem polohy;
3. jednorozměrné řady piezoelektrických elementů, které budou disponovat úhlovým vychylováním paprsku;
4. použitím dvojrozměrné řady měničů.

S pomocí 4. metody můžeme s výkonným počítačem dosáhnout rychlého snímání vyšetřovaného orgánu.

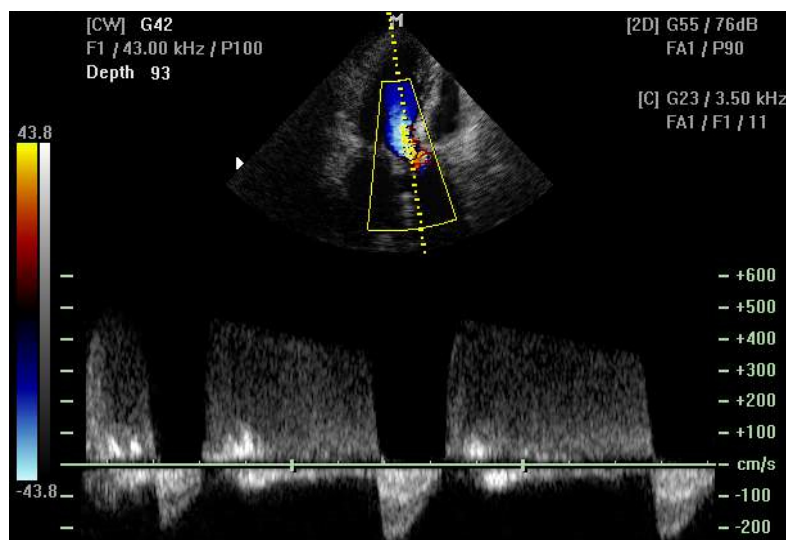
Pokud se jedná o získání 3D obrazu v reálném čase, mluvíme o tzv. „real-time 3D sonografii“ nebo-li 4D sonografii. Zobrazení ve 3D a 4D módu se využívá zejména v gynekologii a porodnictví ke sledování vývoje plodu. Dále též v ortopedii [9].



Obrázek 16 Ukázka 3D zobrazení plodu.

### 2.6.5 Kontinuální dopplerovské systémy

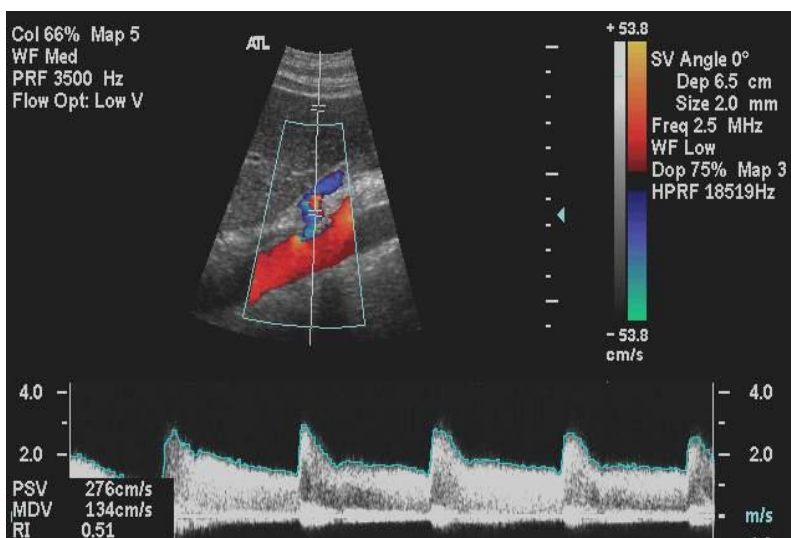
Na sondě nepřetržitě pracuje jeden měnič vysílající vlnění a druhý, který odrazy kontinuálně přijímá. Oba měniče jsou umístěny v mírném sklonu k sobě a tím se vyslaný a odražený paprsek protínají v tzv. citlivé oblasti. Nevýhodou tohoto systému je absence axiálního rozlišení, kdy různé cévy ležící v odlišných hloubkách podél osy dopplerovského svazku jsou sumovány a výsledný obraz je souhrnný.. Nelze tedy odlišit konkrétní cévu. Výhodou je možnost měření libovolně velkých rychlostí proudící krve například v povrchových cévách [6].



Obrázek 17 Ukázka kontinuálního dopplerovského zobrazení srdce.

### 2.6.6 Pulzní dopplerovské systémy

V ultrazvukové sondě je pouze jeden piezoelektrický element, který střídavě vysílá a přijímá UZ vlnění v pulzním režimu práce sondy. Při konstantní rychlosti šíření vlnění měkkou tkání je doba mezi vysláním a přijmem signálu přímo úměrná vzdálenosti cévy od sondy. Můžeme tedy určit hloubku, z jaké pochází frekvenční posuv. Lze si vybrat danou cévu, v níž umístíme vzorkovací objem, ze kterého získáme záznam signálu. Tato volba představuje primární rozdíl od kontinuálního dopplerovského systému. Pulzní dopplerovský systém není vhodný k zobrazení velmi pomalých toků krve [6].

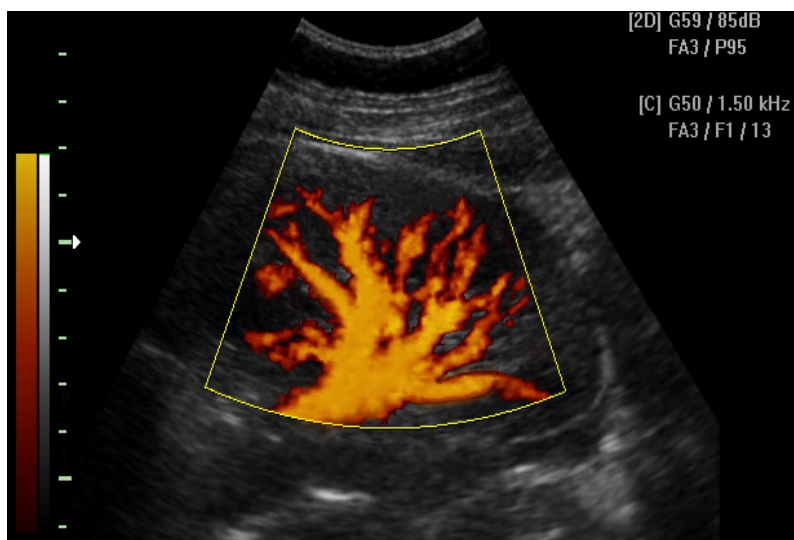


Obrázek 18 Ukázka pulzního dopplerovského zobrazení.

### 2.6.7 Power dopplerovské systémy

Power dopplerovský systém určuje amplitudu signálu resp. energii odražených krvinek v cévě. Vyjadřuje v podstatě množství krvinek, pohybujících se ve sledované oblasti. Barevné zobrazení je v podobě odstínů jedné barvy. Čím je barva světlejší, tím vyšší je energie krvinek. Využívá se pro zobrazení průtoku tkání s drobnou vaskularizací, k zobrazení vaskulární anatomie či k detekci patologického snížení průtoku krve. Power doppler neposkytuje informace o směru a průměrné rychlosti toku. Na rozdíl od předešlých dopplerovských zobrazení, není tolik závislý na úhlu mezi sondou a vyšetřovanou cévou [6].

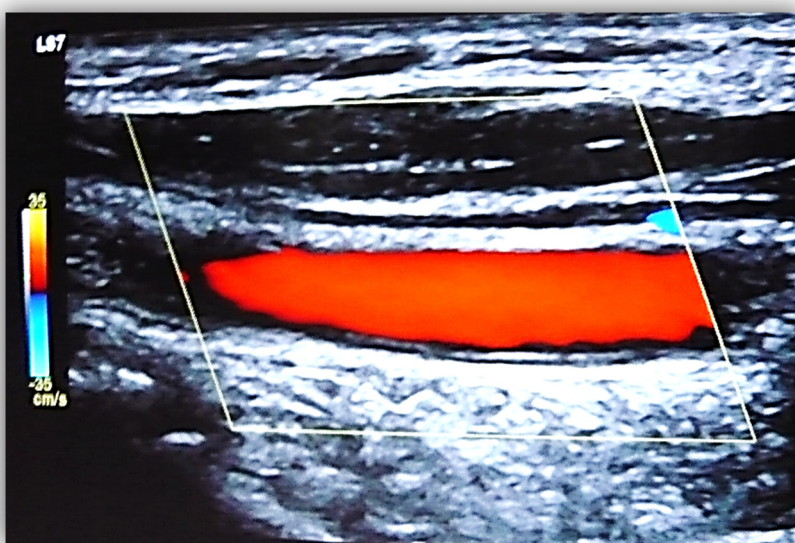




Obrázek 19 Ukázka power dopplerovského zobrazení cév ledvin.

### 2.6.8 Barevné dopplerovské mapování průtoku

V reálném čase je v černobílém B-módu barevně kódován signál toku krve v cévách. Vznikl-li odraz UZ vlnění na pohybující se struktuře, je z fázových posuvů vypočtena průměrná hodnota rychlosti toku krve a barevně znázorněna v podobě pixelu do snímaného B zobrazení. Barva odpovídá směru toku a odstín barvy rychlosti toku. Teče-li krev k sondě, tak se na monitoru zobrazí v červené barvě. Teče-li směrem od sondy, zobrazí se modře. Jedná se tedy o fúzi B-módu s pulzním dopplerovským systémem. Pulzní dopplerovský systém nám zde zabezpečuje informace o rychlosti a směru toku krve [6].

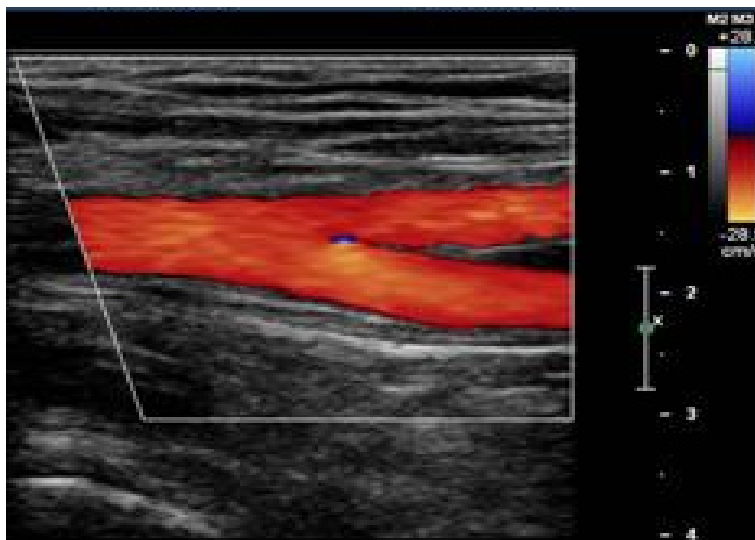


Obrázek 20 Ukázka barevného dopplerovského zobrazení karotických cév.

