



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Kategorizace zdravotnické techniky – diagnostická
zobrazovací technika, návrh přístrojové zobrazovací
techniky vhodné pro urgentní příjem**

**Categorization of medical devices – diagnostic imaging,
proposal of instrumentation imaging technology
suitable for urgent care centre**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Markéta Janešová

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Jiří Petráček

Kladno 2017

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

Student: **Markéta Janešová**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Kategorizace zdravotnické techniky - diagnostická zobrazovací technika, návrh přístrojové zobrazovací techniky vhodné pro urgentní příjem**
Téma anglicky: Categorization of medical devices - diagnostic imaging, proposal of instrumentation imaging technology suitable for urgent care centre

Zásady pro vypracování:

Cílem práce je vytvoření podkladů pro úhradovou vyhlášku a jejich praktické využití při návrhu přístrojového vybavení z oblasti zobrazovacích systémů pro urgentní a traumatologický příjem. Vytvořte návrh (členění) kategorizace v oblasti skiografické a ultrazvukové diagnostické zobrazovací techniky. Každou kategorii přístrojů rozčleňte do max. 3 skupin (hladin) určujících náročnost, specifičnost, kvalitu přístroje (skupina: základní, střední, nejvyšší). Jednotlivé kategorie/skupiny zdravotnické techniky doplňte výčtem a popisem technických parametrů odlišujících jednotlivé skupiny včetně případné obrazové dokumentace. V rámci výsledného řešení uvažujte pořadí důležitosti z pohledu vyšetřovacího řetězce.

Seznam odborné literatury:

- [1] Kol., Podpora systematizace přístrojů, 15.9.2011, [Revidováno 14.11.2013], [Citováno 6.2.2015], <http://www.nrc.cz/cinnosti/podpora-systematizace-pristroju>
- [2] Kol., Global Medical Devices Nomenclature (GMDN), 1.1.2005, [Revidováno 1.1.2015], [Citováno 6.2.2015], <http://www.gmdnagency.org/>
- [3] Kol., Universal Medical Device Nomenclature System (UMDNS), 1.1.2006, [Revidováno 1.1.2015], [Citováno 6.2.2015], <https://www.ecri.org/components/umdns/Pages/default.aspx>
- [4] Kol., European Diagnostic Manufacturers Association (EDMA), 1.1.2007, [Revidováno 1.1.2015], [Citováno 6.2.2015], <http://www.edma-ivd.be/>

Zadání platné do: 30.09.2017
Vedoucí: Ing. Jiří Petráček
Konzultant: Ing. Peter Palaj, OZTI OBMI FN Motol

.....
vedoucí katedry / pracoviště

.....
děkan

V Kladně dne 15.05.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Kategorizace zdravotnické techniky – diagnostická zobrazovací technika, návrh přístrojové zobrazovací techniky vhodné pro urgentní příjem“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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 13. 5. 2017

.....

Markéta Janešová

PODĚKOVÁNÍ

Především bych chtěla poděkovat mému vedoucímu bakalářské práce Ing. Jiřímu Petráčkovi. Poděkování patří také mému konzultantovi Ing. Petrovi Palajovi za odborné připomínky a veškerou pomoc při konzultacích. Další poděkování bych chtěla směřovat Ing. Petru Kudrnovi, Ph.D. za vstřícnost a cenné rady. Za spolupráci při praktické části děkuji MUDr. Lukášovi Mikšíkovi a Ing. Pavlovi Čutkovi.

ABSTRAKT

Kategorizace zdravotnické techniky: Kategorizace zdravotnické techniky – diagnostická zobrazovací technika, návrh přístrojové zobrazovací techniky vhodné pro urgentní příjem

Cílem práce bylo vytvořit návrh kategorizace v oblasti skiagrafické a ultrazvukové diagnostické techniky pro urgentní příjem. Tato kategorizace by měla sloužit jako podklad pro novelizaci úhradové vyhlášky a měla by pomoci navrhnout vhodné přístrojové vybavení RTG a UZ na urgentním příjmu. Na základě dotazníkového šetření a řízených rozhovorů byla navržena kategorizace, která byla podložena výsledky rentgenových zkoušek naměřených pomocí rentgenových fantomů. Experimenty s navrženými a zrealizovanými sonografickými fantomy sloužily také jako podklady pro kategorizaci. Z kategorizace a experimentů vyplývá vhodné přístrojové vybavení v oblasti skiografie a ultrazvukové techniky. Výsledkem je kategorizace, dle které je možné členit RTG a UZ přístroje do 3 skupin Top-Střední-Nižší dle specifčnosti a kvality přístroje pro urgentní příjem. Jako vhodné vybavení pro toto oddělení bylo shledáno skiagrafické vybavení z Top třídy, a to především na základě parametru polohovatelnosti v prostoru a ultrazvukové vybavení z třídy Střední, pro svou multifunkčnost a nižší náročnost obsluhy.

Klíčová slova

Úhradová vyhláška, Urgentní příjem, Rentgen, Ultrazvuk, Kategorizace, Fantom.

ABSTRACT

Categorization of medical devices: Categorization of medical devices – diagnostic imaging, proposal of instrumentation imaging technology suitable for urgent care centre

The aim of this work was to create a suggestion for categorization of skiagraphic and ultrasonic diagnostic techniques on urgent care centre. This categorization should be used as background materials for decree of reimbursement and should help during proposing suitable X-ray and ultrasound devices on urgent care centre. Based on survey and controlled interviews was proposed categorizing that was supported by X-ray tests results measured by X-ray phantoms. Suggested and performed experiments with sonographic phantoms were also used as a background material for categorization. Appropriate skiagraphic and ultrasonic equipment is based on categorization and experiments. The result is categorization that is divided into 3 groups Top-Medium-Low based on specifications and quality of X-ray and ultrasound devices for urgent care centre. Suitable skiagraphic device for urgent care centre is from the Top group because it is positioning in space parameter. Suitable ultrasound device is from the Medium group for it is multifunction and lower operations demands.

Keywords

Reimbursement decree, Urgent care centre, X-ray, Ultrasound, Categorization, Phantom.

Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	1
1 Úvod	3
1.1 Přehled současného stavu.....	3
1.1.1 Úhradová vyhláška	4
1.2 Cíle práce.....	5
2 Urgentní příjem	6
2.1 Plán průchodu urgentním příjmem ve Fakultní nemocnici Motol.....	6
2.1.1 Doprava na oddělení.....	7
2.1.2 Příjmová část	7
2.1.3 Vyšetřovny	7
2.1.4 Lůžková část.....	8
2.2 Přístrojové vybavení urgentního příjmu.....	8
2.3 Shrnutí potřeb urgentního příjmu.....	8
3 Rentgenová zobrazovací diagnostická technika dnes.....	9
3.1 Rentgenové zobrazovací metody	9
3.1.1 Princip RTG.....	9
3.2 Konstrukce RTG	9
3.2.1 Rentgenka	10
3.3 RTG Skiografie	11
3.3.1 Princip.....	11
3.3.2 Skiografický obraz.....	12
3.3.3 Výhody a nevýhody.....	15
3.4 Další typy diagnostických RTG využívaných na UP.....	16
3.4.1 RTG Skiaskopie.....	16
3.4.2 RTG Výpočetní tomograf (CT).....	16
4 Ultrazvuková diagnostika dnes	17
4.1 Princip UZ.....	17
4.1.1 Vznik obrazu	18
4.2 Konstrukce UZ	18
4.3 Přehled zobrazovacích módů	18

4.3.1	A – mód	18
4.3.2	B – mód	19
4.3.3	M – mód	20
4.3.4	3D zobrazení.....	20
4.3.5	4D zobrazení.....	21
4.3.6	Dopplerovské zobrazení	21
4.4	Ultrazvukové vyšetřovací sondy	25
4.4.1	Mechanická sonda	25
4.4.2	Sektorová sonda.....	25
4.4.3	Lineární sonda	26
4.4.4	Konvexní sonda	26
4.4.5	Maticová sonda (phased array).....	28
4.5	Sonografická vyšetření	28
4.6	Výhody a nevýhody sonografie.....	29
5	Použitá metodika zisku informací.....	30
5.1	Metodika Kategorizace	30
5.1.1	Rozbor technických specifikací.....	30
5.1.2	Dotazníkové šetření	30
5.1.3	Řízené rozhovory.....	31
5.2	Metodika ověření parametrů pomocí fantomů	31
5.2.1	Rentgenový fantom a testované přístroje	32
5.2.2	Sonografický fantom a testované přístroje	36
5.2.3	Návrh a realizace fantomů pro sonografii	39
6	Návrh kategorizace RTG přístrojů pro UP.....	47
7	Návrh kategorizace UZ přístrojů pro UP.....	48
8	Experimenty s fantomy	49
8.1	Experiment s rentgenovým fantomem	49
8.1.1	Výsledky experimentu - ověření kategorizace RTG přístrojů pomocí fantomu.....	50
8.2	Experiment s hloubkovým sonografickým fantomem	53
8.2.1	Výsledky experimentu - ověření kategorizace UZ přístrojů pomocí hloubkového fantomu.....	54

8.3	Experiment s průtokovým sonografickým fantomem.....	59
8.3.1	Výsledky experimentu - ověření kategorizace UZ přístrojů pomocí průtokového fantomu	60
9	Diskuse.....	67
10	Závěr	71
	Seznam použité literatury	73
	Příloha A.I: Dotazník zaměřený na diagnostické RTG přístroje.....	77
	Příloha A.II: Dotazník zaměřený na diagnostické UZ přístroje	79

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
Q	J nebo HU	Tepelná kapacita anody udávaná v Joulech nebo ve speciální tepelné jednotce Heat Unit
E_{Ke}	eV	Kinetická energie elektronů udávaná v elektronvoltech
n_e	-	Počet elektronů
f	Hz	Zobrazovací frekvence sondy
HCR	Lp/mm	Rozlišení při vysokém kontrastu (<i>line pair per milimeter</i>)
I	A	Proud v Ampérech
P	W	Výkon v kilowatech
U	V	Napětí v kilovoltech
VO	mm	Velikost ohniska rentgenky

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
A - mód	Amplitudové zobrazení (<i>Amplitude</i>)
ARO	Anesteziologicko-resuscitační oddělení
B - mód	Dvojměrné zobrazení (<i>Brightness</i>)
CDE/CPA/CAI	Energetický Doppler (<i>Color Doppler Energy/Color Power Angio/Color Amplitude Imaging</i>)
CDI/CFM	Barevný Doppler (<i>Color Doppler Imaging/Color Flow Mapping</i>)
CR	Počítačová radiografie (<i>Computed Radiography</i>)
CT	Computed tomography – výpočetní tomografie
CW - mód	Kontinuální Doppler (<i>Continuous wave</i>)
ČR	Česká republika
DQE	Detekční kvantová účinnost (<i>Detective quantum efficiency</i>)
DR	Digitální radiografie (<i>Direct Radiography</i>)
ECHO	Echokardiografie
FN Motol	Fakultní nemocnice Motol
GMDN	Celosvětový systém zdravotnických prostředků (<i>Global Medical Device Nomenclature</i>)
HCR	Rozlišení při vysokém kontrastu - rozlišení (<i>High Contrast Resolution</i>)
JIP	Jednotka intenzivní péče
LCR	Rozlišení při nízkém kontrastu - kontrast (<i>Low Contrast Resolution</i>)
M – mód	Zobrazení v reálném čase (<i>Motion</i>)
MRI	Magnetická rezonance (<i>Magnetic resonance imaging</i>)
MZ	Ministerstvo zdravotnictví
PW	Pulsní Doppler (<i>Pulsed wave</i>)
RTG	Rentgen
SONO	Sonografie – vyšetření ultrazvukem
TEE	Transezofageální sonda
UP	Urgentní příjem

USA	Spojené státy americké (<i>United States of America</i>)
UZ	Ultrazvuk
ÚV	Úhradová vyhláška
ZP	Zdravotnický prostředek
ZT	Zdravotnická technika
ZZS	Zdravotnická záchranná služba

1 Úvod

Tato bakalářská práce se zabývá vytvořením kategorizace zdravotnické techniky v oblasti diagnostické skiagrafické a ultrazvukové zobrazovací techniky a následně návrhem přístrojového vybavení této techniky vhodné pro urgentní a traumatologický příjem. Motivací pro tuto bakalářskou práci je problematika přerozdělování úhrad za jednotlivá vyšetření diagnostickými metodami na základě úhradové vyhlášky, která žádným způsobem nečlení zdravotnickou techniku dle přesně definovaných parametrů do hladin určujících například specifika použití či kvalitu přístroje. Navrženou kategorizaci a její parametry bude snaha podložit na základě obrazové dokumentace. Praktické experimenty budou realizovány na zobrazovací diagnostické technice, kterou disponuje Fakultní nemocnice Motol (FN Motol).

1.1 Přehled současného stavu

V současné době je zažité dělení zdravotnických technologií, které se standardně používá u nás i ve světě. Běžné je dělení například terapeutických postupů, léků, zdravotnické techniky (ZT) do třídy rizika či dle účelu.

Členění ZT dle účelu:

- Diagnostická ZT, která se dále dělí na zobrazovací, endoskopickou minimálně invazivní ZT, ZT pro monitorování vitálních funkcí a další.
- Terapeutická ZT, s dalším členěním na simulační systémy, rehabilitační a mnoho dalších.
- Ostatní ZT, kde si jako podkategorie lze představit kardiologickou invazivní techniku či psychiatrickou ZT.
- Pomocná ZT je poslední skupina, která zahrnuje například výpočetní techniku.