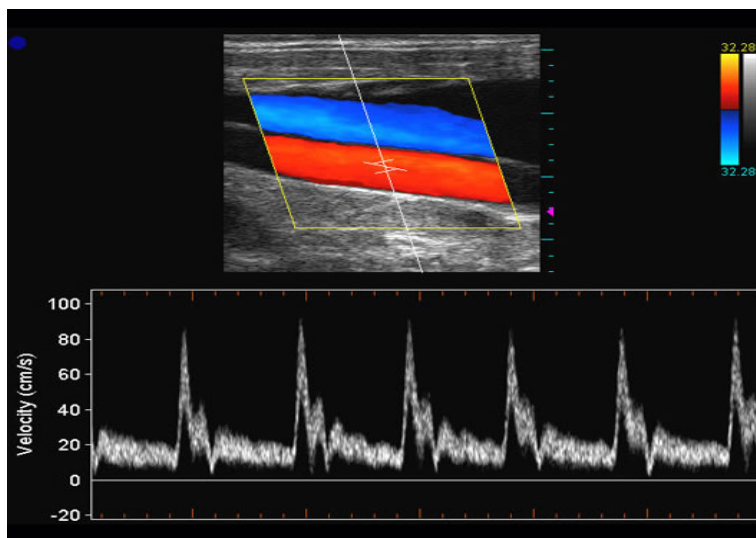
## 2.6.9 Duplexní a triplexní režim

K duplexnímu režimu se řadí kombinace černobílého B-módu a pulzního dopplerovského systému. V tomto módu si můžeme ručním umístěním vzorkovacího objemu, určit přesnou oblast, kde budeme vyšetřovat daný krevní tok. Ze vzorkovacího objemu získáme na obrazovce po zpracování počítačovou jednotkou spektrální záznam rychlostí krve v cévě spolu s anatomii tkání a časovým zápisem průtokové křivky [6].

Triplexní nebo-li ztrojený režim získáme fúzí B-módu s pulzním dopplerovským systémem a barevným dopplerovským mapováním [6].



Obrázek 21 Ukázka duplexního zobrazení.

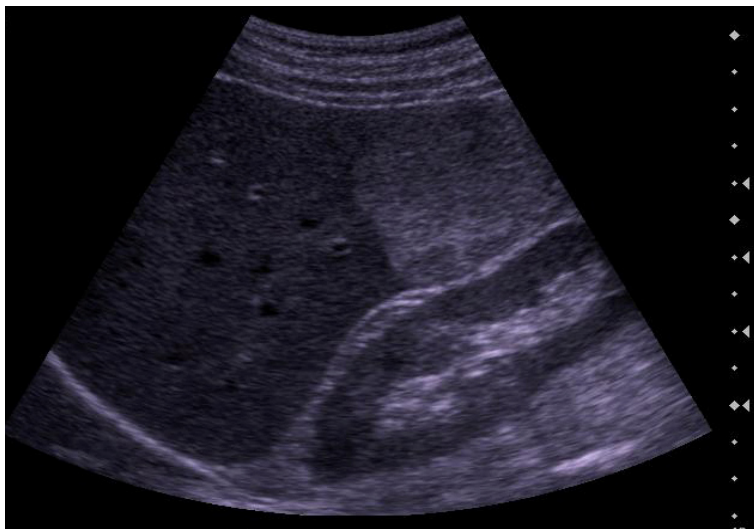


Obrázek 22 Ukázka triplexního zobrazení.

### 2.6.10 Harmonické zobrazení (Tissue harmonic Imaging)

Principem harmonického zobrazení je působení UZ vln na tkáň o základní frekvenci  $f_0$ . Při průchodu ultrazvuku tkáněmi se vlnění deformuje a tato deformace vede ke vzniku harmonických oscilací. Sonda neregistruje odraz vyslané vlny základní frekvence  $f_0$ , ale harmonické kmity o celočíselném násobku frekvence  $f_0$ . Harmonické oscilace nevznikají v blízkosti sondy, nýbrž v hloubce tkání. Rozdílem je, že na počátku vyšleme do tkáně UZ vlnu s nízkou frekvencí, která proniká hlouběji a obvykle by nám z této hloubky nepodala dobrou rozlišovací schopnost. U harmonického zobrazení získáváme do sondy tkání vytvořené vyšší frekvence, které zabezpečí lepší rozlišovací schopnost. Toto zobrazení poskytuje lepší diagnostickou informaci o hlouběji uložených tkáních. Výsledkem této techniky je také zlepšení poměru signál/šum, zvýšení kontrastu a redukce artefaktů [10].

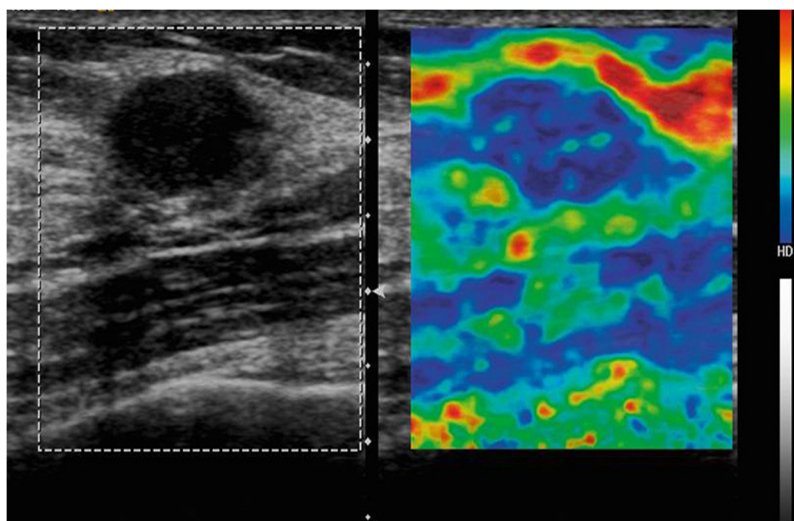
Harmonické zobrazení můžeme provést i s podáním kontrastní látky intravaskulárně. V tomto případě hovoříme o tzv. kontrastním harmonickém zobrazení, neboli CEUS z angl. názvu Contrast Enhanced Ultrasonography. Jedná se o podání sulfurhexafluoridu, mikrobublinek plynu, které jsou stimulovány akustickým tlakem k oscilaci. Emitují zesílená harmonická echa. Zároveň je potlačen signál okolních tkání. Metoda slouží k zobrazení mikro a makro vaskularizace lézí a cévního řečiště [10].



Obrázek 23 Ukázka harmonického zobrazení.

### 2.6.11 Elastografické zobrazení

Pojmem elastografie označujeme neinvazivní diagnostickou metodu, prováděnou na ultrazvuku či magnetické rezonanci, která slouží k zobrazení elastických vlastností tkání. Ultrazvuková elastografie se dělí na statickou nebo-li kompresní a dynamickou. Statická elastografie je založena na detekci rozdílu UZ vlny odražené před a následně po kompresi dané tkáně. Dynamická elastografie využívá tzv. střížných vln (shear waves), které vznikají jako odpověď tkáně na působení mechanickými vibracemi o nízké frekvenci. Výsledkem elastografie provedené na ultrazvuku je B obraz kombinovaný s barevnou mapou. Každému bodu tkáně se přiřazuje určitá barva, kódující jeho elastické vlastnosti. Červenou nebo žlutou barvou bývají označovány měkké tkáně, naopak tuhé jsou charakterizovány modrou a fialovou barvou [11].

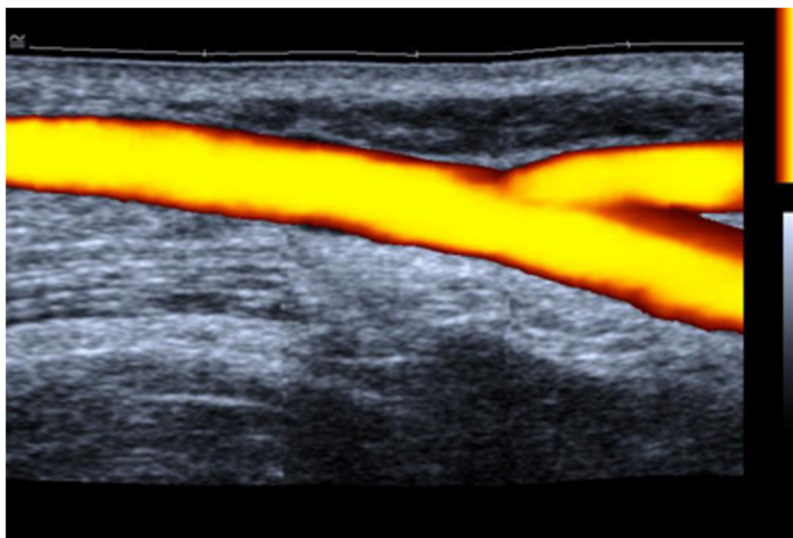


Obrázek 24 Ukázka elastografického zobrazení.

### 2.6.12 Panoramatické zobrazení

Panoramatické zobrazení vzniká rekonstrukcí B-obrazů nasnímaných ve stejné rovině. Technika získání panoramatického obrazu je plynulý posun sondy jedním směrem ve stejné rovině s její podélnou osou. Podmínkou je, co nejlepší kontakt sondy s vyšetřovanou oblastí těla. Data z jednotlivých B-obrazů jsou uloženy v podobě jednotlivých pixelů do paměti přístroje. Výsledkem je panoramatický obraz, vzniklý z matice, do níž byly pixely uloženy. Výhodou tohoto zobrazení je lepší orientace z hlediska topografické anatomie. Zobrazení totiž umožňuje vidět patologické léze, které by svou velikostí přesáhly vstupní pole sondy.

Oblast nevýhod zahrnuje časovou náročnost vyšetření, nerovnosti na povrchu těla a vhodnou spolupráci pacienta ve smyslu zadržení dechu atd. [10, 12].



*Obrázek 25 Ukázka panoramatického zobrazení.*

## **2.7 Ultrazvukové fantomy**

### **2.7.1 Definice UZ fantomů**

Ultrazvukový fantom slouží k simulacím určitých akustických a fyzikálních vlastností lidských tkání. Fantomy tak mohou obsahovat různé objekty, které se liší typem materiálu, hustotou a rozměry [13].

### **2.7.2 Druhy fantomů**

Užívané ultrazvukové fantomy můžeme odlišit do následujících druhů společně s jejich praktickým využitím.

1. Univerzální fantomy pro zobrazování v režimu B-módu.
2. Systémové specifické fantomy, s využitím u brachyterapie prostaty, vyšetření prsu, 3D systémů, radioterapeutických systémů, dopplerovských systémů a systémů elasticity.
3. Tréninkové a demonstrační fantomy pro rozvíjení koordinace očí a rukou, demonstrace systémů [13].

### **2.7.3 Využití fantomů**

Ultrazvukové fantomy nám umožňují provádět testování zobrazení daných UZ přístrojů i v průběhu klinického provozu. Dále užíváme UZ fantomy v akreditačních programech. V neposlední řadě figurují fantomy při výběrech ultrazvukových přístrojů do klinického provozu [13].

Fantomy slouží mimo kontrolování UZ přístrojů také k výuce lékařů. Takové fantomy mají nejčastěji podobu určité části lidského těla. Fantom tak nahrazuje možný reliéf dané oblasti a tím tedy i vyšetřovací podmínky, odpovídající skutečné praxi. Jako příklad můžeme uvést fantom, který napodobuje ženský prs, nebo paži, v níž jsou náhrady cév s protékající vodou. U těchto cév pak lze určit rychlosti a směry průtoku vody s pomocí dopplerovského vyšetření.

## 2.7.4 Parametry UZ přístroje, které ověřujeme pomocí fantomů

1. Parametry B-módu:
  - a) jednotnost obrazu;
  - b) hloubka průniku ultrazvuku;
  - c) axiální, laterální rozlišení;
  - d) blízké oblasti / mrtvé zóny;
  - e) detekce lézí s vysokým / nízkým kontrastem [13].
2. Parametry 3D módu:
  - a) hlasitost;
  - b) přesnost rekonstrukce [13].
3. Dopplerovské parametry:
  - a) průtok;
  - b) citlivost systému;
  - c) rozlišení směru toku;
  - d) umístění toku;
  - e) maximální průnik ultrazvuku [13].

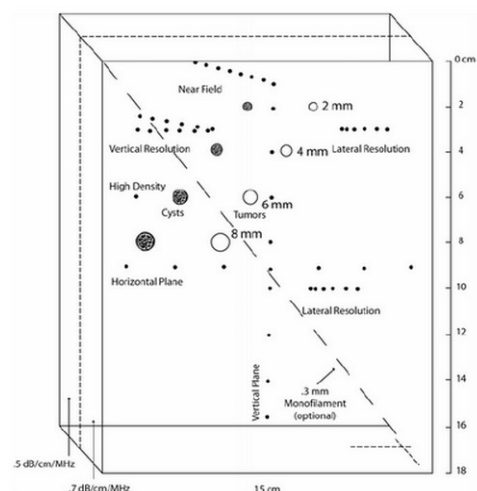
## 2.7.5 Výhody a nevýhody fantomů

Výhodou UZ fantomu je, že známe jeho akustické vlastnosti, velikosti jednotlivých vložených objektů a jejich umístění. Velkým plusem je miniaturizace některých fantomů, která umožní jejich snadnou mobilitu [13].

Nevýhodou fantomu je možná omezenost doby, po kterou je zaručena stabilita fantomu. Další možnou nevýhodou je teplotní závislost materiálu, kterým je fantom vyplněn, a který představuje ekvivalent k určité tkáni [13].



Obrázek 26 Fotografie profesionálního fantomu. [13]



Obrázek 27 Průřez fantomem z obr. 23. [13]

## **3 CÍL PRÁCE**

### **3.1 Definice cíle práce**

Cílem bakalářské práce je porovnání kvality vybraných ultrazvukových diagnostických zobrazovacích přístrojů z hlediska vyvolených parametrů pomocí experimentálního ověření.

Na základě tohoto posouzení bude formulován závěr a doporučení pro lékaře, ale i radiologického asistenta v klinické praxi.

### **3.2 Formulace jednotlivých úkolů**

Jedním z prvních úkolů je sestavení vlastního fantomu. Fantom bude představovat ekvivalent lidské tkáně, v níž budou umístěny brčka. Brčka jsou zvolena z důvodu, aby bylo možné zajistit stejné vzdálenosti mezi nimi, kdy tyto vzdálenosti budou předmětem následujících experimentů. Dalším důvodem zvolení brček je skutečnost, že kdybychom vložili do ekvivalentu tkáně dřevěné či kovové předměty, tvořily by se v obraze artefakty, které by způsobovaly nemožnost provedení měření a celkového hodnocení obrazu.

Následujícím úkolem je zajištění několika ultrazvukových diagnostických přístrojů, které budou k provedení experimentů použity.

Dalším úkolem bude provedení samotného experimentu, kdy budeme měřit námi určené vzdálenosti mezi jednotlivými brčky. Ta jsou ve fantomu umístěna tak, aby bylo na základě měření možné usuzovat, jakou kvalitou obrazu daný ultrazvukový přístroj disponuje.

Poslední úkol bude zanesení výsledků do této bakalářské práce společně s vytvořením závěru v podobě doporučení pro lékaře a radiologického asistenta v klinické praxi.

### **3.3 Stanovení a zdůvodnění pracovního postupu**

Při provádění experimentu s naším fantomem budeme používat různé ultrazvukové přístroje. Ty byly z důvodu zjednodušení experimentů této práce, z různých kvalitativních tříd. Z každé kvalitativní třídy, byly vybrány dva ultrazvukové přístroje. Celkový počet přístrojů, které budeme v praktické části bakalářské práce užívat, je šest. Důvodem našeho



výběru daného počtu přístrojů z různých kvalitativních tříd je velké množství těchto přístrojů, které jsou na trhu dostupné. Pro zaručení objektivnosti následujícího měření při experimentu, budeme na všech ultrazvukových přístrojích užívat stejné nastavení frekvence, hloubky zájmu a stejnou ultrazvukovou vyšetřovací sondu.

Námi zvolená nastavení přístroje budou následující. K provádění experimentu budeme užívat pouze lineární sondu. Důvodem použití této sondy je, že vytváří obdélníkové ultrazvukové pole. Jinými slovy při vyšetřování našeho fantomu, se v něm budou ultrazvukové vlny šířit rovnoběžně v celém jeho objemu. Pokud bychom použily například konvexní sondu, která je nejčastěji využívána při vyšetření srdce, šíření ultrazvukových vln by již nebylo rovnoběžné. Konvexní sonda vytváří totiž ultrazvukové pole ve tvaru trapezoidu, kde je ultrazvukové paprsky rozbíhavé. Tyto rozbíhavé paprsky by v našem případě ovlivňovaly průběh měření. Neobjektivní měření by bylo způsobené už jen obrazem samotné sondy. V hlubších vrstvách bychom naměřili větší vzdálenosti mezi brčky, které by ovšem nebyly způsobeny nevhodným ultrazvukovým přístrojem, ale rozbíhavostí samotných ultrazvukových paprsků.

Další nastavení zahrnuje pracovní frekvenci lineární sondy. Lineární sondy se nejčastěji používají při zobrazení břišních orgánů a dalších. Rozsah jejich frekvencí je velký. Lineární sondy mohou pracovat s frekvencemi od 2,5 do 20 MHz. Tento frekvenční rozsah umožňuje provedení vyšetření v různých hloubkách tkání. Jedná se o to, že při nižší frekvenci sondy vidíme do větších hloubek tkáně, ovšem při současné ztrátě kvality obrazu. Naopak vyšší frekvence sondy způsobí, že ultrazvukové paprsky neproniknou do velkých hloubek tkáně a my na obraze vidíme ve vysokém rozlišení jen ty nejbližší vrstvy tkáně. Námi zvolená frekvence, kterou budeme využívat během experimentu je 10 MHz. Důvodem této volby je, že se jedná o tzv. střední frekvenci, nejčastěji využívanou při vyšetřeních. Zvolená frekvence sondy ovlivnila i konstrukci fantomů, protože sonda o frekvenci 10 MHz „dohlédne“ nejvýše do 7 centimetrů.

V neposlední řadě námi volených nastavení ultrazvukového diagnostického přístroje je hloubka zájmu. Ta je nastavena na hloubku 2,5 cm, ze dvou důležitých důvodů. Prvním důvodem je, aby byla zajištěna objektivita experimentu. Druhým, že hloubka 2,5 cm představuje zhruba střed „vidění“ sondy.

## 4 METODIKA

Pro hodnocení kvality vybraných ultrazvukových diagnostických zobrazovacích přístrojů budeme užívat tzv. fantomy. Ty představují ekvivalenty k lidské tkáni. Užívání fantomů je nutné z důvodu toho, aby byla zajištěna objektivní opakovatelnost kontroly zobrazení daného ultrazvukového přístroje. Zkoušky ultrazvukových přístrojů přímo na určitém pacientovi by sice nejlépe odpovídaly skutečnému provozu přístroje, ale problémem je, že každý pacient je jiný. I kdybychom prováděly kontroly na tom samém pacientovi, tak jeho tkáň, vyšetřované oblasti, nejsou pořád stejné. Jedná se zejména o pohyby tkání, jejich různou stlačitelnost a množství vody. Fantomy existují v mnoha podobách a druzích. Nalezneme fantomy, které jsou zaměřené na rozlišovací schopnosti přístrojů a dále jiné, které slouží jako všeobecný fantom. Tedy takový, na kterém prověříme nejen zmíněné rozlišovací schopnosti, ale i schopnosti přístroje objevit různé tumory či jiné patologie. Fantomy tedy zajišťují, že nedochází k posunům zkoumaného objektu, na rozdíl od tkáň v živém pacientovi. Takto můžeme provést objektivní měření jednotlivých schopností daných přístrojů, protože opět na rozdíl od pacienta víme, kde je daný sledovaný objekt uložen a jaké má rozměry. Na základě tohoto vědomí, porovnáme určené ultrazvukové přístroje, zda-li to „vidí“ správně, respektive, aby rozpoznali daný objekt a dokázaly, určit rozměry a vzdálenosti objektu co nejpřesněji, odpovídající skutečnosti.

Nyní přejdeme k popisu průběhu experimentu, z kterého budeme získávat data měření.

Máme k dispozici několik ultrazvukových přístrojů. Každý přístroj odpovídá jiné kvalitativní třídě. Ultrazvukové přístroje budou zkoumány bez ohledu na značku či cenu. U každého ultrazvukového přístroje budeme využívat pouze lineární sondu. Následné hodnocení přístrojů bude z hlediska kvality B-obrazu.

Důležitou součástí experimentu bude vytvořený fantom. Na fantomu jsou vyznačená pole, na která budeme přikládat lineární sondy každého ultrazvukového přístroje. Vyznačená pole byla zakreslena na povrch fantomu na základě experimentu, který měl za úkol kontrolu budoucího úspěšného provedení měření a hodnocení kvality obrazu. Zakreslená pole umožní lepší orientaci na fantomu, ale zejména opět zaručí objektivní opakování experimentu.

Poté co již máme takto připravený fantom a dané ultrazvukové přístroje můžeme přejít k samotnému experimentálnímu měření vzdáleností mezi brčky.

Na ultrazvukovém přístroji máme též nastavenou frekvenci sondy 10 MHz a hloubku 2,5 cm společně s nastavením stejné klinické specializace ultrazvukového přístroje. Ta je v našem případě nastavena na vyšetřování karotid.

Na lineární sondu přidáme ultrazvukový gel, aby nedocházelo k útlumu ultrazvukového paprsku vzduchem mezi sondou a povrchem fantomu. Lineární sondu tedy umístíme na jedno z vyznačených polí na fantomu. Získáme obraz první části soustavy brček. Obraz pomocí tlačítka FREEZ zmrazíme a sondu pak můžeme, bez obav ztráty obrazu, odložit. Na obraze provedeme měření vzdáleností mezi brčky, které budou mimo dalšího vizuálního hodnocení vypovídat o kvalitě ultrazvukového zobrazení. Po naměření všech vzdáleností, které si budeme zapisovat, obraz opět pomocí tlačítka FREEZ uvolníme. Nyní přesuneme sondu na další vyznačené pole. Získáme obraz dalších brček, která jsme předtím z důvodu malého rozměru a možností zobrazení sondy neviděli. Obraz zmrazíme a opakujeme stejný princip. Měření provádíme pomocí tlačítka CALIPER, které nám v obraze vytvoří prozatím jeden lokalizační kříž. Ten umístíme na vnější konturu brčka, tlačítkem ENTER kříž zafixujeme a tahem kurzoru v podobě druhého kříže ho umístíme na vnější obvod druhého sousedního brčka. Opět pomocí tlačítka ENTER, kříž zafixujeme. Nyní na levé, či pravé straně obrazovky vidíme získané hodnoty z měření vzdáleností mezi brčky. Tento postup opakujeme, dokud nemáme hodnoty vzdáleností mezi všemi brčky.