Všechny z výše uvedených klasifikací dělí ZT pouze obecně a nezabývá se podrobnějším dělením jednotlivých přístrojů. Tomuto podrobnějšímu členění se věnuje například mezinárodně uznávaný systém používaný k identifikaci a klasifikaci zdravotnických prostředků (ZP), nazývaný GMDN (Global Medical Device Nomenclature). Tento nejrozšířenější systém umožňuje bližší identifikaci všech ZP (tedy i zdravotnické techniky) s podobnými vlastnostmi, které se specifikují pětimístným kódem, který je úzce spjat s názvem a definicí ZP. Hlavním účelem GMDN je poskytnout orgánům státní správy, poskytovatelům zdravotnické péče, výrobcům a zdravotním pojišťovnám jednotné generické pojmenování ZT. Bohužel, ani tento celosvětově uznávaný nomenklaturní systém nezahrnuje zohlednění jednotlivých parametrů ZT, které hrají významnou roli jak v kvalitě přístrojů, tak v kvalitě vyšetření či terapie.

Velkým problémem v dnešním zdravotnictví je část úhradové vyhlášky (ÚV) týkající se ZT, na základě které se stanovují výše úhrad, směřované zdravotnickým zařízením za jednotlivá ošetření. Tyto úhrady jsou čerpány z veřejného zdravotního pojištění a bez bližší kategorizace zdravotnické techniky, bude nadále docházet k nevhodnému financování, které se v praxi projevuje neadekvátním osazením přístrojového vybavení například na oddělení urgentního příjmu (UP) [1, 3].

1.1.1 Úhradová vyhláška

Úhradová vyhláška je součástí Sbírky zákonů č. 348 z roku 2016 vydávaná Ministerstvem zdravotnictví (MZ) a pojednává o stanovení hodnot bodu, výše úhrad hrazených pojišťovnou za služby poskytovaných zdravotnickým zařízením či lékaři pojištěncům dle zákona o veřejném zdravotním pojištění a regulačních omezení pro rok 2017.

Úhradová vyhláška se každým rokem vydává s platností pro následující rok, avšak od roku 1997 nedocházelo k zásadním změnám.

„Návrh této vyhlášky vychází z výsledků dohodovacího řízení zástupců Všeobecné zdravotní pojišťovny ČR a ostatních zdravotních pojišťoven a dále příslušných profesních sdružení poskytovatelů zdravotních služeb jako zástupců smluvních poskytovatelů.

Obsah vyhlášky je ovlivněn skutečností, zda v příslušném dohodovacím řízení dojde či nedojde mezi jeho účastníky k dohodě o parametrech úhradových mechanismů. V případě dohody (za předpokladu jejího souladu s právními předpisy a veřejným zájmem) ji ministerstvo zpracuje do návrhu vyhlášky, v případě nedohody pak hodnoty bodu, výši úhrad a regulační omezení stanoví samo. Rozhodujícím faktorem při stanovení úhradových parametrů je odpovědnost ministerstva za respektování veřejného zájmu na zajištění kvality a dostupnosti zdravotní péče, fungování zdravotnictví a jeho stability v rámci finančních možností systému veřejného zdravotního pojištění.“ [2]

Úhradová vyhláška vydaná pro rok 2017: [2].

Součástí ÚV je již zmíněný systém úhrad týkající se zdravotnické techniky. Náklady spojené se ZT nejsou hrazeny na základě nezávislých vícezdrojových klasifikačních systémů. Klasifikační systém zdravotnické techniky by měl přispět jak Ministerstvu zdravotnictví České republiky (ČR) pro návrh části úhradové vyhlášky zabývající se zdravotnickou technikou, tak zdravotním pojišťovnám a zdravotnickým zařízením pro snazší vyjednávání svých pravidel [3].

1.2 Cíle práce

V této práci bude navržena kategorizace do tří hladin vymezující přesné parametry, dle kterých by se měla zdravotnická technika klasifikovat. Toto by mělo vést k efektivnějšímu přerozdělování úhrad v českém zdravotnictví a tím přinést značné úspory stejně jako klasifikační systémy ZT ve světě, kde jsou již standardem.

Navržená kategorizace bude vyhotovena pro diagnostickou skiagrafickou a ultrazvukovou zobrazovací techniku se zaměřením na urgentní příjem (UP). Na základě klasifikace bude vytvořen návrh přístrojového vybavení pro všeobecný UP.

Dále bude snaha vytvořenou kategorizaci podložit na základě měřících fantomů a pomocí nich zhotovené obrazové dokumentace.

2 Urgentní příjem

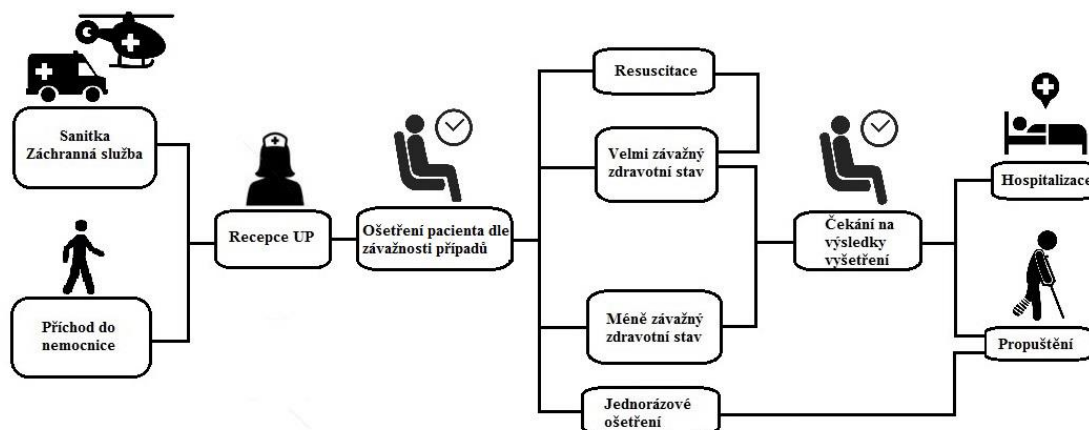
Urgentní příjem je specializované oddělení, které řeší akutní stavy pacienta a má nepřetržitý provoz 24 hodin denně.

Urgentním příjmem zvyšuje šanci na přežití a disponuje jím každá větší nemocnice. Ošetření na tomto oddělení probíhá bez objednání. Oddělení urgentního příjmu se od klasických ambulancí dělených dle oborové diagnózy odlišuje tím, že je to samostatné multioborové pracoviště. Nově přijatému pacientovi lze poskytnout základní a při tom komplexní diagnosticko-terapeutické ošetření. Vše na tomto oddělení, které disponuje technickým vybavením, jako jsou diagnostický rentgen (RTG), diagnostický ultrazvuk (UZ), počítačová tomografie (CT), operační sály, lůžková část s monitory vitálních funkcí či resuscitační box. Veškeré vybavení je k dispozici pro pacienty s nejrůznějšími typy traumat, kteří se po přijetí posouvají na traumatologický příjem, nebo pro pacienty s abdominální bolestí nebo v bezprostředním ohrožení života. Ty se po přijetí na oddělení okamžitě vezou na interní příjem. Oddělení urgentního příjmu se v nemocnicích dělí dle ošetření pacienta právě na urgentní a traumatologický příjem.

2.1 Plán průchodu urgentním příjmem ve Fakultní nemocnici Motol

Pacient vyžadující UP, je v první řadě nahlášen na recepci, dále je ošetřen, stabilizován a následně propuštěn do domácí péče nebo předán náležitěmu oddělení do jejich lůžkové části jako je Anesteziologicko - resuscitační oddělení (ARO) a Jednotka intenzivní péče (JIP).

Plán průchodu UP ve Fakultní nemocnici Motol lze vidět na obrázku 2.1. Vytvořen dle vlastních zdrojů s přihlédnutím ke schématu na UP ve FN Motol.



Obrázek 2.1: Plán průchodu pacienta urgentním příjmem [40].

2.1.1 Doprava na oddělení

Doprava pacienta na urgentní příjem, může probíhat více způsoby. Nejčastějším způsobem je přivezení pacienta Zdravotnickou záchrannou službou (ZZS). V těchto případech je pacient dopraven na UP za přítomnosti lékaře sanitkou nebo helikoptérou. Doprava helikoptérou je možná pouze ve větších nemocnicích, které disponují střešním či pozemním heliportem, který je zpravidla umístěn v blízkosti UP. Tito pacienti jsou v drtivé většině v přímém ohrožení života a jsou převezeni rovnou na vyšetřovnu intenzivní části na UP. Další možností je dopravení na urgentní příjem ZZS bez lékaře, kdy jsou pacienti nahlášeni na recepci a dle závažnosti ošetřeni. Dalším způsobem je, že pacient přichází na oddělení sám a před ošetřením se musí nahlásit na recepci.

2.1.2 Příjmová část

Recepce, je první a velmi důležitá část průchodu urgentním příjmem, která slouží také jako informace. Bývá umístěna vždy na viditelném místě ve vstupní hale. Na recepci se většinou nachází pracovník, který má na starosti administrativu a tirážní sestra, která určí prioritu ošetření a zda pacient zůstane na UP, nebo bude poslán na traumatologii. Pořadí pacientů je určeno dle závažnosti symptomů a po změření vitálních funkcí se třídí na tři stavy:

1. Kritické stavy – jsou řešeny okamžitě.
2. Neodkladné stavy – ošetření proběhne maximálně do 2 hodin od nahlášení na recepci.
3. Odložitelné stavy – mají nejnižší prioritu. Těmto pacientům je prováděno ošetření zpravidla od 2 do 24 hodin. Takto velké časové rozmezí je udáváno z důvodu, že pacienti přivezení na urgentní příjem v kritickém či neodkladném stavu, musejí být řešeni přednostně.

Operační středisko má na starosti celkový chod UP a je centrálou pro komunikaci se Zdravotnickou záchrannou službou při předání pacienta. Je velmi důležité při mimořádných událostech. Monitoruje pohyb specializovaných týmů, má přehled o volných akutních lůžkách a operačních sálech v celé nemocnici.

2.1.3 Vyšetřovny

Ambulantní část UP poskytuje ošetření všem pacientům, kteří nemají ohroženy vitální funkce a jsou mimo ohrožení života.

Intenzivní část, někdy také nazývaná Emergency Room, poskytuje ošetření všem pacientům v přímém ohrožení života, kteří potřebují intenzivní a resuscitační péči. Po stabilizaci je pacient převezen na operační sál nebo rovnou na intenzivní lůžka, kterými disponuje ARO a JIP.

2.1.4 Lůžková část

Expektační lůžka mají za úkol přijmout pacienta ne na hospitalizaci, ale na krátkodobé pozorování pro stanovení přesné diagnózy, čekání na výsledky vyšetření nebo na volné lůžko v akutní lůžkové části. Na těchto lůžkách stráví pacient maximálně 24 hodin. Ve větších nemocnicích je součástí lůžkové části izolační pokoj pro pacienta s infekční nemocí.

2.2 Přístrojové vybavení urgentního příjmu

Přístrojové vybavení je řízeno Vyhláškou č. 92/2012 Sb., která pojednává *o požadavcích na minimální technické a věcné vybavení zdravotnických zařízení a kontaktních pracovišť*.

Vyhláškou je řízeno, že mimo běžná vybavení pro klinické ošetření musí mít UP k dispozici přístroje pro stabilizaci životních funkcí, jako monitor vitálních funkcí, transportní ventilátor, zdroj medicínských plynů, defibrilátor a resuscitační vozík, infuzní pumpu, anesteziologický přístroj.

Další vybavení, kterým by měl urgentní příjem disponovat:

- RTG skiografie
- Diagnostický sonograf
- Výpočetní tomografie

2.3 Shrnutí potřeb urgentního příjmu

V České republice máme 74 pracovišť UP pro dospělé a pro děti, která jsou koncipována na základě zahraničních zkušeností, hlavně ve Spojených státech amerických (USA), kde jsou známá jako „Emergency“ a mají striktně daná pravidla pro správnou funkčnost oddělení.

Urgentní příjem je v dnešní době nedílnou součástí většiny nemocnic v ČR. Bohužel stále to není naprosto běžné oddělení v každé nemocnici.

Nárůst počtu urgentních příjmů v České republice, by byl velmi přínosný, hlavně pro pacienta. Čím více bude UP v České republice, tím lepší bude péče o pacienty s náhlými poruchami zdraví v co nejkratším čase. Bohužel, někteří pacienti si urgentní příjem zaměňují s ordinací praktika jen s tou výhodou, že UP nemá omezenou otevírací dobu. Toto je také jedním z důvodů, proč lze stále nalézt doktory či jiné pověřené odborníky, kteří nejsou pro budování nových urgentních příjmů [4, 5, 6].

3 Rentgenová zobrazovací diagnostická technika dnes

Rentgenová diagnostika nazývaná též radiodiagnostika se vyvíjí od roku 1895, kdy Konrad Röntgen objevil paprsky X a pořídil první snímek lidského těla. Radiodiagnostika je jedním z nejstarších, nejrozšířenějších a také nejdůležitějších odvětví, které využívá ionizující záření. Pro člověka je velmi významná při diagnostice, která umožňuje neinvazivní zobrazení a následné prozkoumání anatomické struktury lidského těla a zjištění různých patologických změn.

Výhodou radiodiagnostiky je relativně nízká cena a přesnost. Bohužel nevýhodou, která nelze opomíjet je fakt, že je vždy jistá zátěž vyšetřovaných pacientů právě ionizujícím zářením. Dříve pořízení jednoho snímku trvalo i několik minut, dnes je dávka ionizujícího záření podstatně nižší už z důvodu, že se doba ozáření zkrátila řádově na sekundy až milisekundy [7, 8].

3.1 Rentgenové zobrazovací metody

Rentgenové zobrazovací metody využívá rentgenové vyšetření (RTG vyšetření) – skiografie, skiaskopie a výpočetní tomografie známá spíše pod názvem výpočetní tomografie (dále CT z anglického „Computed Tomography“) [8].

3.1.1 Princip RTG

Základní princip této diagnostické zobrazovací metody se nazývá transmisní a je založen na tom, že z jedné strany pacienta je zdroj záření a z druhé strany je detektor, který detekuje zeslabení záření na základě různé absorpce a rozptylu RTG záření v tkáních a orgánech [8].

3.2 Konstrukce RTG

Diagnostický skiagrafický trauma rentgen se skládá z rentgenové lampy, zdroje elektrického napětí neboli generátoru, které jsou umístěny nejčastěji na motorickém stropním závěsu, který za pomoci elektrických lineárních os umožňuje snadný posun. Dalším komponentem je zobrazovací detektor a patientský stůl, které mohou být také elektricky motorizovány. Další součástí RTG je vertikální stojan nazývaný vertigraf pro vyšetření pacienta ve stoje. Ten je pohyblivý ve vertikálním směru, jak je patrné z názvu. Všechny posuvy, jak detektoru tak vertigrafu, jsou plně synchronizované se stropním závěsem, nesoucím rentgenku [9].

3.2.1 Rentgenka

Rentgenka se správně nazývá rentgenová lampa a je nejdůležitějším umělým zdrojem RTG záření.

Lze rozlišovat rentgenky pro skiografii, skiaskopii – zde je samostatný sortiment pro angiografii, CT, pro zubní rentgeny, pro mamografii a rentgenky pro mobilní zařízení. Je to tedy rozsáhlý sortiment zářičů jak ve výkonech, tak i v cenových relacích. Například ceny rentgenek pro CT jsou srovnatelné s cenou automobilů vyšší střední třídy.

Rentgenka je skleněná vakuová trubice, která obsahuje dvě elektrody. Wolframovou anodu a žhavicí katodu.

Katoda

Katoda je tvořena žhavicím drátem z wolframu, který je spirálovitě navinutý. Průměr vlákna je přibližně 0,2 mm a dosahuje teplot až 2 700°C. Slouží k produkci elektronů. Katoda se rozžhává díky žhavicímu obvodu. Po přivedení vysokého napětí na katodu se zvýší její teplota a dojde na ní k termoemisi elektronů. Tyto elektrony jsou urychlovány silným elektrickým polem a dopadají na opačně (kladně) nabitou anodu při vzniku rentgenového záření. Důležité je tento proud elektronů zafokusovat do jednoho bodu na anodě [11, 12].

Anoda

Anoda je tvořena kovovou destičkou, nejčastěji z wolframu, který má vysoký bod tání (přes 3.370°C) a díky vyššímu atomovému číslu se zvyšuje produkce fotonů.

Kinetická energie dopadajících elektronů na anodu je po interakci s jejími atomy přeměněna na RTG záření pouze z 1 %. Zbytek, přibližně 99 % se změní v teplo, které zatěžuje anodu a ta musí být chlazená. Pro rentgenky s nižším výkonem stačí chlazení vzduchem, ty s vyšším výkonem jsou chlazené tekutinou nebo rotací anody, kdy se energie rozprostře po celém obvodu anody a nedochází tak k lokálnímu přehřívání jednoho bodu.

Důležitým parametrem každé rentgenky je právě tepelná kapacita anody. Což znamená, jaké množství tepla může být v anodě uloženo, aby se nepřehřála. Dle tepelné kapacity anody lze říct, kolik expozic může obsluha RTG udělat za určitou dobu, aniž by se anoda přehřála. Tepelná kapacita anody se dá vypočítat ze vzorce č. 1, uvažujeme-li, že se 100 % elektronů přemění na teplo.

$$Q = E_{Ke} \cdot n_e \quad (3.1)$$

kde Q je množství tepla, E_{Ke} je kinetická energie elektronů a n_e je počet elektronů.

Teplo se udává v J (Joul) nebo ve speciální tepelné jednotce HU (Heat Unit). Vztah obou jednotek je: 1 J = 1,35 HU. Energie elektronů má jednotku eV a počet elektronů je bez jednotky.

Rentgenky s vysokou tepelnou kapacitou se zahřívají pomaleji, než rentgenky s nízkou tepelnou kapacitou.

- Pevná anoda – je nejjednodušším typem. V případě této rentgenky je teplo odváděno pryč přes měděnou tyč anody. Rentgenka s pevnou anodou se využívá u přístrojů, které nepotřebují mít vysokou tepelnou kapacitu anody.

Rotační anoda – veškerá energie se soustředí do malého prostoru (ohniska), aby se teplo mohlo rozložit na větší plochu, vymyslela se rotační anoda. Otáčky anody jsou v rozsahu 3.000 až 20.000 ot./min. podle typu rentgenky. Využívá se ve většině diagnostických přístrojích [11, 12].

- Evakuovaná baňka

Tato baňka je nejčastěji vyrobena ze skla a je obtékána olejem, který odvádí teplo z rentgenky. Baňka má za úkol udržet v trubici vakuum a je v ní umístěna katoda i anoda. Baňka bývá ještě uložena v olověném obalu, který má za úkol zachytit nežádoucí záření.

Generátor

Generátor lze nazývat také napájecí zdroj.

- Vysokonapěťový transformátor transformuje napájecí napětí a proud na hodnoty, které jsou třeba k provozu rentgenky. V našem případě z 230 V 1-fázově (400 V 3-fázově) a ampér (podle příkonu) na kilovolty a miliampéry.
- Žhavicí transformátor přivádí na katodu žhavicí proud od 4 do 10 A. Tento transformátor je stejně jako vysokonapěťový uložen v oleji, který izoluje i chladí.
- Usměrňovač usměrňuje síťový střídavý proud na stejnosměrný. [10, 11]

Rentgenka v klasické skiografii

Klasické rentgenky pracují při napětí v rozmezí 40 – 150 kV a při výkonu v rozmezí od jednotek kW pro malé pojízdné RTG až přibližně do 80 kW pro velké stacionární RTG. Většinou má dvě ohniska o velikosti 0,6 – 1,2 mm. Skiografické rentgenky jsou velmi vytížené, především právě na urgentním příjmu a musí být velmi dobře ochlazovány, aby se nepřehřívaly [13].

3.3 RTG Skiografie

Skiografie (snímkování) je zobrazovací diagnostická metoda využívána ve všech zdravotnických zařízeních, která umožňuje zhotovení jednotlivých snímků.

Nejčastěji se skiografie využívá pro vyšetření tvrdých tkání, jako jsou kosti, klouby a zuby.

Skiografie je velmi rychlá diagnostická metoda a pro tuto svou vlastnost, je nedílnou součástí všech urgentních příjmů v nemocnicích. Bez této diagnostické metody, by se urgentní příjem nedokázal obejít [13].

3.3.1 Princip

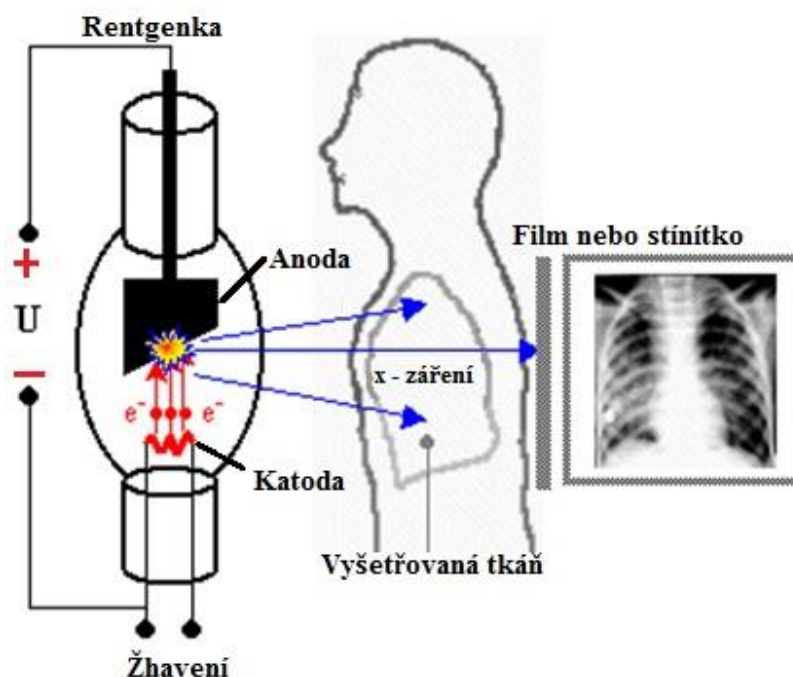
Tkáně jsou nestejnoroaré, a proto pohlcují různé hodnoty procházejícího svazku RTG záření. Pomocí tohoto faktu vzniká negativ s latentním obrazem prosvícené tkáně

a umožňuje odhadnout vnitřní struktury či případné poranění orgánů nebo struktur. Získaný obraz je zachycen na citlivý materiál - RTG film. Tento snímek je dvojrozměrným obrazem plastického objektu, tudíž ho lze nazývat sumačním. Pro představu sumační obraz vyobrazuje údaje o všech tkáních v těle, kterými prošli RTG paprsky nezávisle na pořadí. Světlejší zastíněná místa jsou tkáně, které absorbují více RTG záření. Naopak tmavá projasněná místa jsou struktury či tkáně, které absorbují méně záření. Tato terminologie je z důvodu, že snímek je negativem [12, 14, 15].

3.3.2 Skiagrafický obraz

Schéma RTG obrazu lze vidět na obrázku 3.1. Jak bylo již zmíněno, skiografie je metoda, kterou nelze pozorovat obraz v reálném čase, ale získá se pouze jednotlivý dvojrozměrný snímek. Ten je zhotoven ze dvou projekcí – předozadní a bočné. Pro skiografii jsou dvě projekce výhodou. V první řadě skýtají informaci o prostorovém uspořádání stavby lidského těla a někdy lze pomocí dvou projekcí najít změny, které by v jedné nebyly zřejmé [15, 16].

- Předozadní projekce – při této projekci prochází pacientem RTG paprsky směrem zepředu dozadu, tedy z ventrální strany dorzálně.
- Bočná projekce – je-li levá strana pacienta blíže k rentgence, byla provedena levá bočná projekce. Do rohu snímku se na základě levé či pravé bočné projekce vkládají odpovídající písmena L nebo R [15].



Obr. 3.1: Schéma RTG zobrazování [16].

Klasické (analogové) snímkování

Tato metoda využívá RTG filmy, které jsou nákladnější, než například využití kazety u nepřímé digitalizace.

Digitální snímkování

Tato metoda je novější a výhodnější než analogové snímkování. Výhodou digitalizace RTG obrazu je vyšší kvalita získaných snímků a menší dávka ozáření. Transport snímku do počítače má mnoho pozitiv. U RTG obrazu je možné provést změny jako úprava jasů, kontrastu, zvětšení pro lepší čtení ze snímku. Obrazová dokumentace se díky digitalizaci může archivovat, opětovně tisknout.

- **Metoda nepřímé digitalizace (CR)**

CR (Computed Radiography) neboli počítačová radiografie využívá místo RTG filmu kazety, které se využívají opakovaně pomocí paměťové fólie. Následně se kazeta musí vložit do digitizéru, kde je pomocí laseru skenována, dokud se z latentního obrazu netransportuje v digitální podobě do počítače.

- **Metoda přímé digitalizace (DR)**

DR (Direct Radiography) neboli digitální radiografie nevyužívá film ani kazetu jako předchozí metody, ale plochý panelový detektor, který je přímo součástí přístroje. Záření se zachytí na tomto detektoru a je okamžitě převedeno na elektrický signál a do počítače. Obrazová informace je digitalizována během několika sekund [13, 15, 17].

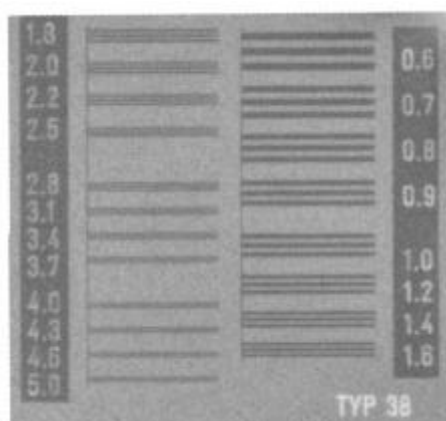
Kvalita RTG obrazu

Kvalita RTG obrazu je velmi podstatný parametr pro správné a přesné určení diagnózy.

Velikost pixelu udává hustotu snímkových elementů použitého senzoru. Čím je obraz kvalitnější, ve smyslu, že je na něm vidět více detailů je velikost pixelu menší. S rostoucí velikostí pixelu kvalita RTG snímku klesá.

Rozlišovací schopnost RTG přístroje může být ovlivněna kvalitou filmů či detektorů a pohyblivými artefakty, ať už se jedná o srdeční činnost nebo o pohyby vyšetřovaného. Pohybové artefakty je možné rychlostí expozice eliminovat. Rozlišovací schopnost se dělí na rozlišení při vysokém kontrastu a rozlišení při nízkém kontrastu.