Zapsané hodnoty vzdáleností budou následně zpracovány do přehledné tabulky. Na základě podoby fantomu a získaného ultrazvukového obrazu, provedeme pro zjednodušení tabulky následující operace. Směrem od nejmenší vzdálenosti mezi brčky, nazveme tuto a následně další mezi vzdálenosti podle abecedy. Tedy nejmenší vzdálenost mezi prvními brčky označíme jako A. Vzdálenosti, které budou nadcházející, budeme označovat stejným postupem. Celkově získáme tabulku, která bude obsahovat v horním řádku písmena abecedy, která zastupují jednotlivé vzdálenosti. Pod každým písmenem budou zapsány naměřené hodnoty. Tabulku budeme tvořit pro každý ultrazvukový přístroj zvlášť. Měření každé vzdálenosti budeme desetkrát opakovat, abychom snížili možné riziko vzniku chyb během měření.

Z naměřených hodnot bude vypočítán aritmetický průměr pro každou vzdálenost mezi brčky, tedy pro každý sloupeček naší tabulky naměřených hodnot. Z aritmetického průměru budou stanoveny velikosti jednotlivých průměrných odchylek naměřených vzdáleností od skutečných. Tyto odchylky následně vyjádříme prostřednictvím tabulky i procentuálně. Na konec budou naše procentuální odchylky každé vzdálenosti mezi brčky zaneseny do grafu, který bude vypovídat o kvalitě samotného přístroje. Čím nižší hodnoty procentuálně vyjádřených průměrných odchylek, tím vyšší bude kvalita přístroje.

Na základě porovnání získaných výše uvedených hodnot vzdáleností mezi jednotlivými brčky fantomu, a vizuálního hodnocení vzniklého ultrazvukového obrazu, bude provedeno určení respektive ověření kvality ultrazvukového přístroje.

Přístupme nyní k popisu konstrukce fantomu.

Pro měření rozlišovacích schopností jednotlivých diagnostických ultrazvukových přístrojů byl zkonstruován fantom, který nám zabezpečí stejné podmínky pro opakovaná měření.

Na výrobu fantomu bylo užito cca 30 brček, 1 plastová nádoba a 3 dřevěné desky a potravinářská želatina.

Zjednodušeně představuje náš fantom plastovou nádobu, která je protkaná brčky o různém průměru a v různých vzdálenostech od sebe. Konstrukce fantomu byla takto navržena z důvodu, aby námi sledované objekty, byly duté a mohli jsme je vyplnit ultrazvukovým gelem či vodou. Objekty například ze dřeva, by v ultrazvukovém obraze způsobovaly artefakty tvořené buď silným odrazem ultrazvukových vln, nebo jejich absorpcí.

První operací při výrobě fantomu bylo zakreslení rozložení jednotlivých brček na dřevěné desky, které nám zabezpečí stálost námi určených vzdáleností mezi jednotlivými brčky uvnitř plastové nádoby (fantomu). Druhým krokem bylo vyvrtání zakreslených brček o daném průměru na obou dřevěných deskách zároveň. Tímto způsobem jsme docílili rovnoměrnosti obou stran desek.

Třetím krokem bylo tyto dvě desky připevnit pomocí šroubů kolmo k dřevěné základně, na které bude ležet i samotná plastová nádoba.

Čtvrtým a asi nejnáročnějším krokem bylo vyřezání okének do plastové nádoby, aby byl zaručen volný průchod jednotlivých brček skrz ní.

Po tomto kroku jsme mohli přejít k prostrkování brček o různém průměru přes plastovou nádobu a samozřejmě i přes dřevěné desky, které tvoří jakousi formu. Nezbytným krokem při umístění jednotlivých brček skrz nádobu je, aby když nastavíme jednu soustavu brček, došlo k zatavení brček na konci nádoby. Důvodem je, aby nedocházelo k výtoku želatiny, která bude nádobu v celém objemu vyplňovat. Zároveň je tím zajištěna další fixace nejen brček, ale i samotné nádoby k celé konstrukci.

Po zavedení všech brček, kdy opakujeme stejný postup následného zatavení, je až na vyplnění nádoby želatinou, fantom hotový. Viz obrázek.



*Obrázek 28 Fotografie vyrobeného fantomu*

Vyplnění fantomu želatinou provedeme tak, že budeme teplou tekutou želatinu nalévat prostřednictvím nálevky do nádoby s brčky. Nálevka je užita z důvodu toho, aby bylo

zajištěno postupné a bezpečné vyplnění nádoby. Dalším důvodem je, aby tolik nedocházelo ke vzniku vzduchových bublin, které by mohly experiment ovlivňovat.

Konstrukce 2. fantomu se opírá o stejný princip, jen s tím rozdílem, že není tvořen velkým množstvím brček a je doplněný plastovou trubicí o větší tloušťce stěny. Další novou věcí je, že není hluboký více než 7 cm z důvodu špatného průniku UZ vln.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Vyhodnocení přínosu práce a její předpokládané využití

Tato bakalářská práce přináší zjednodušený náhled do kvality obrazu diagnostických ultrazvukových přístrojů, užívaných v klinické praxi. Tento náhled se ovšem zabývá z důvodu zjednodušení, jen vybranými kvalitativními parametry ultrazvukového obrazu. Našimi sledovanými parametry byly laterální a axiální rozlišovací schopnost. Dalším přínosem této práce je i ověření kvality ultrazvukového obrazu, jednotlivých kvalitativních tříd ultrazvukových diagnostických přístrojů. Kvalitativní třídy jsou v případě našeho experimentu známé. Předpokládané kvality daných ultrazvukových přístrojů byly známé, z důvodu firmy, jenž poskytla pro naši bakalářskou práci ultrazvukové přístroje. Tato firma totiž ve svých přehledech ultrazvukových přístrojů, které je možné zakoupit, uvádí stupnici, která odpovídá předpokládané kvalitě přístroje. Například pro lékaře, který se chystá ultrazvukový přístroj zakoupit, usnadňuje daná stupnice výběr toho nejlepšího přístroje, který pro svou praxi bude potřebovat.

V této bakalářské práci jsme tedy provedly experimenty, které nám poslouží k hodnocení a ověření kvality zobrazení u ultrazvukových diagnostických přístrojů, užívaných v klinické praxi.

Pokud budeme hovořit o předpokládaném využití této bakalářské práce v praxi, jedná se o následující skutečnosti.

První skutečností, vycházející z cíle této práce, je usnadnění výběru ultrazvukových přístrojů, určených pro diagnostiku. Ultrazvukových přístrojů je v dnešní době velké množství. Ne všechny firmy, produkující či prodávající ultrazvukové přístroje udávají, jako v případě firmy, která poskytla přístroje pro realizaci této bakalářské práce, zjednodušenou stupnici, vypovídající o kvalitě přístroje obecně. Pokud bychom se podívali například na internetové stránky, na nichž se ultrazvukové přístroje daného výrobce prodávají, našli bychom u většiny podobné vlastnosti. Po shlédnutí těchto výpisů vlastností ultrazvukového přístroje, bychom stále netušili, který je pro nás, respektive pro lékaře ten pravý. Proto to v praxi vypadá tak, že si lékař vybraný přístroj od firmy pouze zapůjčí obvykle zhruba na půl roku a za tuto dobu sám zjišťuje, jak se mu s tímto přístrojem pracuje a jaký poskytuje obraz. Hlavním přínosem této práce tedy je, aby již tolik nedocházelo k situaci, kdy lékař

pozná, až během klinické praxe, daný přístroj, který by mu mohl poskytovat neúplně vypovídající ultrazvukový obraz o určité diagnóze.

Bylo by vhodné, aby lékař již při koupi přístroje, měl určitou záruku, že si vybral UZ přístroj vhodný ke své praxi a může se na něj tedy více spoléhat.

Dalším předpokládaným přínosem bakalářské práce by mohlo být budoucí vytvoření jakési databáze ultrazvukových přístrojů, které by byly samozřejmě nemocničním zařízením a všem lékařům k dispozici na internetovém portálu. Ovšem by bylo nutné tuto práci rozšířit o další parametry obrazu, nebo vytvořit nové hlubší studie, které se následně zpracují do přehledné tabulky společně s celkovým hodnocením daného UZ přístroje, na internetové databázi. Celkové hodnocení přístroje, by pak mohlo být vytvořeno, stejným principem jako známky ve škole. Nejlepší ultrazvuk by byl nositelem známky za 1, naopak nejhorší pak za 5.



## 5.2 Výsledky měření

*Tabulka 1 Hodnoty vzdáleností mezi brčky  
na přístroji nízké kvality*

A	B	C	D	E
2	2,6	4,6	4,1	6
1,8	2,5	4,8	4,4	6,1
2,1	2,7	4,4	4,2	5,9
1,9	2,6	4,5	4,1	6,1
2,3	2,6	4,5	4,3	6
2,4	2,5	4,8	4,2	6,2
2	2,8	4,7	4,3	6,1
2,1	2,5	4,6	4,4	6,2
2	2,6	4,5	4,3	5,9
2	2,7	4,6	4,4	6,1

*Tabulka 2 Hodnoty vzdáleností mezi brčky  
na přístroji nízké kvality*

A	B	C	D	E
1,5	2,7	3,8	4,4	6
1,4	2,5	3,9	4,3	5,8
1,4	2,6	3,8	4,5	5,9
1,6	2,6	3,8	4,4	6
1,5	2,7	3,7	4,5	5,9
1,5	2,8	3,9	4,5	5,8
1,4	2,7	3,8	4,5	5,9
1,5	2,7	3,7	4,4	6,1
1,4	2,6	3,7	4,3	5,9
1,4	2,7	3,7	4,5	6

*Tabulka 3 Hodnoty vzdáleností mezi brčky  
na přístroji střední kvality.*

A	B	C	D	E
1,6	3,2	4,3	4,1	6
1,7	2,5	4,4	4	6,3
1,8	0,3	4,3	3,5	5,9
1,6	2,6	4,4	3,6	6
1,6	2,5	4,4	3,8	5,9
1,7	2,5	4,5	4	6,2
1,8	2,7	4,6	4,1	6,1
1,6	2,6	4,5	3,8	6
1,6	2,8	4,4	3,7	6,1
1,6	2,7	4,3	4,1	6

*Tabulka 4 Hodnoty vzdáleností mezi brčky  
na přístroji střední kvality.*

A	B	C	D	E
1,7	2,4	3,4	4,2	5,5
1,8	2,3	3,4	4,3	5,7
1,6	2,3	3,3	4,4	5,7
1,7	2,5	3,2	4,2	5,6
1,6	2,4	3,4	4,3	5,7
1,5	2,5	3,5	4,2	5,5
1,7	2,4	3,4	4,2	5,5
1,6	2,3	3,3	4,3	5,6
1,7	2,4	3,2	4,3	5,7
1,6	2,4	3,3	4,4	5,6

Tabulka 5 Hodnoty vzdáleností mezi brčky  
na přístroji vysoké kvality

A	B	C	D	E
0,9	2,3	3,2	3,9	5
1	1,9	3,1	3,9	5,2
0,9	2	3,2	3,9	5,1
0,9	2,1	3,2	3,9	5
0,9	2	3,2	4	5,2
1	2,1	3,1	3,9	5
0,9	2	3,1	4	5,1
1	2,2	3	4	5,2
1	2,1	3,1	3,9	5,1
1	2	3,2	3,9	5,1

Tabulka 6 Hodnoty vzdáleností mezi brčky  
na přístroji vysoké kvality

A	B	C	D	E
1	1,9	3,2	4,1	5
0,9	2	3,1	4,2	5
0,9	2	3,2	4,2	5,2
0,8	2,1	3	4,1	5
1	2	3,1	4	5,2
1	2	3	4,1	5,1
0,9	1,9	3,2	4,1	5
1	2	3,1	4,1	5,1
1	2	3,1	4	5
1	1,9	3	4,1	5,1

Tabulka 7 Hodnoty obsahu kruh brček v mm<sup>2</sup>  
na přístroji nízké kvality.