- *Rozlišení při vysokém kontrastu (HCR)*
Rozlišení při vysokém kontrastu zkráceně nazývané jen jako rozlišení. Tento parametr udává, jakou nejmenší vzdálenost dvou předmětů na snímku je ještě možné vidět jako oddělené objekty, dokud se nespojí v jeden. HCR je parametr, který se měří na RTG fantomech a jeho jednotkou je lp/mm (line pairs per milimeter), tedy počet párů čar na jeden milimetr. Na obrázku 3.2 lze vidět čárový fantom, s rozlišením 3,2 lp/mm. Požadované minimální rozlišení udávané výrobcí RTG přístrojů je $\geq 2,4$ lp/mm [10].



Obrázek 3.2: Ukázka části fantomu firmy Pehamed pro posouzení kvality obrazu při rozlišení při vysokém kontrastu [40].

- *Rozlišení při nízkém kontrastu (LCR)*
Rozlišení při nízkém kontrastu zkráceně nazývané jen jako kontrast. Tento parametr nám udává stupně šedi v RTG snímku. Rozdílná barva dvou předmětů na snímku značí rozdílnou absorpci RTG záření, která závisí na denzitě (hustotě) tkáně na snímku. LCT je parametr, který je také možný měřit na fantomech a je uváděn v %. Což znamená, kolik rozlišovacích detailů již nelze na snímku vidět. Na obrázku 3.3 lze vidět 7 objektů ze 7 [10].



Obrázek 3.3: Ukázka části fantomu firmy Pehamed pro posouzení kvality obrazu při rozlišení při nízkém kontrastu [40].

3.3.3 Výhody a nevýhody

Výhody

Diagnostika pomocí RTG je velmi rychlá, neinvazivní a bezbolestná metoda, která pomůže diagnostikovat různé nemoci nebo zranění včetně některých typů rakoviny, zlomenin kostí a infekcí. Snímky z RTG lze uchovat dlouhou dobu a fotografický RTG film má velice dobré rozlišovací schopnosti. Oproti diagnostice pomocí CT či skiaskopii jsou dávky ionizujícího záření relativně malé.

Nevýhody

Nevýhodou rentgenů bez rozdílu typu je ozáření ionizujícím zářením, které ve velmi malé míře může zvyšovat riziko rakoviny v budoucnu. Toto riziko je vyšší u dětí. Skiografie je oproti skiaskopii či angiografii znevýhodněna tím, že snímek dokáže zachytit pouze dvourozměrný obraz a lze zaznamenat pouze jednotlivé snímky, nikoliv kontinuální děj. Což nemusí být vždy nevýhodou například při potřebě rychlé diagnostiky na UP [12, 13, 18].

3.4 Další typy diagnostických RTG využívaných na UP

3.4.1 RTG Skiaskopie

Skiaskopie (prosvěcování) je zobrazovací diagnostická metoda, která pořizuje snímky téměř kontinuálně (až 40 snímků/sekundu) a lze je vnímat jako obraz v reálném čase.

Využívá se k vyšetření močových cest, srdce, trávicího traktu, kde je například vidět přímo peristaltika žaludku a střev, při zavádění stentů a nástřiku katetrů. U vyšetření bránice a plic lze pozorovat dýchací pohyby.

Výhodou skiaskopie je pozorování dynamických jevů a dobrá prostorová představa umístění jednotlivých orgánů. Naopak nevýhodou oproti skiagrafii je výše ozáření pacienta při vyšetření, ale také přítomného doktora. Vyšetření trvá řádově jednotky až desítky minut. Další nevýhodou je nižší rozlišovací schopnost detektoru [12, 18].

3.4.2 RTG Výpočetní tomograf (CT)

CT je zobrazovací diagnostická metoda, která pomocí RTG záření umožňuje sledování lidského těla v sérii tenoučkových řezů.

Pracuje na principu rentgenka – scintilační detektor. Ty jsou kolem pacienta pootáčený o určitý úhel a v každé nové pozici si vytvoří snímek, který detektor zašle do paměti počítače.

Při rekonstrukci obrazu se zde využívá tomografické rekonstrukce, což je trojrozměrný obraz, který vznikl počítačovým zpracováním mnoha dvourozměrných snímků pod různými úhly [16, 18].

CT zobrazuje měkké tkáně, například slezinu, pankreas, mozek, ledviny, svalstvo. Doporučuje se využívat především na traumatologiích v akutních stavech jako je poranění lebky a páteře, při cévní mozkové příhodě nebo k diagnostice nádorů.

Výhodou CT je, že umožňuje vysoké rozlišení i málo kontrastních měkkých tkání. Bohužel handicapem CT je velmi vysoká dávka RTG záření na jedno vyšetření [14, 18].

4 Ultrazvuková diagnostika dnes

Sonografie, SONO neboli ultrazvuk (UZ) je diagnostická zobrazovací metoda, která se v dnešní době velice rychle vyvíjí. Je velmi rozšířena a u pacientů také značně oblíbená. Hlavním důvodem popularity této metody je bezbolestné a oproti rentgenům také nezávadné vyšetření, kterým lze zobrazit měkké tkáně v těle [21].

Jedno z nejčastějších vyšetření ultrazvukem je ultrazvuk v gynekologii a v porodnictví, kdy lze krásně pozorovat plod v matčině břiše. Dále se velmi často toto vyšetření užívá k ultrazvuku břicha, kdy má pacient bolesti a není jasný jejich původ. Ultrazvuk v břišní dutině zobrazí orgány, jako jsou ledviny, játra, žlučník, slinivka nebo třeba močový měchýř. Jako další běžné vyšetření ultrazvukem lze označit Echokardiografii. Echokardiografie je vyšetření srdce, které se zaměřuje například na srdeční sval, osrdečník nebo na chlopně [20].

4.1 Princip UZ

Jako ultrazvuk lze označit kterýkoliv zvuk s frekvencí vyšší než 20 kHz. Ultrazvuky v lékařství využívají zvuk o vysokých frekvencích od 1 až po 20 MHz, které jsou pro lidské ucho neslyšitelné. Horní mez pro zdravé lidské ucho je totiž 20 kHz. Tento zvuk, který je vysílán do vyšetřované části těla pacienta se nazývá ultrazvuk a šíří se jako vlna prostředím. Zdrojem pro tyto vlny je piezoelektrický krystal v ultrazvukové sondě.

Rychlost šíření ultrazvukových vln je v různých tkáních odlišná. Této vlastnosti tkání říkáme akustická impedance. Ultrazvuková vlna při průchodu tělem pacienta naráží na rozhraní dvou tkání o různé akustické impedanci. Rozhraní tkáňových prostředí je například žlučník, který je obklopen tukem. Zde část vlny projde k jinému tkáňovému rozhraní a jiná část se odrazí a vrací se zpět k ultrazvukové sondě, která slouží jako vysílač i přijímač. Schopnosti jednotlivých tkání odrážet ultrazvukové vlny se říká echogenita [15, 21].

Ultrazvukové sondy registrují jak počet odražených vln, tak dobu za kterou se ultrazvuková vlna vrátí zpět k přijímači, což je ta stejná sonda. Ultrazvuková sonda se přiloží přímo na vyšetřovanou část těla a vyšetřující lékař jí pohybuje dle potřeby. Ultrazvukové vlnění se odráží na rozhraní vzduch – tkáň a z důvodu vysoké impedance vzduchu se celý povrch sondy, dotýkající se s tělem pacienta potřetí gelem, který eliminuje záporné artefakty vzduchu a zvuk se bude lépe šířit až ke zkoumané tkáni [19].

4.1.1 Vznik obrazu

Údaje, které získá sonda jako detektor, jsou následně posílány do výkonného počítačového softwaru, kde jsou sestaveny v obraz.

Odražené ultrazvukové vlny jsou signály o určitých amplitudách, které počítač dokáže převést na stupně šedi. Tento proces je tak rychlý, že se běžné sonografické 2D obrazy promítají přímo v aktuálním čase [21, 22].

Piezoelektrický jev

Piezoelektrický jev se vyskytuje u krystalických materiálů (např. křemen, tirmalín, polykrystalické látky), kdy vlivem střídavého proudu mění svou velikost. Při deformaci se krystal zvětšuje či zmenšuje a tím vzniká mechanické vlnění,

- Přímý piezoelektrický děj

Tímto dějem se detekují ultrazvukové vlny.

Při deformaci krystalové mřížky uvnitř piezokrystalu se posunou kladné a záporné ionty tvořící krystalovou mřížku a tím se vytvoří náboj na povrchu materiálu.

Čím větší deformace krystalu, tím větší velikost náboje.

- Nepřímý piezoelektrický děj

Tímto dějem se ultrazvukové vlny generují.

Pokud je povrch piezokrystalu vystaven elektrickému napětí, dojde k jeho deformaci, kterou lze měřit. Tato deformace je způsobena posunem iontů v krystalové mřížce.

Čím větší je elektrické napětí, tím větší je deformace piezokrystalu [18, 23, 24, 25].

4.2 Konstrukce UZ

Ultrazvukový diagnostický přístroj, někdy také ultrasonograf nebo echograf.

Diagnostický ultrazvuk se skládá z vyšetřovacích sond, elektronických obvodů pro vyvolání piezoelektrických prvků, obrazovky a záznamových jednotek. Všechny tyto součásti jsou řízeny mikroprocesory.

4.3 Přehled zobrazovacích módů

4.3.1 A – mód

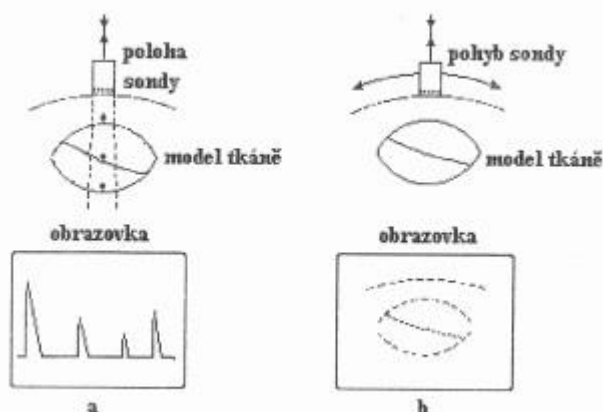
Toto jednorozměrné zobrazení, je nejjednodušším typem ultrazvukového obrazu. „A“ v názvu je z anglického Amplitude. Ultrazvukové vlny odražené od tkáňového rozhraní jsou přijímány sondou jako jednotlivé signály, které jsou zobrazeny na monitoru jako impulzy na časové ose, což můžete vidět vlevo na obr. 4.1.

A – módem lze velmi přesně měřit vzdálenost, nevýhodou je, že linie objektů není jasně definovaná.

Amplitudové zobrazení se dnes nejhojněji využívá v oftalmologii [27, 28, 29].

4.3.2 B – mód

„B“ v názvu je od anglického Brightness, což se přeloží jako jas. B-mód je dvojrozměrné zobrazení, které můžete vidět vpravo na obrázku 4.1. Intenzita odraženého signálu se na monitoru zobrazí jako různé stupně šedi. Tkáně s vyšší echogenitou, tedy s různou odrazivostí, jsou na monitoru světlejší místa. Tkáně s nižší echogenitou jsou na monitoru tmavší místa a jsou to homogenní tkáně. Černá místa je tekutina, bez vnitřního echa. Jako poslední jsou tkáně se silným echem jako například kosti, plyn a kameny. Těmito tkáněmi neprojdou ultrazvukové vlny a lze je poznat tzv. akustickým stínem směrem od sondy. Na obr. 4.2 lze vidět zobrazení jater. B-mód se považuje za rozhodující mezník ve vývoji sonografie.



Obrázek 4.1: Princip zobrazení A-módu (vlevo) a B-módu (vpravo) [26].

Statické zobrazení B

Je původní zobrazení, kde bylo vytvoření obrazu velmi zdlouhavé, jelikož se muselo posouvat a natáčet sondou, která obsahovala pouze jeden měnič.

Dynamické zobrazení B

Dnes nejobvyklejší způsob zobrazení, což je zobrazení v reálném čase, které si vytvoří sérii obrázků vyšetřované tkáně pomocí sondy obsahující více měničů.

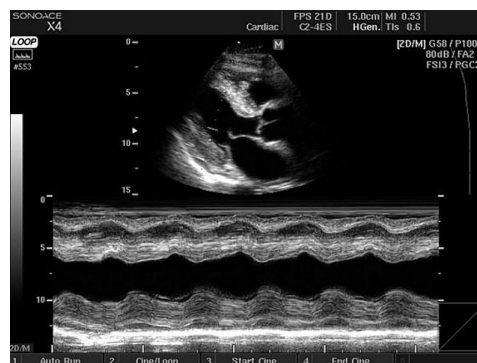
Tento dynamický B-mód se využívá například k diagnostickému zobrazení orgánů v dutině břišní, v urologii či v gynekologii [18, 27, 28, 29].



Obrázek 4.2: Zobrazení jater B-módem [30].

4.3.3 M – mód

„M“ v názvu je z anglického Motion v českém jazyce pohyb. Principem tohoto zobrazení je za co nejkratší dobu pořídit jednorozměrné snímky jako v A-módu a následně je poskládat dle časové osy. Výsledný obraz potom tedy působí jako pohyblivá struktura neboli plovoucí echo. Toto zobrazení má velmi vysokou vzorkovací frekvenci, až tisíc pulsů za minutu a nejčastěji se používá v kardiologii k diagnostice srdce neboli echokardiografii. Zobrazení srdce lze vidět na obr. 4. 3 [27, 28, 29].



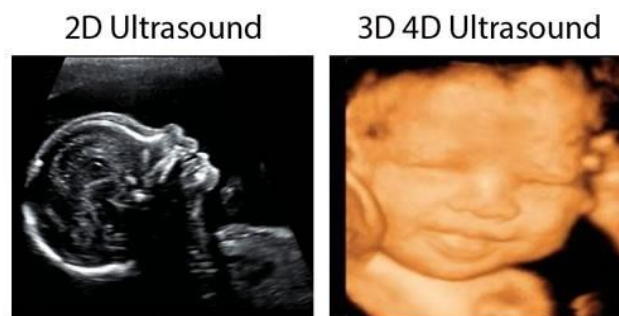
Obrázek 4.3: Zobrazení srdce M-módem [30].

4.3.4 3D zobrazení

3D zobrazení (viz obrázek 4.4) si lze představit jako spoustu dvojrozměrných obrazů poskládaných za sebou. Tomuto způsobu se říká rekonstrukční přístup. Dále lze docílit trojrozměrného snímku tím, že se použije stejná sonda jako pro B-mód, která má měniče poskládané do matice a ne do řady.

4.3.5 4D zobrazení

4D zobrazení je v principu to samé co 3D, pouze je 3D obraz vysílán v reálném čase. Opět se použije sonda s měniči uspořádanými do matice, která snímá vyšetřovanou oblast velmi rychle. Tato sonda je spojena s výkonným softwarem a my můžeme sledovat obraz právě v reálném čase [21, 27, 28, 29].

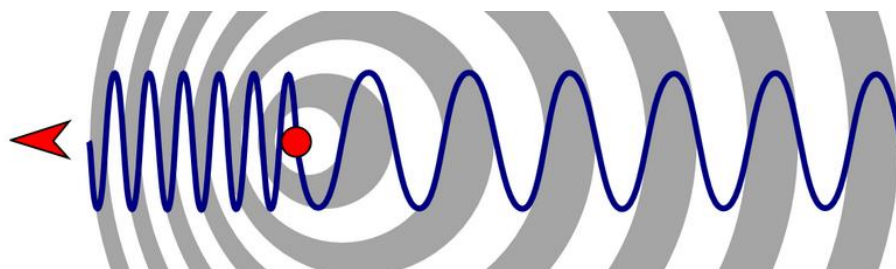


Obrázek 4.4: Porovnání 2D zobrazení od zobrazení ve 3D a 4D [31].

4.3.6 Dopplerovské zobrazení

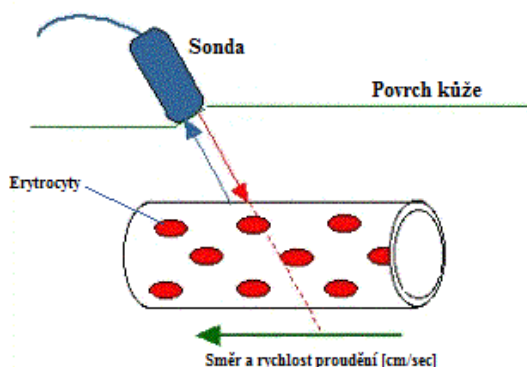
Dopplerovské zobrazení pracuje na tzv. Dopplerovském jevu (efektu). Při tomto efektu dochází ke změně frekvence a vlnové délky přijímaného signálu oproti vysílanému signálu, které jsou způsobené nenulovou vzájemnou rychlostí vysílače i přijímače. [38]

Dopplerův efekt lze také vysvětlit tak, že pokud se nám zdroj signálu o stejné frekvenci přibližuje k přijímači, ten vnímá frekvenci signálu vyšší. Oproti tomu pokud se nám zdroj signálu o stejné frekvenci vzdaluje směrem od přijímače, tento signál je vnímán jako nižší. Schéma Dopplerova jevu lze vidět na obrázku 4.5 [18, 28, 29].



Obrázek 4.5: Znázornění Dopplerova efektu [32].

Na základě Dopplerova efektu lze zjistit například rychlost pohybu krve, přesněji erytrocytů v krvi, ale jen vůči sondě. Diagram lze vidět na obr. 4.6.

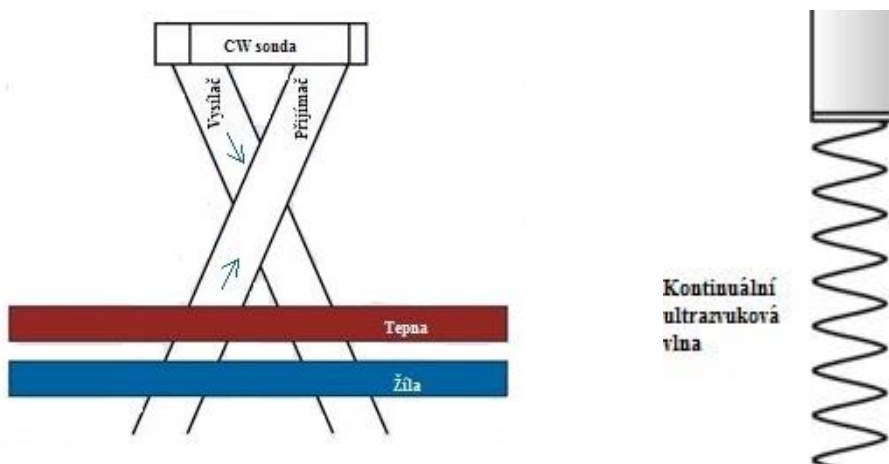


Obrázek 4.6: Diagram měření toku krve dopplerovskou ultrasonografií [32].

Kontinuální Doppler

CW neboli continuous wave je mód využívající kontinuální nosné vlny, kdy sonda nepřetržitě vysílá vlny, bez jakýchkoliv přerušování (viz obr. 4.7). Sonda k tomuto typu zobrazení obsahuje dva elektroakustické měniče. Jeden má funkci vysílače a druhý přijímače. Tyto měniče neboli krystaly jsou v takovém úhlu vůči sobě, že v místě vyšetřovaných cév se překrývají. Nevýhodou tohoto vyšetření je, že nelze určit hloubku, ze které se vyslaný signál vrátil a tudíž ani která céva je ta vyšetřovaná, pokud se v oblasti zájmu vyskytují dvě a více cév.

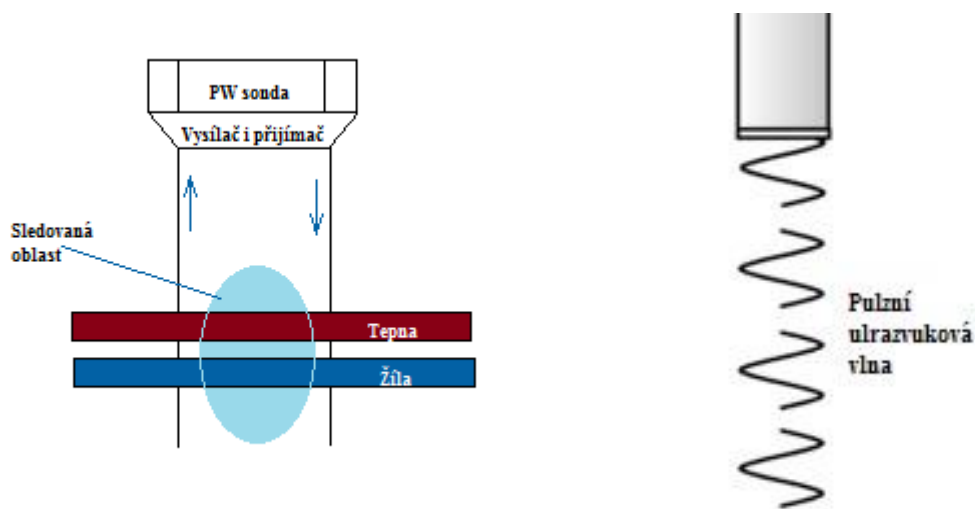
Nejčastěji se CW – mód využívá v cévní chirurgii, kdy je na základě rychlosti krve možné měření tlaku v dolních končetinách [18, 28, 29].



Obrázek 4.7: Vlevo princip CW sondy [33], vpravo ukázka vyslaných vln při CW módu [34].

- **Pulzní Doppler**

PW neboli pulsed wave je mód využíván sondou, která obsahuje pouze jeden elektroakustický měnič, který pulzně vysílá ultrazvukové vlny a zároveň je také přijímá. (viz obr. 4.8). Pomocí pulzního Dopplera můžeme změřit jak dobu, za kterou sonda vyšle signál a opět ho přijme, tak i změnu frekvence mezi vyslaným a přijímaným signálem. Pulzy vysílané a přijímané sondou nemají přesně určenou opakovací frekvenci, ale ultrazvuková vlna se musí od vyslání stihnout vrátit zpět k sondě, než je vyslán další pulz. Tato doba je úměrná vzdálenosti, ze které se odrazila. PW-mód využívá dvojrozměrné zobrazení [18, 28, 29].



Obrázek 4.8: Vlevo princip PW sondy dle vlastních zdrojů [40], vpravo ukázka vyslaných vln při PW módu [34].

Barevný Doppler

Používané zkratky jsou CDI což je Color Doppler Imaging CFM znamená Color Flow Mapping. Tento typ dopplerovského zobrazení je velmi podobný pulznímu Doppleru, s tím rozdílem, že jsou informace z tohoto módu analyzovány a zobrazeny barevně ve dvojrozměrném obraze.

Na základě Dopplerova efektu lze zjistit rychlost pohybu krve vůči sondě.

Je-li průtok krve ve směru k sondě, je ve spektru vyobrazen červeně nad nulovou linií. Pokud je průtok krve od sondy, ve spektru je vyobrazen modře a pod nulovou linií. Místa s turbulentním prouděním můžeme pozorovat jako žlutou barvu. Čím je tok krve rychlejší, tím je zbarvení jasnější. Pro lepší přehlednost je zbarvení zobrazeno na obrázku 4.10. Anatomický obraz pak bývá zobrazen ve stupních šedi. Tato zbarvení se nazývají

barevně kódovaná dopplerovská sonografie. Zobrazení tímto módem lze vidět na obrázku 4.9.

Výhodou je snadné zjištění směru toku a to i v malých cévách. Naopak nevýhodou je velká náchylnost na pohybové artefakty, možnost aliasing efektu a fakt, že je zobrazována pouze průměrná rychlost toku [18, 28, 29].

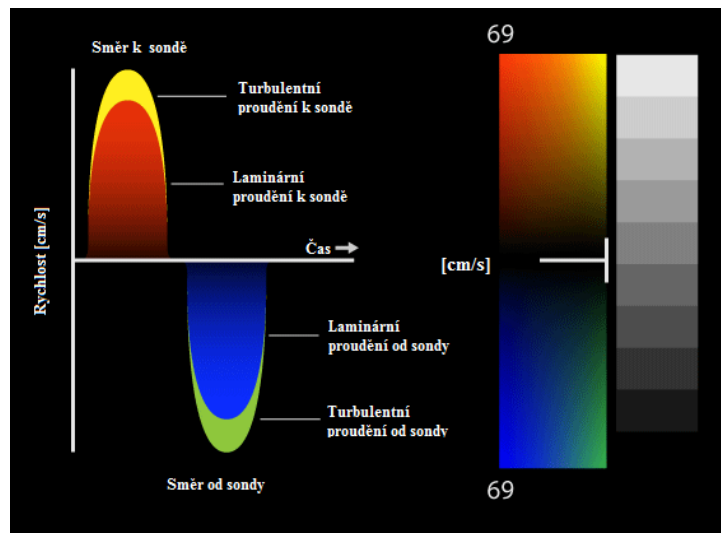


Obrázek 4.9: Barevné Dopplerovské zobrazení srdce [35].

Energetický Doppler

Je nazýván mnoha názvy, jako CDE (Color Doppler Energy), CPA (Color Power Angio), CAI (Color Amplitude Imaging), dále také jako Color Angiography či Power Mapping.

Při tomto módu je zobrazována pouze jedna barva odpovídající energii neboli amplitudě dopplerovského signálu, která vyjadřuje počet pohybujících se prvků. Výhodou je, že při tomto zobrazení nedochází k aliasing efektu, ale nevýhoda je vyšší tendence k pohybovým artefaktům [18, 28, 29].



Obrázek 4.10: Barevné Dopplerovské zobrazení [36].

4.4 Ultrazvukové vyšetřovací sondy

Sondy jsou jednou z nejdůležitějších součástí ultrasonografů a jejich vývoj jde strmě vzhůru. První sondy měli pouze jeden měnič, dnes máme mnoha měničové sondy využívající převodníky analogově digitální.

Sondy se dle tvaru dělí na sektorové, lineární a konvexní.

4.4.1 Mechanická sonda

Je to první typ sond, které mají například 3 měniče na hlavici, ale v aktuálním okamžiku byl aktivní pouze jeden z nich. Tato hlavice se sama otáčí. Tento typ sondy funguje jako vysílač i jako přijímač a umožňuje zobrazení pomocí B-módu v reálném čase. Dnes se používá jen výjimečně [28, 29].

4.4.2 Sektorová sonda

Povrch sondy, který je v kontaktu s tělem pacienta, je velmi malý, ale jeho akustický řez tkání je poměrně velký. Tato vlastnost je způsobena tím, že jsou svazky postupně vychylovány buď mechanicky, nebo elektronicky. Z tohoto důvodu je tato sonda využívána pro vyšetření orgánů, které jsou v mezižební krajině. Dále se využívá v echokardiografii a gynekologii. Obraz z této sondy připomíná tvar výseče mezikruží s poměrně velkým vrcholovým úhlem a frekvence sondy je přibližně 2 až 3 MHz [28, 29].

4.4.3 Lineární sonda

Lineární sonda (viz obrázek 4.11) je tvořena lineárně poskládanými malými měniči v jedné přímce. Počet vertikálních obrázků je stejný jako počet měničů a obraz má tvar obdélníku.