1. brčko	2. brčko	3. brčko	4. brčko
16,8	16,77	16,7	16,68
16,82	16,76	16,71	16,66
16,82	16,75	16,71	16,67
16,81	16,75	16,69	16,66
16,82	16,77	16,7	16,67
16,82	16,76	16,7	16,68
16,8	16,77	16,7	16,67
16,81	16,76	16,69	16,68
16,8	16,75	16,7	16,68
16,81	16,77	16,69	16,68

Tabulka 8 Hodnoty obsahu kruh brček v mm<sup>2</sup>  
na přístroji nízké kvality.

1. brčko	2. brčko	3. brčko	4. brčko
16,84	16,78	16,75	16,7
16,83	16,79	16,74	16,7
16,83	16,77	16,75	16,68
16,85	16,78	16,75	16,69
16,84	16,78	16,74	16,68
16,85	16,77	16,75	16,68
16,83	16,78	16,76	16,69
16,84	16,79	16,75	16,7
16,84	16,78	16,74	16,71
16,84	16,78	16,75	16,69

Tabulka 9 Hodnoty obsahu kruh brček v mm<sup>2</sup>

na přístroji střední kvality.

1. brčko	2. brčko	3. bečko	4. brčko
16,88	16,83	16,78	16,72
16,89	16,84	16,79	16,72
16,9	16,85	16,8	16,73
16,9	16,83	16,78	16,72
16,88	16,84	16,8	16,73
16,87	16,84	16,79	16,73
16,9	16,83	16,78	16,72
16,89	16,84	16,8	16,73
16,89	16,85	16,79	16,73
16,9	16,84	16,79	16,73

Tabulka 10 Hodnoty obsahu kruh brček v mm<sup>2</sup>

na přístroji střední kvality.

1. brčko	2. brčko	3. brčko	4. brčko
16,89	16,88	16,81	16,77
16,9	16,87	16,81	16,76
16,9	16,88	16,82	16,78
16,89	16,87	16,82	16,77
16,89	16,87	16,81	16,78
16,89	16,87	16,79	16,78
16,88	16,86	16,8	16,77
16,88	16,88	16,8	16,76
16,89	16,86	16,8	16,77
16,89	16,87	16,79	16,76

Tabulka 11 Hodnoty obsahu kruh brček v mm<sup>2</sup>

na přístroji vysoké kvality.

1. brčko	2. brčko	3. brčko	4. brčko
16,97	16,96	16,96	16,91
16,96	16,95	16,96	16,92
16,95	16,96	16,95	16,92
16,97	16,96	16,95	16,91
16,97	16,96	16,95	16,92
16,96	16,95	16,95	16,9
16,97	16,96	16,95	16,9
16,97	16,96	16,94	16,89
16,97	16,96	16,95	16,9
16,96	16,95	16,94	16,9

Tabulka 12 Hodnoty obsahu kruh brček v mm<sup>2</sup>

na přístrojích vysoké kvality.

1. brčko	2. brčko	3. brčko	4. brčko
16,98	16,97	16,95	16,9
16,97	16,97	16,96	16,91
16,99	16,96	16,97	16,9
16,97	16,97	16,97	16,89
16,98	16,98	16,96	16,89
16,99	16,97	16,95	16,88
16,98	16,98	16,95	16,89
16,98	16,98	16,96	16,9
16,97	16,97	16,95	16,89
16,97	16,98	16,95	16,9

Tabulka 13 Skutečné vzdálenosti mezi brčky na fantomu.

	A	B	C	D	E
Vzdálenosti mezi brčky	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
Velikost obsahu kruhu brčka	S = 16,98 mm <sup>2</sup>				

Tabulka 14 Průměrné hodnoty naměřených vzdáleností mezi brčky pro všechny přístroje.

	A	B	C	D	E
nízká kvalita přístroje	2,06	2,61	4,60	4,27	6,06
nízká kvalita přístroje	1,46	2,66	3,78	4,43	5,93
střední kvalita přístroje	1,66	2,64	4,41	3,87	6,05
střední kvalita přístroje	1,65	2,39	3,34	4,28	5,61
vysoká kvalita přístroje	0,95	2,07	3,14	3,93	5,10
vysoká kvalita přístroje	0,95	1,98	3,10	4,10	5,07

Tabulka 15 průměrné hodnoty naměřených obsahů na všech přístrojích.

	1.	2.	3.	4.
nízká kvalita přístroje	16,81	16,76	16,70	16,67
nízká kvalita přístroje	16,84	16,78	16,75	16,69
střední kvalita přístroje	16,89	16,84	16,79	16,73
střední kvalita přístroje	16,89	16,87	16,81	16,77
vysoká kvalita přístroje	16,97	16,96	16,95	16,91
vysoká kvalita přístroje	16,98	16,97	16,96	16,90

Tabulka 16 Průměrné velikosti odchylek vzdáleností mezi brčky pro všechny přístroje.

	A	B	C	D	E
nízká kvalita přístroje	1,06	0,61	1,6	0,27	1,06
nízká kvalita přístroje	0,46	0,66	0,78	0,43	0,93
střední kvalita přístroje	0,66	0,64	1,41	0,13	1,05
střední kvalita přístroje	0,65	0,39	0,34	0,28	0,61
vysoká kvalita přístroje	0,05	0,02	0,1	0,1	0,07
vysoká kvalita přístroje	0,05	0,07	0,14	0,07	0,1

Tabulka 17 Průměrné hodnoty obsahu kruhu brček na všech přístrojích.

	1.	2.	3.	4.
nízká kvalita přístroje	0,17	0,22	0,28	0,31
nízká kvalita přístroje	0,14	0,2	0,23	0,29
střední kvalita přístroje	0,09	0,14	0,19	0,25
střední kvalita přístroje	0,09	0,11	0,17	0,21
vysoká kvalita přístroje	0,01	0,02	0,03	0,07
vysoká kvalita přístroje	0	0,01	0,02	0,08

Tabulka 18 Procentuální vyjádření průměrných odchylek vzdáleností mezi brčky na všech přístrojích.

	A	B	C	D	E
nízká kvalita přístroje	106,00	30,50	53,33	6,75	21,20
nízká kvalita přístroje	46,00	33,00	26,00	10,75	18,60
střední kvalita přístroje	66,00	32,00	47,00	3,25	21,00
střední kvalita přístroje	65,00	19,50	11,33	7,00	12,20
vysoká kvalita přístroje	5,00	1,00	3,33	2,50	1,40
vysoká kvalita přístroje	5,00	3,50	4,67	1,75	2,00

Tabulka 19 procentuální vyjádření průměrných odchylek obsahu kruhu brček na všech přístrojích.

	1.	2.	3.	4.
nízká kvalita přístroje	1,00	1,30	1,65	1,83
nízká kvalita přístroje	0,80	1,18	1,35	1,71
střední kvalita přístroje	0,53	0,82	1,12	1,47
střední kvalita přístroje	0,53	0,65	1,00	1,24
vysoká kvalita přístroje	0,06	0,12	0,18	0,41
vysoká kvalita přístroje	0,00	0,06	0,12	0,47



Obrázek 29 Zobrazení grafu.



Obrázek 30 Zobrazení grafu.



Obrázek 31 Zobrazení grafu.



Obrázek 32 Zobrazení grafu.





Obrázek 33 Zobrazení grafu.



Obrázek 34 Zobrazení grafu.



Obrázek 35 Zobrazení grafu.



Obrázek 36 Zobrazení grafu.



Obrázek 37 Zobrazení grafu.



Obrázek 38 Zobrazení grafu.



Obrázek 39 Zobrazení grafu.



Obrázek 40 Zobrazení grafu.

## 6 DISKUZE

Vytyčeným cílem bakalářské práce bylo experimentální srovnání vybraných kvalitativních parametrů ultrazvukových diagnostických přístrojů. Tyto experimenty jsme realizovali pomocí fantomů, které jsme si sami vytvořili. Námi zkoumanými parametry, které objektivně vypovídají o kvalitě zobrazení daného ultrazvukového přístroje, byly laterální a axiální rozlišovací schopnosti. Nicméně další věcí, kterou jsme při hodnocení kvalit UZ přístrojů využívali, bylo vizuální hodnocení vzniklého obrazu. Předpokládaným přínosem této bakalářské práce je usnadnění výběru ultrazvukového přístroje při jeho koupi. V dnešní době existuje velké množství UZ přístrojů, různých značek jednotlivých výrobců, různé ceny a pro různé lékařské odbornosti. Dalším úskalím je, že pokud bychom se dívali na výčty vlastností uvedených například na internetových stránkách prodávajícího, nebyli bychom si jisti, který přístroj si vybrat. Vypsání vlastností každého přístroje, jsou velice podobné, což lékaři či radiologickému asistentovi, znemožňuje správný výběr. Možným budoucím využitím této práce bude realizace databáze všech na trhu dostupných UZ přístrojů. Taková databáze by byla dostupná všem nemocničním zařízením a lékařům. Nová databáze by mohla být tvořena přehlednými tabulkami vlastností daného přístroje s uvedením jeho klíčových vlastností, kterými se od jiných odlišuje. Vrcholem všeho by bylo uvedení celkového hodnocení přístroje známkou, jako ve škole. Nejlepší přístroj tedy bude nositelem známky za 1, naopak nejhorší pak za 5. Ovšem, bylo by třeba dalších hlubších studií, rozšířených o více kvalitativních parametrů ultrazvukového obrazu, které by v nových tabulkách byly zaneseny a velice se podílely na celkovém hodnocení UZ přístrojů. S touto databází by lékaři postačovalo, aby nahlédl na internetový portál, kde bude mít k dispozici přehled všech UZ přístrojů na jednom místě. A s pomocí uvedené celkové známky přístroje bychom lékaři hodně ulehčili výběr přístroje do své ordinace či oddělení. Ultrazvukové přístroje prodělaly od svého vzniku velké změny. Ty nastaly zejména s rozvojem výpočetní techniky a mikroelektroniky. Dřívější přístroje nebylo možné užívat mimo místa, kde byly umístěny. Dnes ovšem ultrazvukový přístroj může vypadat jako malý notebook, který snadno přeneseme, kam bude třeba. UZ přístroje tedy můžeme rozdělit na stacionární a přenosné. Nicméně i se stacionárními ultrazvukovými přístroji je lepší manipulace. Hlavním důvodem je zmenšení celé konstrukce i nižší hmotnost přístroje. Mimo rozvoje, který ovlivnil dnešní vzhled nejen UZ přístrojů, zde stojí též vývoj nových ultrazvukových sond a nových zobrazovacích módů. Jako příklad uvedeme Dopplerové a 3D, popřípadě 4D zobrazovací módy.

Dopplerovské zobrazovací módy pomáhají určit směry a rychlosti toku krve v cévách a celkově doplňují černobílý B-mód o barevné cévní řečiště. Pokud budeme mluvit o zmíněném 3D nebo 4D zobrazení, ty jsou využívány zejména při zobrazování plodů během těhotenství. Ultrazvuková diagnostika dnes patří k základním a dostupným vyšetřením. Navíc toto vyšetření představuje obrovský potenciál v té stránce, že nevytváří radiační zátěž pacienta a vyšetření je tedy možné několikrát neinvazivně opakovat. Ultrazvukový přístroj je využíván v mnoha lékařských odbornostech, v nichž by se bez ultrazvukového vyšetření neobešli.

Jistě by bylo dobré uvést, že obecně ultrazvuk se používá i v technických a průmyslových odvětvích. Jako příklady můžeme uvést kontrolu konstrukcí mostů, železničních kolejí atd. Další využití ultrazvuku vyplývá z jeho mechanických, tepelných a fyzikálně-chemických účinků. Ultrazvukem lze rozbít například vodní kameny ve vodovodním potrubí, ohřát určitou tekutinu, nebo ho využít při přípravě chemických látek a čištění vzduchu.

Těchto mechanických, tepelných a fyzikálně-chemických účinků ultrazvuku je mnohdy využíváno v medicíně. Tepelné účinky ultrazvuku se účastní onkologické léčby určitých nádorových onemocnění. Hovoříme o tzv. hypertermii, tedy léčbě teplem. Onkologická léčba, kde dochází ke kombinaci účinků ionizujícího záření a hypertermie, dosahuje velké a prokázané účinnosti. Hypertermie ovšem může probíhat s pomocí jiných přístrojů s jinými a zároveň podobnými principy ohřátí tkáně. Zmíněná hypertermie prováděná pomocí ultrazvuku, pracuje na principu jeho absorpce ve tkáni. Mechanické kmity ultrazvukového vlnění předávají energii molekulám tkáně, které se též rozkmitají a tento jejich kmitavý pohyb vytváří teplo. Vzniklé teplo následně znemožňuje cévám nádoru se ochlazovat, a tím dochází k destrukci buněk nádoru.

Ultrazvukové přístroje jsou určeny nejen pro získání diagnostické informace, ale i terapeutickou léčbu. Terapeutické přístroje ovšem vyzařují ultrazvukové vlny o mnohem větších intenzitách, než-li je tomu u diagnostických UZ přístrojů. Ty totiž nezpůsobí ohřátí tkáně více než o jeden stupeň Celsia.

Takto bychom mohli o využití ultrazvuku pokračovat dále. Jasně je, že obecně ultrazvuku a jeho účinků, se využívá téměř na každém kroku v jakémkoliv odvětví.

Pojďme se podívat na výsledky našeho experimentu na fantomu.

Experiment prováděný na 1. fantomu ukázal, že vzduch v brčkách způsoboval rozbití ultrazvukového paprsku a v obraze bylo vytvořeno mnoho artefaktů. Tyto artefakty zcela znemožnily provádět měření. Obraz byl absolutně nehodnotitelný.

Tato skutečnost vedla k aplikaci ultrazvukového gelu do vnitřního prostoru brček. Po této operaci se obraz zlepšil. Nicméně se objevil následující problém. Ultrazvukový přístroj zobrazil jen horní vrstvu linie brček, ale brčka, která byla uložena pod touto vrstvou již nezobrazil. Nebylo tudíž možné zobrazit a provést měření u hlouběji se nacházejících brček.

Výsledkem experimentu prováděného na prvním fantomu bylo, aby nový fantom byl tvořený menším počtem beček a byl hluboký nejvýše 7 cm. Tato hloubka byla zvolena na základě získaného obrazu v prvním fantomu. Ultrazvukový obraz nepronikl dále než do 6 cm. Ve větších hloubkách nebylo v ultrazvukovém obraze, i přes přítomnost další formace brček, nic patrné. Obraz byl zcela černý.

Nový fantom byl tedy konstruován stejným principem jako první fantom. V novém fantomu bylo zajištěno, aby se brčka již pod sebou nenacházela. Jednotlivá brčka byla rozmístěna tak, aby bylo možné opět ověření laterální a axiální rozlišovací schopnosti. Dalšími přidanými prvky, kterým se od prvního fantomu odlišoval, byly zahradní hadice, plastová trubice s větší tloušťkou stěny a trubice s menší tloušťkou stěny. Všechny tyto trubky a brčka se staly součástí konstrukce jediné nádoby, fantomu, který znovu jako první nádobu vyplníme želatinou.

Želatina byla u nového fantomu další věcí odlišující se od fantomu předešlého. Při výrobě prvního fantomu došlo z technických důvodů k vyplnění želatinou, která byla odlišného druhu a barvy. První fantom tedy disponoval v dolních vrstvách bílou želatinou na níž byla následně nalita želatina červená. Během experimentu s prvním fantomem jsme zjistili, že červená želatina vypadá jako bychom zobrazovali parenchym jater. Červená želatina se proto stala v novém fantomu důležitou součástí, protože nejlépe nahrazuje skutečnou tkáň pacienta.



*Obrázek 41 Fotografie nového vyrobeného fantomu.*

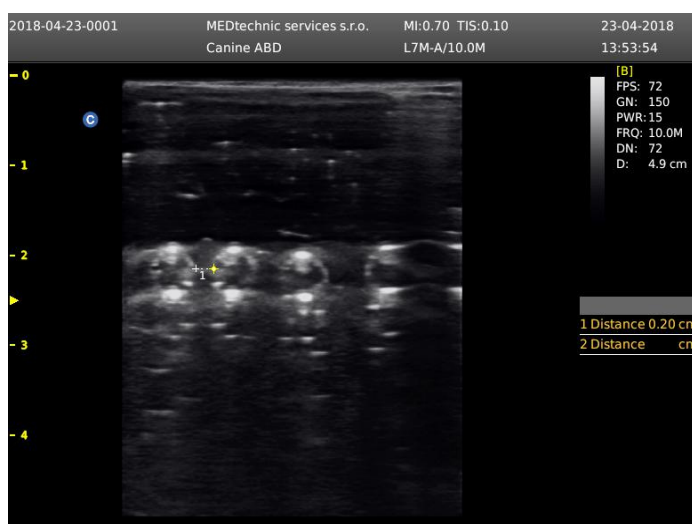
Nyní přejdeme k další části určení kvality zobrazení ultrazvukových přístrojů, kterou je vizuální popis vzniklého obrazu během experimentu.

Nejdříve začneme popisem obrázků, které byly vytvořeny UZ přístroji o nižší kvalitativní třídě.

Na vzniklém ultrazvukovém obraze jsou na první pohled patrné rozmazané a nejasné kontury naší brček, které jsou vyplněny ultrazvukovým gelem. Pod brčky se vytvářejí mnohočetné artefakty a akustické stíny. Důvodem vzniku artefaktů je velké rozbíjení ultrazvukového paprsku, který se následně odráží do všech směrů. Není tedy již zachovaný směr ultrazvukových vln, který je, v našem případě užití lineární sondy, rovnoběžný. Ultrazvukové pole lineární sondy má tvar obdélníku a ultrazvukové vlny v něm míří rovnoběžně od sondy. Celkově obsahuje vzniklý obraz hodně šumu a již zmíněných artefaktů. Při měření bylo obtížné správně umístit mezi jednotlivá brčka body, s jejichž pomocí jsme mohli určit vzdálenosti těchto brček. Z obrázku představujícího ukázkou z prováděného měření je jasné, že získané výsledky vzdáleností nesouhlasí se skutečnými



vzdálenostmi na fantomu. Odlišné výsledky vzdáleností jsou po vizuálním hodnocení vzniklého ultrazvukového obrazu objektivním důkazem nízké kvality zobrazení ultrazvukového přístroje. Závěrem je, že ultrazvukové přístroje podobné kvalitativní kategorie disponují špatnou laterální rozlišovací schopností. Z experimentu zkoumající axiální rozlišovací schopnost, která byla kontrolována na základě měření obsahu plochy jednotlivých zobrazených brček, bylo zjištěno zmenšování těchto obsahů. Dalším ověřením bylo měření vzdáleností mezi brčky v ose průběhu formace brček fantomu. Tam jsme odhalili také zmenšení jejich vzájemné vzdálenosti. Výsledkem měření axiálního rozlišení tedy je, že ve větších hloubkách tkáně dochází k zmenšování velikostí sledovaných objektů, které mají ve skutečnosti jiné rozměry. Hlavním mínusem pro klinickou praxi ultrazvukového přístroje je, že například při diagnostice nádorů uložených ve větších hloubkách tkáně, by UZ přístroj velký tumor ještě mohl odhalit. Pokud by ale byl tumor menší, rozhodně by vyšetření tímto UZ přístrojem, tumor neprokázalo.



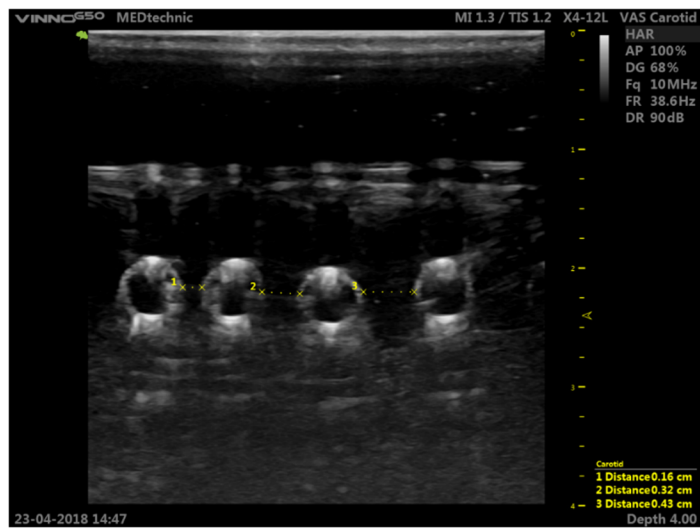
Obrázek 42 Ukázka vzniklého obrazu z měření na přístroji nízké kvality.



Obrázek 43 Ukázka vzniklého obrazu z měření na přístroji nízké kvality.

Obrázky pořízené střední třídou UZ přístrojů poskytly přesnější diagnostickou informaci. Kontury jednotlivých brček jsou ostřejší oproti konturám, získaných na předešlých přístrojích. Celkově obsahuje obraz mnohem méně artefaktů, vznikajících rozbitím ultrazvukového paprsku. Dále došlo i ke zmenšení akustických stínů pod brčky. Horní část obrázku, tedy od shora až po dolní kontury zobrazených brček, je zobrazen odlišný odstín ekvivalentu tkáně. Naší ekvivalentní tkání je potravinářská želatina. A důvodem odlišných odstínů horní a dolní poloviny obrázku, je odlišné množství obsažené vody při přípravě želatiny. Při výrobě nového fantomu číslo 2, byl neúmyslně z technických důvodů, vyplněn fantom dvěma samostatně připravovanými želatinovými výplněmi. Na předchozích UZ přístrojích nižší třídy, nebyl tento rozdíl denzit ekvivalentu tkáně tolik patrný. To, že na tomto přístroji jsou rozdílné denzity naší tkáně viditelné, znamená plus pro kvalitu obrazu přístrojů střední třídy.