Využívají se k vyšetření orgánů, které nejsou příliš hluboko v lidském těle. Z tohoto důvodu jsou tyto sondy často s vyšší frekvencí a to zhruba 5 až 10 MHz. Nejčastěji je nalezneme na oddělení jako je endokrinologie, mamografie, ortopedie a angiologie. S Dopplerovským zobrazením se mohou lineární sondy využít při diagnostice cév [28, 29].



Obrázek 4.11: Lineární sonda o frekvenci 7,5 MHz [40].

4.4.4 Konvexní sonda

Konvexní sondu lze vidět na obrázku 4.12. Tyto sondy kombinují způsoby zobrazení jak sektorových tak lineárních sond a jsou nejběžnějšími typy sond využívanými k diagnostice orgánů v dutině břišní. Měníče jsou opět lineárně položené, ale tentokrát má povrch konvexně vyklenutý tvar. Obraz z této sondy se však velmi podobá sektorovému zobrazení, ale s daleko menším vrcholovým úhlem. Frekvence konvexní sondy se pohybuje okolo 2,5 až 5 MHz. Díky nižší frekvenci je tato sonda vhodná pro vyšetření do větších hloubek než lineární typ sondy. Nejhojněji se tedy využívá v porodnictví a k zobrazení břišních orgánů [28, 29].



Obrázek 4.12: Konvexní sonda o frekvenci 3,5 MHz [40].

Endokavitální sondy

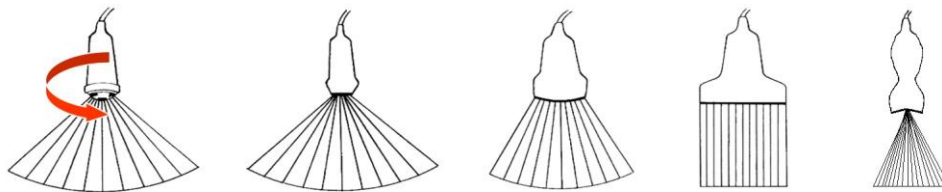
Tyto speciální sondy byly vyvinuty pro lepší zobrazení nepřístupných orgánů ležících blízko otevřených tělních dutin. Pracují na principu konvexních sond.

- Transvaginální sondy jsou používány k vyšetření ženských orgánů v oblasti malé pánve.
- Transrektální sondy se využívají k vyšetření rekta a prostaty.
- Transesofageální sondy neboli TEE. Zavádí se přes ústa jícnem. Touto cestou se dostane blízko srdci. Proto jsou TEE sondy vhodné k diagnostice srdce, která se nazývá transesofageální ECHO.
- Endoluminální sondy jsou miniaturních rozměrů k zavádění do dutých úzkých orgánů k vyšetření stěn. Využívají vysokých frekvencí mezi 30 až 40 MHz.
- Intraoperační a laparoskopické sondy jsou využívány během intervenčních a invazivních chirurgických vyšetření.
- Endosonografické sondy využívané v gastroenterologii. Jsou to speciální sondy, které spojují výhody endoskopie a ultrasonografie [26, 29, 37].

4.4.5 Maticová sonda (phased array)

Tento typ sondy poskytuje v dnešní době nejlepší obraz. Základem je velký počet miniaturních piezoelektrických prvků, které vysílají signál v širokém pásmu a jsou umístěny uprostřed sondy. Přijímače jsou umístěny po celém povrchu sondy a jejich počet je minimálně dvakrát větší než vysílačů. Nejčastější využití těchto sond je v echokardiografii. Maticovou sondou jsou také sondy transkraniální. Jsou nedílnou součástí neurosonografie, za jejichž pomoci je možné neinvazivně měřit průtok intrakraniálních tepen i přes lebku. Nevýhodou maticových sond je vysoká cena.

Grafická schémata výše uvedených sond jsou zobrazeny na obrázku 4.13.



Obrázek 4.13: Zleva mechanická sonda, sektorová sonda, konvexní sonda, lineární sonda a vpravo phased array [28].

4.5 Sonografická vyšetření

Vyšetření ultrasonografem je ve většině případů neinvazivní, snadné a bezbolestné vyšetření, které má rozlišovací schopnost až desetiny mm. Dnes je ultrazvuk nedílnou součástí většiny oddělení v nemocnicích i v soukromých ordinacích. Využívá se například v gastroenterologii, urologii, gynekologii a porodnictví, endokrynologii, endosonografií, echokardiografií a nelze opomíjet samostatné oddělení, kde se bez ultrazvuku nelze obejít a to je oddělení urgentního příjmu. Zde hraje ultrazvuk velmi důležitou roli ve vyšetřovacím řetězci. Pro pacienta, který se dostaví na urgentní příjem a na první pohled nevykazuje známky nějakého zranění, je ultrazvuk první volba. Sonografií lze zjistit poškození měkkých tkání či abnormalit v těle pacienta a pomocí Dopplerovského zobrazení lze diagnostikovat problémy krevního řečiště na základě rychlosti a proudění krve.

4.6 Výhody a nevýhody sonografie

Výhody UZ

Ultrasonografie má řadu výhod. UZ se využívá v široké škále oborů, většinou je to neinvazivní, bezbolestné vyšetření. Cena diagnostických ultrazvuků a cena za jednotlivé vyšetření není zdaleka tak vysoká jako u magnetické rezonance (MRI), kde také nehrozí riziko ozáření oproti RTG. Sonografie je vhodná metoda, pro kontrolu vývoje plodu v děloze matky. V dnešní době není bezpečnější diagnostické metody, než je právě sonografie a nejsou nám známy žádné kontraindikace.

Nevýhody UZ

U významně obézních pacientů je diagnostika pomocí UZ náročná kvůli přítomnosti velkého množství podkožního tuku. Kvalita a interpretace vyšetření je značně závislá na schopnosti vyšetřujícího lékaře. Jako nevhodný faktor, který má vliv na kvalitě obrazu je přítomnost vzduchu či kalcifikovaných míst v těle pacienta. Pro specifická vyšetření je například třeba, aby byl pacient nalačno, či měl plný močový měchýř [15, 21].

5 Použitá metodika zisku informací

Metodika tvorby kategorizací pro diagnostické skiagrafické rentgenové přístroje a diagnostickou ultrazvukovou techniku, která byla použita v této práci, se opírá o rozbor technických specifikací, o dotazníkové šetření a řízené rozhovory.

Navrženou kategorizaci byla snaha podložit na základě měření s rentgenovými a sonografickými fantomy.

5.1 Metodika Kategorizace

Kategorizace diagnostických skiagrafických rentgenových přístrojů a diagnostických ultrazvuků pro urgentní a traumatologický příjem byla prováděna dle vybraných technických parametrů. U použitých diagnostických metod lze hodnotit celou řadu parametrů, při sestavování kategorizace v této práci byl však kladen důraz především na ty z nich, které jsou důležité pro urgentní a traumatologický příjem.

5.1.1 Rozbor technických specifikací

Prvotní výběr technických parametrů pro vytvoření kategorizace byl prováděn dle specifikací uvedených v technické dokumentaci diagnostických skiagrafických RTG a diagnostických sonografů používaných ve FN Motol. Pro skiagrafickou techniku to byly technické specifikace přístrojů od firmy NRT, Philips a Siemens, pro sonografii od firmy Toshiba a GE Healthcare. Propagační materiály obsahují širokou škálu parametrů, často však každá firma používá své firemní zkratky názvů a uvádí rozdílné parametry. U skiografie se z pravidla jedná o anodové napětí, maximální proud, výkon generátoru, rozlišovací schopnost a další. U ultrazvukové techniky výrobci často uvádějí počet a využití sond, zobrazovací módy a jiné parametry. Některé z uváděných parametrů jsou zcela nedůležité pro urgentní příjem. Z těchto důvodů se samotné materiály nejeví jako vhodné pro všeobecné porovnávání bez rozdílu výrobce.

Z těchto technických specifikací byly vybrány parametry, které byly použity v dotazníkovém šetření.

5.1.2 Dotazníkové šetření

Průzkum pomocí dotazníků, byl prováděn ve FN Motol na odděleních zdravotnické techniky. Pro úzké zaměření dotazníku pouze na parametry RTG a UZ techniky, byli vybráni respondenti z fyziků a biomedicínských techniků na oddělení Radiologie a Sonografie. Vyplněné dotazníky byly získány od 16 respondentů, což byl maximální možný počet specialistů na tuto problematiku. Z důvodu malého množství respondentů bylo dotazníkové šetření bráno pouze jako orientační.

Kritéria vybraná dle technických specifikací pro dotazníkové šetření rentgenové diagnostické techniky vhodné pro urgentní příjem

1. Anodové napětí
2. Maximální proud
3. Velikost ohniska rentgenky
4. Výkon generátoru
5. Rozlišovací schopnost
6. Tepelná kapacita anody
7. Velikost pixelu
8. DQE – Detekční kvantová účinnost
9. Polohovatelnost RTG přístroje v prostoru
10. Rychlost startu systému

Příložený dotazník pro RTG techniku viz příloha A.I.

Kritéria vybraná dle technických specifikací pro dotazníkové šetření ultrazvukové diagnostické techniky vhodné pro urgentní příjem

1. Typy sond
2. Použití sond
3. Software
4. Softwarová kompenzace artefaktů
5. Počet konektorů pro připojení sond
6. Zobrazovací módy

Příložený dotazník pro UZ techniku viz příloha A.II.

5.1.3 Řízené rozhovory

Po vyhodnocení dotazníků byly pro malé množství respondentů, odbornost tématu a upřesnění parametrů k budoucí kategorizaci provedeny řízené rozhovory s některými s respondentů, ale také s laboranty a dalšími odborníky v těchto oborech.

5.2 Metodika ověření parametrů pomocí fantomů

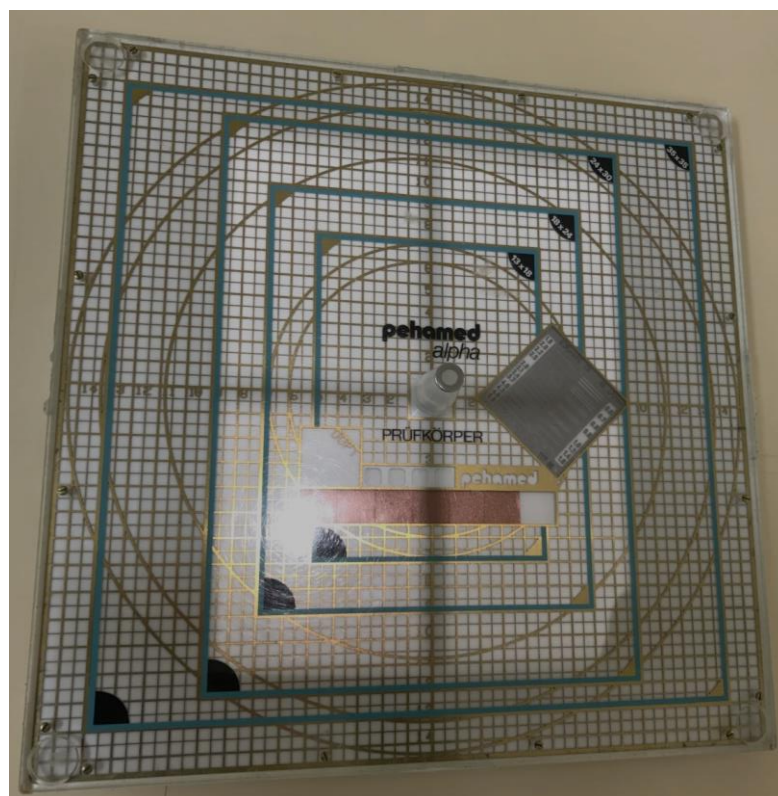
Navrženou kategorizaci byla snaha podložit na základě měření s fantomy. Fantomy pro rentgenovou techniku jsou běžnou součástí vybavení nemocnic a za jejich pomoci se pravidelně provádějí například zkoušky dlouhodobé stability. Z důvodu velkého množství materiálů obsahujících výsledky u již dříve provedených zkoušek, nebylo nutné provádět měření na všech přístrojích. Pro osobní praktickou zkušenost s fantomem, bylo měření jedenkrát vyzkoušeno. Pro sonografickou techniku, se fantomů pro měření nevyužívá. Z tohoto důvodu byl pokus vytvořit sonografický fantom vlastní, dle kterého byly proměřeny 4 diagnostické ultrazvuky, které by měly dle parametrů odpovídat vytvořené kategorizaci.

Konkrétní řešení je řešeno v samostatných kapitolách.

5.2.1 Rentgenový fantom a testované přístroje

Pomocí fantomů lze zjistit, s jakou přesností a objektivitou RTG přístroj zaznamená vnitřní struktury těla. Využívají je jak nemocniční technici pro kalibraci, zkoušky dlouhodobé stability, provozní stálosti a přijímací zkoušky, tak firmy s odborností na posuzování zdrojů záření s povolením Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB) k zajištění dohledu nad radiační ochranou. Ukázkou rentgenového fantomu firmy Pehamed lze vidět na obr. 5.1.

Za použití fantomů se pravidelně provádějí jednotlivé zkoušky na všech radiologických přístrojích. Protokoly s výsledky zkoušek byly pro nastudování plně k dispozici a z důvodu pravidelnosti testů, nebyla potřeba proměřovat velice vytížené přístroje na urgentním příjmu i na jiných odděleních samostatně. Protokoly byly nastudovány se zaměřením na ověření kvality rozlišovací schopnosti 4 diagnostických RTG přístrojů. Všechny níže uvedené přístroje jsou stacionární skiagrafická zařízení.



Obrázek 5.1: RTG fantom firmy Pehamed před expozicí [40].