Výsledky měření k určení laterální rozlišovací schopnosti ukázaly, že při měření menších vzdáleností mezi brčky, jsme dosahovali hodnot, které více odpovídaly skutečnosti. U vzdáleností, které byly mezi brčky již větší, naměřené hodnoty odpovídaly skutečnosti méně. Během určování axiální rozlišovací schopnosti, jsme objevili, ovšem už jen u dvou nejhloběji uložených brček, nesrovnalosti. Jednalo se opět o zmenšování vzdáleností mezi brčky a také zmenšení obsahu plochy řežu brčkem. Tyto výsledky ukazují, že i střední třída ultrazvukových přístrojů nedisponuje takovou kvalitou, která by přesně dokázala určit vzdálenosti mezi jednotlivými objekty. Nicméně celkově lze prohlásit, že tato střední třída poskytla mnohem lepší obraz, ve kterém již byly kontury brček zřetelné. Ostré kontury jsme shledali též u brček, při měření axiální rozlišovací schopnosti, která jsou postupně uložena hlouběji a hlouběji. Neostré kontury se vyskytují jen u dvou nejhloběji nacházejících se brček. Dále se netvořilo tolik artefaktů v obraze.

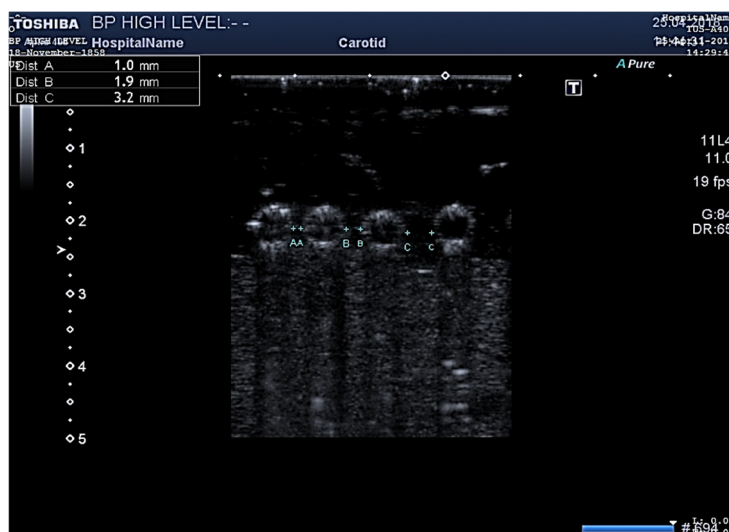


Obrázek 44 Ukázka vzniklého obrazu z měření na přístroji střední kvality.

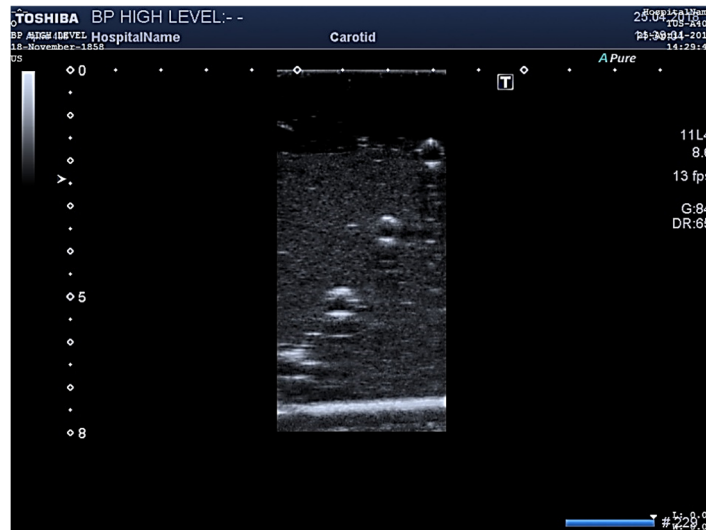


Obrázek 45 Ukázka vzniklého obrazu z měření na přístroji střední kvality.

Pokud budeme hovořit o obrázcích a měření získaných na vysoké třídě UZ přístrojů, jedná se o úplně odlišný experiment. Odlišný zejména pro přesné získané hodnoty měření. Obrazy těchto přístrojů obsahují až zanedbatelné minimum artefaktů. Pořízený ultrazvukový obraz je celkově ostrý. Velice dobře s detaily zobrazil ekvivalentní tkáň, kde mluvíme o viditelné rozdílné denzitě horní a dolní poloviny obrazu. Jedním z myšlených detailů je, že dolní polovina obrazu, kam byla nalita želatina s odlišným množstvím vody, odpovídá zobrazení, které bychom získali při vyšetření jaterního parenchymu. Dostáváme tedy spojení vhodně vytvořeného ekvivalentu tkáně a nejlepšího ultrazvukového zobrazení. Z pohledu měření můžeme skvělou vizuální podobu obrazu jen potvrdit. Při experimentu na laterální rozlišovací schopnost, jsme získaly hodnoty, které nejlépe, téměř přesně, odpovídaly skutečným vzdálenostem mezi jednotlivými brčky na fantomu. Během určování axiální rozlišovací schopnosti, poskytoval získaný obraz celkem ostré kontury brček, s výjimkou posledního, na kterém již docházelo k rozostření. Ke zmenšování vzdáleností brček a měřených obsahů ploch, již na rozdíl od předchozích tříd přístrojů, docházelo minimálně se zanedbatelnými odchylkami od skutečnosti.



Obrázek 46 Ukázka vzniklého obrazu z měření na přístroji vysoké kvality.



Obrázek 47 Ukázka vzniklého obrazu z měření na přístroji nízké kvality

Nyní se přesuneme k diskuzi o samotném experimentu a získaných UZ obrazech.

K realizaci určení a ověření kvality obrazu daných UZ přístrojů, jsme si stanovili využití pouze lineární sondy. Důvodem bylo, aby vysílané ultrazvukové vlny směřovaly od sondy kolmo a rovnoběžně. Pokud bychom prováděli měření například s pomocí konvexní sondy, získaný obraz vzdáleností brček, by byl rozbíhavý. Konvexní sonda totiž vytváří rozbíhavé ultrazvukové pole a tvar výsledného obrazu je v podobě trapezoidu. Při měření bychom získávali vzdálenosti odlišné od skutečnosti, ale nikoliv z důvodu špatné kvality přístroje, ale z důvodu rozbíhavosti ultrazvukových vln, vysílaných touto sondou. Z lineární sondy dostaneme obraz ve tvaru obdélníku. Nadefinovanou frekvencí této sondy bude 10 MHz. Stanovená frekvence byla na všech ultrazvukových přístrojích stejná, abychom zajistili reprodukovatelnost pokusu. Dalším důvodem zvolení frekvence 10 MHz je průnik ultrazvukových vln zhruba do 8 cm. Náš nově vytvořený fantom měl oblast zájmu, kterou byla formace brček k určení laterální schopnosti, v hloubce 2 cm. Při určování axiální rozlišovací schopnosti, bylo vždy jedno brčko uloženo od hloubky 2 cm do konečné hloubky fantomu tak, aby nedocházelo k jejich vzájemnému překrývání. Následným zachovaným nastavením přístroje při experimentu je tedy zobrazovaná hloubka. Ta je při určování laterální rozlišovací schopnosti nastavena do 2,5 cm a u axiální rozlišovací schopnosti do 4,5 cm. Nutné je dodat, že nastavená hloubka zobrazení znamená, že daný objekt v této hloubce se na obrazovce nachází uprostřed.

To znamená, že když jsme prováděli experiment na axiální rozlišovací schopnost, tak všechna tato brčka byla na obrazovce patrná. Jen tedy to prostřední brčko se nacházelo v hloubce 4,5 cm. U měření laterální rozlišovací schopnosti toto neuvažujeme, protože linie středu všech brček, leží právě v naší oblasti zájmu, kterou je hloubka 2,5 cm.

Nyní se podíváme na některé faktory, které mohou způsobit odlišnosti zobrazení u jednotlivých UZ přístrojů. Možným důvodem by mohla být situace, že z každého piezoelektrického elementu, má vyzařovaný paprsek jinou tloušťku. Tím je ovlivněna i registrace odražené vlny. Dalším faktorem je držení samotné sondy. Ultrazvukovou sondu můžeme uchopit po každé jinak, což se může ve výsledném obraze projevit. Ultrazvukové vlny pak budou na tkáň a orgány, v našem případě na želatinu a brčka, dopadat pod jiným úhlem. Dále se může jednat o množství ultrazvukového gelu, mezi sondou a povrchem pacienta, respektive fantomu. Účelem aplikace gelu na sondu je, aby došlo k co největšímu vytěsnění vzduchu. Ten by způsoboval pohlcení ultrazvukových paprsků ještě před tím, než proniknou do tkáně pacienta. Můžeme též hovořit o užití frekvenci a hloubce zájmu, které byly vzhledem k reprodukci pokusů stejné. Běžně lékař při vyšetření toto nastavení mění. Důvodem změny frekvence sondy je její následný dosah do hloubky. Nižší frekvence sondy zajistí průnik ultrazvukových vln do vzdálenějších vrstev tkáně. Ovšem při současném snížení rozlišení celého obrazu. Naopak vyšší frekvence nám poskytne obraz s vysokým rozlišením, ale je do menších vzdáleností ve tkáni. S posunem hloubky zájmu se může lékař zaměřit na určitou nalezenou patologii, kterou bude zkoumat detailněji.

Ultrazvukové přístroje jsou v dnešní době využívány mimo medicíny i ve veterině a dále v průmyslu. Celkově se řadí k nejběžnějším a nejčastěji využívaným přístrojům. Pokud se ovšem vrátíme k využití těchto přístrojů, se kterými je prováděna diagnostika lidského těla, je třeba, aby byly co nejpřesnější. Z výše uvedených výsledků experimentu, který jsme prováděli na UZ přístrojích nižší třídy, jsme zjistili následující skutečnosti. Pokud bychom diagnostikovali nádor, který by byl uložený ve větší hloubce, vyšetření by tumor neprokázalo. V lepším případě by výsledkem zobrazení byl malý nejasný útvar, který by bylo třeba vyšetřovat dalšími zobrazovacími metodami. Nejasným útvarem jsme označili nádor z důvodu vycházejícího opět z výsledků experimentu. U hlouběji uložených brček docházelo k zmenšování jejich rozměrů. Stejná situace by tedy nastala i v klinické praxi. Zjištěný malý nejasný útvar by ve skutečnosti byl tumorem o větších rozměrech.

S užitím lepšího kvalitnějšího UZ přístroje, bychom nádor zcela jistě lépe objevili a identifikovali. Získaná diagnostická informace by tak poskytovala obraz nejlépe odpovídající skutečnosti.

## 7 ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce byla experimentální srovnávací studie vybraných kvalitativních parametrů u ultrazvukových diagnostických zobrazovacích přístrojů. Experimentální studie probíhala za pomoci vlastních vyrobených fantomů. Tyto fantomy představovaly ekvivalenty ke skutečné tkáni živého pacienta. Součástí ekvivalentu tkáně, kterou byla v našem případě želatina, byla brčka různě vzdálená od sebe a různě uspořádaná pro určení kvality dané rozlišovací schopnosti. Námi sledovanými kvalitativními parametry byly laterální a axiální rozlišovací schopnosti UZ přístrojů. Určení kvality zobrazování daného UZ přístroje bylo tedy zprostředkováno měřením, které UZ přístroj umožňoval, různých vzdáleností mezi jednotlivými brčky fantomu. Fantom byl vyrobený tak, aby vzdálenosti mezi brčky byly přesně určeny a rozmístěny pro měření dané rozlišovací schopnosti. Výsledný závěr o kvalitě určitého diagnostického přístroje, byl stanoven na základě porovnání vzdáleností, získaných měřením ultrazvukového přístroje, se skutečnými vzdálenostmi brček uvnitř fantomu. Dále se na závěru o kvalitě přístroje podílelo i vizuální hodnocení vzniklého obrazu při experimentu.