Testované přístroje

K vyhodnocení výsledků byly použity čtyři přístroje, které jsou ve FN Motol k dispozici. Tyto přístroje odpovídají jednotlivým hladinám kategorizace RTG přístrojů. Viz tabulka 6.1.

- NRT Adora DRi

Tento přístroj je jeden z nejlepších rentgenových diagnostických přístrojů na trhu pro UP a lze ho vidět na obrázku 5.2. Přístroj Adora DRi má plně motorizovaný automatický detektor, ve všech pozicích zachovává stálou centraci rentgenka – detektor a může být vybaven otočným stolem až o 340°.

Parametry přístroje:

- Tepelná kapacita anody: **350 kHU**
- Rozlišení při vysokém kontrastu (rozlišení): **3,10 lp/mm**
- Rozlišení při nízkém kontrastu (kontrast): **1,40 %**
- Velikost pixelu: **125 μm**



Obrázek 5.2: Diagnostický stacionární RTG přístroj ADORA DRi od dánské firmy NRT [40].

- Philips DigitalDiagnost

Stacionární diagnostický rentgen (viz obrázek 5.3) patří dle předpokladu do Střední třídy. Přístroj DigitalDiagnost s omezeně motorizovaným automatickým detektorem má centrací rentgenka – detektor v omezeném rozsahu pohybů a otočný stůl až o 90°.

Parametry přístroje:

- Tepelná kapacita anody: **300 kHU**
- Rozlišení při vysokém kontrastu (rozlišení): **4,00 lp/mm**
- Rozlišení při nízkém kontrastu (kontrast): **1,20 %**
- Velikost pixelu: **148 μm**



Obrázek 5.3: Diagnostický rentgen DigitalDiagnost od firmy Philips [40],

- Siemens Ysio

Předpokladem tohoto přístroje je, že podle svých vlastností spadá také do Střední třídy přístrojů. Má omezeně motorizovaný automatický detektor s omezenou centrací rentgenka – detektor v omezeném rozsahu pohybů. Stůl je polohovatelný ve vertikálním a horizontálním směru a lze ho vidět na obr. 5.4.

Parametry přístroje:

- Tepelná kapacita anody: **783 kHU**
- Rozlišení při vysokém kontrastu (rozlišení): **3,55 lp/mm**
- Rozlišení při nízkém kontrastu (kontrast): **1,35 %**
- Velikost pixelu: **144 μm**



Obrázek 5.4: Diagnostický rentgen Ysio od firmy Siemens [41].

- Axiom Vertex MD Trauma

Vertex MD Trauma (viz obr. 5.5) je stacionární diagnostický rentgen umístěný ve FN Motol na dětském UP. Tento RTG přístroj je stejně jako Adora DRi určen pro jednotky UP s tím rozdílem, že má pouze ručně polohovatelný detektor (ne automaticky motorizovaný) se stálou centrací rentgenka – detektor v omezeném rozsahu pohybů a proto odpovídá Nižší třídě RTG pro oddělení UP.

Parametry přístroje:

- Tepelná kapacita anody: **783 kHU**
- Rozlišení při vysokém kontrastu (rozlišení): **3,15 lp/mm**
- Rozlišení při nízkém kontrastu (kontrast): **1,20 %**
- Velikost pixelu: **160 μm**



Obrázek 5.5: Diagnostický rentgen Vertix MD Trauma od firmy Siemens [40].

5.2.2 Sonografický fantom a testované přístroje

Stejně jako u RTG, byla snaha nalézt prostředek pro realizaci měření s ultrazukovými diagnostickými přístroji, na základě kterého by byla ověřena kvalita UZ dle rozdělení v kategorizaci viz tabulka 7.1. Po usilovném hledání fantomu pro UZ, který je v praxi již využíván, byly nalezeny webové stránky nabízející nejrůznější fantomy, které jsou speciálně navrženy na jednotlivé druhy vyšetření. Bohužel za extrémní částky, které si nemůže dovolit nemocnice ani lékařské fakulty. Tyto fantomy často slouží výrobcům ultrazukových přístrojů ke kalibraci.

Vysoké ceny fantomů byly důvodem k zamyšlení a vytvoření vlastních měřících fantomů.

Testované přístroje

K měření byly použity čtyři přístroje, které jsou ve FN Motol k dispozici. Dva z přístrojů odpovídají Top třídě z navržené kategorizace pro UZ a další dva odpovídají Střední a Nižší hladině. Viz tabulka 7.1.

- Toshiba Aplio 500

Tento přístroj je jeden z nejlepších ultrazvukových diagnostických přístrojů na trhu a lze ho vidět na obr. 5.6. Spadá tedy do první Top třídy přístrojů. Pro měření byly použity dva sonografy typu Aplio 500.



Obrázek 5.6: Diagnostický ultrazvuk Aplio 500 firmy Toshiba [40].

- Toshiba Aplio MX

Aplio MX (viz obr. 5.7) je diagnostický ultrazvuk od firmy Toshiba a je to Střední třída přístrojů.



Obrázek 5.7: Diagnostický ultrazvuk Aplio MX firmy Toshiba [40].

- GE Healthcare Logiq e

Tento mobilní diagnostický ultrazvuk (viz obr. 5.8) je dobrá varianta, musí-li vyšetřující lékař za pacientem k lůžku. Bohužel, není kvalitativně srovnatelný s předchozími dvěma, a tedy spadá do kategorie třetí Nižší třída přístroje.



Obrázek 5.8: Diagnostický ultrazvuk Logiq e firmy GE Healthcare [40].

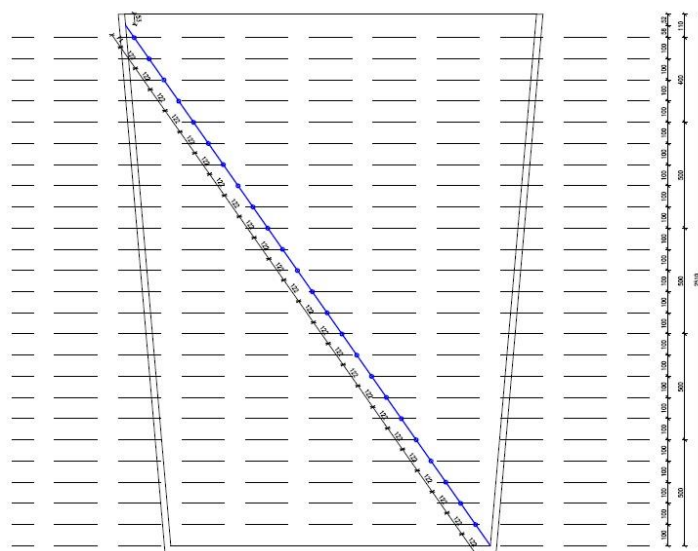
5.2.3 Návrh a realizace fantomů pro sonografii

Byly vytvořeny dva fantomy s tím, že za pomoci prvního fantomu by mělo být možné určit, v jaké maximální hloubce může sonda vyšetřovat tkáň s kvalitním rozlišením výsledného obrazu. Druhým fantomem by měla být změřena rychlost průtoku pomocí zobrazovacího módu Barevný Doppler.

K finální podobě fantomů bylo provedeno více pokusů, hlavně se snahou o simulaci lidské tkáně.

Vytvoření hloubkového sonografického fantomu

Hloubkový fantom byl vytvořen pomocí nádoby o objemu 4,5 L. Hloubka nádoby je 23 cm, což simuluje břišní dutinu obéznějšího pacienta. Po předchozích pokusech byla měřicí stupnice zalitá do želatiny vytvořena z nitě, na kterou se navázaly bavlnky pod úhlem, aby se při zobrazení UZ sondou nepřekrývaly. Dle vytvořeného schématu (viz obrázek 5.9) byly uzlíky umístěny na nit tak, aby každý uzlík reprezentoval hloubkové hladiny po 1 cm s přesností cca na 1 milimetr. Pod vypočteným úhlem $55,5^\circ$ byla nádoba prošíta měřicí stupnicí a zalita želatinou.



Obrázek 5.9: Nádoba s vypočteným měřítkem rozestavení uzlíků [40].

Nádoba na fantom byla z plastu prošita nahřátou jehlou s nití a bavlnkami, aby tekutá želatina během tuhnutí neunikala. Detail měřící stupnice je vidět na obrázku 5.10. Tvrdnutí želatiny v lednici trvalo déle jak 24h.



Obrázek 5.10: Nádoba s měřící stupnicí čerstvě zalitá želatinou [40].

Vytvoření aparatury průtokového sonografického fantomu

Měřicí průtokový fantom (viz obrázek 5.11) byl sestaven z pumpy do automobilu, hmotnostního průtokoměru, zdroje napětí, z měřících hadiček a měřeného úseku s nádobkou se želatinou. Všechny komponenty byly pevně přidělány na dřevěnou desku, pro lepší manipulaci při převozu.



Obrázek 5.11: Měřicí průtokový sonografický fantom bez měřícího úseku [40].

Čerpadlo

Čerpadlo 0 580 254 044 firmy BOSCH (na obr. 5.12) bylo použito jako zdroj průtoku v okruhu. Primární určení tohoto čerpadla je dávkování v palivovém okruhu vozidla. Toto benzínové čerpadlo využívají ve svých vozech firmy Porsche a Ferrari. Jmenovité provozní napětí čerpadla je 12 V. Pracovali jsme v rozsahu napětí 6 až 16,5V. Šestnáct a půl voltu byla pro nás horní hranice z důvodu omezení měřícího rozsahu hmotnostního průtokoměru, který byl jen do 300 L/h.



Obrázek 5.12: Čerpadlo 0 580 254 044 firmy BOSCH [40].

Byla snaha použít medicínskou pumpu namísto čerpadla. Ve FN Motol mi byla zapůjčena pumpa Annex 3 firmy Irich medical (viz obr. 5.13). Bohužel tato pumpa má průtok nastavitelný od 0,2 do 8 ml/sec. Nebyla tedy dostatečně silná, aby mohla být použita pro simulaci cirkulace krve v těle. Použití čerpadla BOSCH s vodou, která byla použita jako náhrada krve, není z dlouhodobého hlediska vhodné. Při provozování s vodou dojde k zadření čerpadla, avšak v krátkém časovém úseku je použitelné. V případě následných pokusů by bylo potřeba zvážit použití jiného média než vody. Volba kapaliny bližší vlastnostem krve by měla zřejmě pozitivní vliv na výsledek testu s tímto fantomem. Současně by bylo potřeba najít i čerpadlo, které by tekutinu dokázalo transportovat v dostatečném množství měřícím okruhem.



Obrázek 5.13: Medicínská pumpa Annex 3 firmy Irich medical [40].

Laboratorní zdroj

Stejnoseměrný laboratorní zdroj Manson SPS-9602 (na obrázku 5.14) sloužil pro řízení výkonu čerpadla. Maximální parametry zdroje dosahují 30 V DC a 30 A. Řízení čerpadla bylo prováděno změnou napětí zdroje. Tomuto odpovídala i změna odběru proudu do čerpadla. Změna napětí byla realizována pomocí potenciometru na čelním panelu. Hodnotu nastaveného napětí a odebíraného proudu bylo možné sledovat na čelním displeji.



Obrázek 5.14: Stejnoseměrný laboratorní zdroj Manson SPS – 9602 [40].

Hmotnostní průtokoměr

Hmotnostní průtokoměr sloužil jako zdroj informace o množství proudící kapaliny v okruhu, v našem případě vody. Hmotnostní průtokoměr Sitrans FC300 byl od firmy SIEMENS a lze ho vidět vlevo na obrázku 5.15. Princip měření průtokoměru je na základě Coriolisovy síly. Hmotnostní průtokoměr se skládá z jedné či dvou zakřivených hadiček. Sensory v průtokoměru jsou poháněny elektromechanickou cirkulační jednotkou, kde hadičky oscilují v rezonanční frekvenci. Dvě hadičky jsou symetricky umístěny na obou stranách průtokoměru. Když kapalina proudí skrz senzor, Coriolisova síla působí na měřících hadičkách a způsobí jejich vychýlení, které je měřeno jako fázový posun. Fázový posun je úměrný rychlosti hmotnostnímu průtoku. Výhodou tohoto způsobu měření je nezávislost na použité kapalině. V průtokoměru probíhá při každém spuštění autokalibrace, která zaručuje stabilitu a přesnost měření.

Vyhodnocovací jednotka Sitrans FC Mass 6000 (viz vpravo na obr. 5.15) hmotnostního průtokoměru byla také od firmy SIEMENS. Tato vyhodnocovací jednotka je založena na nejnovějším vývoji digitálních technologií při zpracování signálu. Je vysoce odolná proti nežádoucím vlivům okolí [39].



Obrázek 5.15: Vlevo hmotnostní průtokoměr Sitrans FC300 a vpravo vyhodnocovací jednotka Sitrans FC Mass 6000 od firmy SIEMENS [40].

Pro následné zpracování dat je potřeba přepočítat hodnotu průtoku na rychlost proudění. Tato hodnota je totiž zobrazována na UZ přístrojích.

$$v = \frac{m}{\rho \cdot S} \quad (5.1)$$

kde v je rychlost proudění (m/s), m je hmotnostní průtok ($\text{kg} \cdot \text{s}^{-1}$), ρ je hustota kapaliny (kg/m^3) a S je plocha průřezu hadičkou (m^2).