Z výsledků vyplývá, že pro lékaře jsou nejvhodnější UZ přístroje o vyšší kvalitativní třídě, které během experimentu prokázaly nejpřesnější měření vzdáleností. Z tohoto měření dále vyplývá, že tyto přístroje mají nejlepší laterální a axiální rozlišovací schopnosti. Pro využití v klinické praxi, jsou tyto UZ přístroje celkově hodnoceny jako nejlepší. Poskytují nejpřesnější diagnostickou informaci i o hlouběji uložených strukturách.

Cíle této bakalářské práce bylo tedy dosaženo. Naším návrhem je, aby byly vytvořeny další studie rozšířené o jiné kvalitativní parametry a vlastnosti UZ přístrojů. Z těchto studií by pak mohla být vytvořena databáze všech přístrojů bez ohledu na značku výrobce a cenu. Databáze by obsahovala mimo přehledných tabulek daných vlastností přístrojů i celkové hodnocení, čímž by byl usnadněn výběr UZ přístroje nejen pro lékaře, ale i zdravotnická zařízení vůbec.



## 8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

Zkratka	Význam
A-mód.....	Amplitudové zobrazení
B-mód.....	Dvojměrné zobrazení
cm.....	Centimetr-jednotka délky
3D a 4D mód.....	Trojměrné a čtyřměrné zobrazení
kHz.....	Kiloherz-jednotka frekvence
MHz.....	Megahertz-jednotka frekvence
M-mód.....	Zobrazení znázorňující pohyb
mm.....	Milimetr-jednotka délky
UZ.....	Ultrazvukový/á/é,

(příklad: UZ vlny = ultrazvukové vlny)

## 9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. Beneš, Jiří, Kyplová, Jaroslava, Vitek, František. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory*. 1. Vydání. Praha: Grada Publishing, 2015. 244 s. ISBN 978-80-247-4712-5
2. Lepil, Oldřich. *Fyzika pro gymnázia-mechanické kmitání a vlnění*. 4. vydání. Praha: Prometheus, 2001. 132 s. ISBN 978-80-7196-387-5
3. *Moje zdraví*. Praha: Mladá fronta, a.s., 2005, roč. 2, č. 2. ISSN 1214-3871 časopis 2/2005, roč. 2
4. Joseph SK Woo. *A short History of the Development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*. [online]. Londýn: Resource Discovery Network, University of Oxford, ©1998-2002. Poslední změna 1. 1. 2002, [19.08.2017]. Dostupné z: <http://www.ob-ultrasound.net/history1.html>
5. Rosina, Jozef a kol. *Biofyzika pro zdravotnické a biomedicínské obory*. 1. Vydání. Praha: Grada Publishing, 2013. 224 s. ISBN 978-80-247-4237-3
6. MUSIL, Dalibor. *Ultrazvukové vyšetření žil dolních končetin*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5597-7.
7. IKEM. *Jícnová echokardiografie*. [online]. Praha, © Institut klinické a experimentální medicíny 2015 - 2018. Poslední změna 2018, [10.2.2018]. Dostupné z: <https://www.ikem.cz/cs/echokardiografie-jicnova/a-408/#>
8. Jüttnerová, Sandra a kol. *Lékařské využití ultrasonografie*. [online]. © VŠB-TU Ostrava 2015/16. Poslední změna 2016, [19.09.2017]. Dostupné z: [http://www.jtarchitekt.cz/lekarske\\_vyuziti.html](http://www.jtarchitekt.cz/lekarske_vyuziti.html)
9. Seidl, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. 1.vydání. Praha: Grada Publishing a.s., 2012. 368 s. ISBN 978-80-247-4108-6
10. Bohatá, Šárka a kol. *Pokročilé techniky zobrazení při konvenční ultrasonografii a jejich využití*. [online]. RDK FN Brno a LF MU Brno, 2014. Poslední změna 2014, [20. 3. 2018]. Dostupné z: <https://www.fnbrno.cz/1-bohata-pokrocile-techniky-zobrazeni-pri-konvencni-ultrasonografii-a-jejich-vyuziti/f2521>
11. Projekt FRVŠ 911/2013. *Elastografie*. [online]. Biofyzikální ústav LF MU Brno, 2013. Poslední změna 2013, [2. 4. 2018]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/Elasto.pdf>
12. Projekt FRVŠ 911/2013. *Ultrazvuková diagnostika*. [online]. Biofyzikální ústav LF MU Brno, 2013. Poslední změna 2013, [2. 4. 2018]. Dostupné z:

<http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/Ultrazvuk.pdf>

13. Pierce, M, Heather. *Ultrasound Phantoms; B-mode, Doppler and Others*. [online]. Norfolk, Virginia USA, ©2018 Computerized Imaging Reference Systems, Inc. | A Castleray Company. Poslední změna 2010, [29. 3. 2018]. Dostupné z: <https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/49-14379-35435-483.pdf>
14. DOLEŽAL, Ladislav a KOLLMANN, Christian. *Patient - Ultrasound Interaction*. 1. ed. Olomouc: Palacký University Olomouc, 2010. ISBN 978-80-244-2656-3.
15. GILL, Robert. *The physics and technology of diagnostic ultrasound: a practitioner's guide*. Sydney: High Frequency Publishing, 2012. ISBN 9780987292100.
16. GILL, Robert W. *Physics and technology of diagnostic ultrasound: study guide*. Sydney: High Frequency Publishing, 2016. ISBN 9780987292148.
17. NEČAS, Martin. *Artifacts in diagnostic medical ultrasound*. Hamilton: Antegrade Ultrasound Solutions, 2012. ISBN 978-0-987292-16-2.

## 10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Ukázka podélného vlnění <sup>[2]</sup> .....	16
Obrázek 2 Ukázka příčného vlnění <sup>[2]</sup> .....	16
Obrázek 3 Blokové schéma UZ přístroje .....	21
Obrázek 4 Schéma základního rozlišení a využití ultrazvukového přístroje. ....	22
Obrázek 5 Fotografie přenosného UZ přístroje. ....	22
Obrázek 6 Fotografie stacionárního UZ přístroje. ....	22
Obrázek 7 Ukázka jícnové echokardiografie. <sup>[7]</sup> .....	24
Obrázek 8 Schéma dělení ultrazvukových sond. ....	26
Obrázek 9 Ukázka ultrazvukových polí jednotlivých sond, zleva lineární, konvexní, sektorová. <sup>[8]</sup> .....	26
Obrázek 10 Mechanická ultrazvuková sonda. ....	27
Obrázek 11 Schéma dělení základních ultrazvukových sond. ....	27
Obrázek 12 Konvexní sonda. ....	28
Obrázek 13 Lineární sonda. ....	29
Obrázek 14 Ukázka B-módu při vyšetření srdce. ....	30
Obrázek 15 Ukázka M-módu srdeční činnosti. ....	31
Obrázek 16 Ukázka 3D zobrazení plodu. ....	32
Obrázek 17 Ukázka kontinuálního dopplerovského zobrazení srdce. ....	32
Obrázek 18 Ukázka pulzního dopplerovského zobrazení. ....	33
Obrázek 19 Ukázka power dopplerovského zobrazení cév ledvin. ....	34
Obrázek 20 Ukázka barevného dopplerovského zobrazení karotických cév. ....	34
Obrázek 21 Ukázka duplexního zobrazení. ....	35
Obrázek 22 Ukázka triplexního zobrazení. ....	35
Obrázek 23 Ukázka harmonického zobrazení. ....	36
Obrázek 24 Ukázka elastografického zobrazení. ....	37
Obrázek 25 Ukázka panoramatického zobrazení. ....	38
Obrázek 26 Fotografie profesionálního fantomu. [13] .....	40
Obrázek 27 Průřez fantomem z obr. 23. [13] .....	40

Obrázek 28 Fotografie vyrobeného fantomu .....	46
Obrázek 29 Zobrazení grafu.....	56
Obrázek 30 Zobrazení grafu.....	56
Obrázek 31 Zobrazení grafu.....	57
Obrázek 32 Zobrazení grafu.....	57
Obrázek 33 Zobrazení grafu.....	58
Obrázek 34 Zobrazení grafu.....	58
Obrázek 35 Zobrazení grafu.....	59
Obrázek 36 Zobrazení grafu.....	59
Obrázek 37 Zobrazení grafu.....	60
Obrázek 38 Zobrazení grafu.....	60
Obrázek 39 Zobrazení grafu.....	61
Obrázek 40 Zobrazení grafu.....	61
Obrázek 41 Fotografie nového vyrobeného fantomu.....	65
Obrázek 42 Ukázka vzniklého obrazu z měření na přístroji nízké kvality. ....	66
Obrázek 43 Ukázka vzniklého obrazu z měření na přístroji nízké kvality. ....	66
Obrázek 44 Ukázka vzniklého obrazu z měření na přístroji střední kvality. ....	68
Obrázek 45 Ukázka vzniklého obrazu z měření na přístroji střední kvality. ....	68
Obrázek 46 Ukázka vzniklého obrazu z měření na přístroji vysoké kvality.....	69
Obrázek 47 Ukázka vzniklého obrazu z měření na přístroji nízké kvality .....	70

## 11 SEZNAMU POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 Hodnoty vzdáleností mezi brčky; Tabulka 2 Hodnoty vzdáleností mezi brčky .....	50
Tabulka 3 Hodnoty vzdáleností mezi brčky; Tabulka 4 Hodnoty vzdáleností mezi brčky .....	50
Tabulka 5 Hodnoty vzdáleností mezi brčky; Tabulka 6 Hodnoty vzdáleností mezi brčky .....	51
Tabulka 7 Hodnoty obsahu kruh brček v $\text{mm}^2$ ; Tabulka 8 Hodnoty obsahu kruh brček v $\text{mm}^2$ .....	51
Tabulka 9 Hodnoty obsahu kruh brček v $\text{mm}^2$ ; Tabulka 10 Hodnoty obsahu kruh brček v $\text{mm}^2$ .....	52
Tabulka 11 Hodnoty obsahu kruh brček v $\text{mm}^2$ ; Tabulka 12 Hodnoty obsahu kruh brček v $\text{mm}^2$ .....	52
Tabulka 13 Skutečné vzdálenosti mezi brčky na fantomu. ....	52
Tabulka 14 Průměrné hodnoty naměřených vzdáleností mezi brčky pro všechny přístroje. ....	52
Tabulka 15 průměrné hodnoty naměřených obsahů na všech přístrojích.....	53
Tabulka 16 Průměrné velikosti odchylek vzdáleností mezi brčky pro všechny přístroje. .....	53
Tabulka 17 Průměrné hodnoty obsahu kruhu brček na všech přístrojích. ....	54
Tabulka 18 Procentuální vyjádření průměrných odchylek vzdáleností mezi brčky na všech přístrojích. ....	55
Tabulka 19 procentuální vyjádření průměrných odchylek obsahu kruhu brček na všech přístrojích. ....	55