Měřicí okruh s testovacím úsekem

Měřicí okruh byl tvořen soustavou pneumatických hadiček, spojených pneumatickými rychlospojkami (viz obr. 5.17), a nádobou na kapalinu (viz obr. 5.16). Jako nádoba na kapalinu byl použit malý plastový kanystr o objemu 5 L. Součástí okruhu byla i výměnná část, právě pomocí rychlospojek, kde bylo možné měnit testovací úsek. Testovací úsek, který lze vidět na obr. 5.18, byl tvořen trubičkou prostrčenou skrze plastovou nádobu, zatěsněnou kabelovými vývodkami, která byla vyplněná želatinou. Tato želatina simulovala tkáň lidského těla a hadička krevní řečiště.



Obrázek 5.16: Nádoba na kapalinu [40].



Obrázek 5.17: Pneumatické hadičky spojené pneumatickými rychlospojkami [40].



Obrázek 5.18: Testovací úsek [40].

6 Návrh kategorizace RTG přístrojů pro UP

Na základě výše uvedených metod byla vytvořena kategorizace pro diagnostické skiagrafičké RTG přístroje umístěné na UP, která je uvedena v tabulce 6.1. Rozřazení klasifikace bylo provedeno dle zadání práce do 3 hladin a to Top-Střední-Nižší. Top kategorie obsahuje parametry, které by měla dle nároků odborníků splňovat RTG technika právě na UP. Střední třída je velmi kvalitní kategorie přístrojů dostupných na trhu, pouze s rozdílem že není plně zaměřena na UP. Je možné ji využívat na většině oddělení. Nižší třída diagnostických RTG v návrhu kategorizace splňuje parametry, na základě kterých lze usoudit, že je technika v této kategorii kvalitní a stále umožňuje velmi přesnou diagnostiku.

Konečné parametry kategorizace určené na základě výše uvedené metodiky pro UP jsou:

- Polohovatelnost RTG přístroje v prostoru
- Tepelná kapacita anody
- Rozlišovací schopnost a to při vysokém i při nízkém kontrastu
- Velikost pixelu

V předchozích kapitolách jsou popsány parametry podrobněji (viz strana 9, 13 a 14).

Tabulka 6.1: Návrh kategorizace skiagrafičké diagnostické zobrazovací techniky.

Kategorizace diagnostických skiagrafičkých rentgenových přístrojů				
Parametr		Top třída	Střední třída	Nižší třída
Polohovatelnost RTG přístroje v prostoru		Motorizovaný automatický detektor, zachovává stálou centraci rentgenka - detektor	Omezeně motorizovaný detektor, zachovává stálou centraci rentgenka - detektor v omezeném rozsahu pohybů	Ručně nastavitelný detektor, zachovává nebo nezachovává stálou centraci rentgenka - detektor
Tepelná kapacita anody (kHU)		> 300 kHU	100 - 300 kHU	< 100 kHU
Rozlišovací schopnost	Rozlišení (lp/mm)	> 3,7	2,6 – 3,7	< 2,6
	Kontrast (%)	< 1,21	1,35 – 1,21	> 1,35
Velikost pixelu (μm)		< 133 s bitovou hloubkou ≥ 14 bitů	133 – 198 s bitovou hloubkou ≥ 14 bitů	> 198 s bitovou hloubkou ≥ 14 bitů

7 Návrh kategorizace UZ přístrojů pro UP

Kategorizace pro diagnostickou UZ techniku je uvedena v tabulce 7.1 a byla stejně jako kategorizace pro RTG přístroje rozřazena do 3 hladin Top-Střední-Nižší. Byla tvořena metodami, popsány v kapitole 5.1. Top kategorie obsahuje parametry, které by měla, dle nároků odborníků splňovat UZ technika pro UP. Přístroje, spadající do Střední třídy, mají oproti Top třídě méně typů sond, které jsou určeny pro velmi specializovaná vyšetření. I přesto je možné tyto přístroje využívat na převážně většině oddělení. Diagnostické UZ Nižší třídy dle klasifikace jsou většinou menší mobilní sonografy, které dle parametrů v návrhu kategorizace splňují parametry odpovídající stále kvalitním diagnostickým UZ.

Konečné parametry kategorizace určené na základě výše uvedené metodiky pro UP jsou:

- Počet sond
- Typ sond
- Zobrazovací módy

V předchozích kapitolách jsou popsány parametry podrobněji (viz strana 17 až 26).

Tabulka 7.1: Návrh kategorizace ultrazvukové diagnostické zobrazovací techniky.

Kategorizace diagnostických ultrazvukových přístrojů			
Parametr	Top třída	Střední třída	Nižší třída
Počet sond	> 4	> 3	1-3
Typ sondy	Lineární Konvexní Endokavitální s rozšířením TEE a intraoperačních Endosonografické Sektorové Endoluminální Maticové	Lineární Konvexní a mikrokonvexní Endokavitální Endosonografické Sektorové	Lineární Konvexní
Zobrazovací módy	Všechny módy 2D a pokročilé 3D i 4D zobrazení veškerá dopplerovská zobrazení Elastografie Panoramatické zobrazení	Všechny módy 2D, 3D i 4D zobrazení Dopplerovská zobrazení s výjimkou energetického Dopplera	Všechny módy kromě M-módu 2D a 3D zobrazení Kontinuální Doppler

8 Experimenty s fantomy

8.1 Experiment s rentgenovým fantomem

Měření proběhlo pouze na jednom z výše uvedených diagnostických RTG přístrojů DigitalDiagnost firmy Philips. Proměřen byl fantom firmy Pehamed viz obrázek 5.1. Měření neproběhlo na všech výše zmíněných skiagrafičkových RTG přístrojích z důvodu častých zkoušek a kalibrací pomocí fantomů na těchto přístrojích. Postup měření fantomů je vždy stejný, proto nebyl důvod opakovat měření na všech RTG.

Fantom byl umístěn na RTG stůl a svazek záření se vycentrován přesně na střed fantomu. Z důvodu bezpečnosti je před zhotovením snímku nutné zkontrolovat, zda jsou všechny dveře do místnosti zavřeny a uvnitř se nenachází žádné osoby kromě vyšetřovaného. Dveře i stěny tvoří štít před škodlivým ionizujícím zářením, aby vyšetřující či lidé v okolí vyšetřovny nebyly při expozici ozářeni. Poté se zhotoví snímek (viz obr. 8.1) pomocí expozičního tlačítka. Celý proces trvá pouze několik vteřin.



Obrázek 8.1: Ukázka testu při proměřování fantomu na rentgenu DigitalDiagnost od firmy Philips [40].

Pomocí rentgenového fantomu byla proměřena rozlišovací schopnost při nízkém a při vysokém kontrastu. (viz kapitola Kvalita RTG obrazu), která byla vyhodnocována pro jednotlivé přístroje z podkladů zkoušek dlouhodobé stability a přejímací zkoušky.

Rozlišovací schopnost při vysokém kontrastu (rozlišení) určená výrobcí jako doporučená je $\geq 2,4$ lp/mm.

Rozlišovací schopnost při nízkém kontrastu (kontrast) určená výrobcí jako doporučená je $\leq 2,8$ %.

Z nutnosti častých zkoušek diagnostických RTG nebyla potřeba proměřovat každý přístroj zvlášť. Byly mi poskytnuty výsledky zkoušek dlouhodobé stability a přijímací zkoušky.

8.1.1 Výsledky experimentu - ověření kategorizace RTG přístrojů pomocí fantomu

Naměřené hodnoty za využití RTG fantomů během pravidelných zkoušek, jsem zaznamenala do níže uvedené tabulky 8.1.

Tabulka 8.1: Porovnání požadovaných hodnot udávaných výrobcí a naměřených hodnot za využití fantomů na RTG přístrojích

Přístroj	Požadované rozlišení (HCR) (lp/mm)	Rozlišení při vysokém kontrastu (HCR) (lp/mm)	Požadovaný kontrast (LCR) (%)	Rozlišení při nízkém kontrastu (LCR) (%)
Adora Dri	$\geq 2,40$	3,10	$\leq 2,80$	1,40
DigitalDiagnost		4,00		1,20
Ysio		3,55		1,35
Vertex MD Trauma		3,15		1,20

Na základě parametrů lze zařadit přístroje do navržené kategorizace (viz tabulka 6.1). Přístroj Adora Dri, dle rozlišení při vysokém kontrastu spadá do Střední třídy přístrojů a dle rozlišení při vysokém kontrastu, je možné přístroj zařadit do Nižší třídy. Další přístroj DigitalDiagnost lze kategorizovat na základě obou zjištěných parametrů (HCR a LCR) do Top třídy. Oběma parametry, jak rozlišením, tak kontrastem spadá přístroj Ysio do navržené Střední třídy. Posledním přístrojem, na němž probíhal experiment je přístroj Vertex MD Trauma, který dle parametru HCR patří do Střední třídy a podle LCR do Top třídy.

V následujících tabulkách je souhrn vybraných RTG přístrojů a jejich parametrů přesně definujících třídy navržené kategorizace, vhodné pro oddělení UP (viz tabulka 8.2). Všechny parametry jsou hodnoceny dle tříd a jsou podle nich obodovány. Top třída má hodnotu 2 body, Střední třída 1 bod a Nižší třída má 0 bodů. Nejvyšší důležitost pro UP má parametr polohovatelnost RTG přístroje, proto má jeho Top třída hodnotu 6 bodů, Střední 3 a Nižší třída 0 bodů. Váha tohoto parametru je trojnásobná z důvodu, že z dotazníkového šetření vyšlo i bodové hodnocení 3x vyšší než u ostatních parametrů.

Pro názornost je v tabulce 8.3 souhrn vybraných RTG přístrojů a jejich parametrů přesně definujících třídy navržené kategorizace vhodné pro radiodiagnostické oddělení zaměřené na skiografii. RTG přístroje se zaměřením na Skiografii nepotřebují mít polohovatelnost ve stejném rozsahu, jako traumatologické RTG, ale je kladen vyšší důraz na kvalitu obrazu. Z rozhovorů s odborníky vyplynulo, že pokud se nejedná o traumatologický RTG, dvojnásobnou váhu oproti zbylým parametrům by měly mít parametry rozlišení, kontrast a velikost pixelu.

Tabulka 8.2: Souhrn vybraných RTG přístrojů a jejich parametrů přesně definujících třídy navržené kategorizace vhodné pro oddělení urgentního příjmu.

Parametr	Body parametru dle důležitosti	Třída	RTG přístroj			
			Adora Dri	Digital Diagnost	Ysio	Vertex MD Trauma
Polohovatelnost RTG přístroje	6	Top	•			
	3	Střední		•	•	
	0	Nižší				•
Tepelná kapacita anody (kHU)	2	Top	350		783	783
	1	Střední		300		
	0	Nižší				
Rozlišení (lp/mm)	2	Top		4,00		
	1	Střední	3,10		3,55	3,15
	0	Nižší				
Kontrast (%)	2	Top		1,20		1,20
	1	Střední			1,35	
	0	Nižší	1,40			
Velikost pixelu (μm)	2	Top	125			
	1	Střední		148	144	160
	0	Nižší				
Výsledné body			11	9	8	6
Výsledná třída			Top	Střední	Střední	Nižší

Poznámka: Přístroj lze zařadit do Top třídy, pokud získá za jednotlivé parametry minimálně 10 bodů a zároveň bude mít 6 bodů za parametr nastavitelnost RTG přístroje. Do Střední třídy ho lze zařadit v případě, že získá minimálně 8 bodů a do Nižší třídy spadají všechny RTG, které mají méně než 8 bodů.

Tabulka 8.3: Souhrn vybraných RTG přístrojů a jejich parametrů přesně definujících třídy navržené kategorizace vhodné pro radiodiagnostické oddělení zaměřené na skiografii.

Parametr	Body parametru dle důležitosti	Třída	RTG přístroj			
			Adora Dri	Digital Diagnost	Ysio	Vertex MD Trauma
Polohovatelnost RTG přístroje	2	Top	•			
	1	Střední		•	•	
	0	Nižší				•
Tepelná kapacita anody (kHU)	2	Top	350		783	783
	1	Střední		300		
	0	Nižší				
Rozlišení (lp/mm)	4	Top		4,00		
	2	Střední	3,10		3,55	3,15
	0	Nižší				
Kontrast (%)	4	Top		1,20		1,20
	2	Střední			1,35	
	0	Nižší	1,40			
Velikost pixelu (μm)	4	Top	125	148	144	
	2	Střední				160
	0	Nižší				
Výsledné body			10	14	11	10
Výsledná třída			Nižší	Top	Střední	Nižší

Poznámka: Přístroj lze zařadit do Top třídy pro skiografické vyšetření, pokud získá minimálně 13 bodů. Do Střední třídy ho lze zařadit v případě, že získá minimálně 11 bodů a do Nižší třídy patří v případě, že získá méně než 11 bodů.

8.2 Experiment s hloubkovým sonografickým fantomem

Měření proběhlo na třech z výše uvedených typech diagnostických UZ přístrojích. Každý z přístrojů zastupoval jednu z hladin z navržené klasifikace. Odborný pracovník FN Motol proměřil hloubkový fantom dvěma sondami od každého typu přístroje za pomoci B-módu. Výsledky měření jsou zaznamenávány v tabulkách 8.4 – 8.6.

Měření na diagnostických ultrazvucích firmy Toshiba probíhalo s lineární sondou se zobrazovací frekvencí 7,5 MHz a konvexní sondou s frekvencí 3,5 MHz. Měření na přístroji GE Healthcare probíhalo s co nejvíce podobnými sondami, jako v předchozích dvou měřeních a to se sondou s označením 8L, což je lineární sonda s rozptylem zobrazovací frekvence 4 – 12 MHz. Druhá použitá sonda od této firmy byla konvexní sonda s označením 4C, která má rozptyl zobrazovací frekvence 2 – 5,5 MHz.



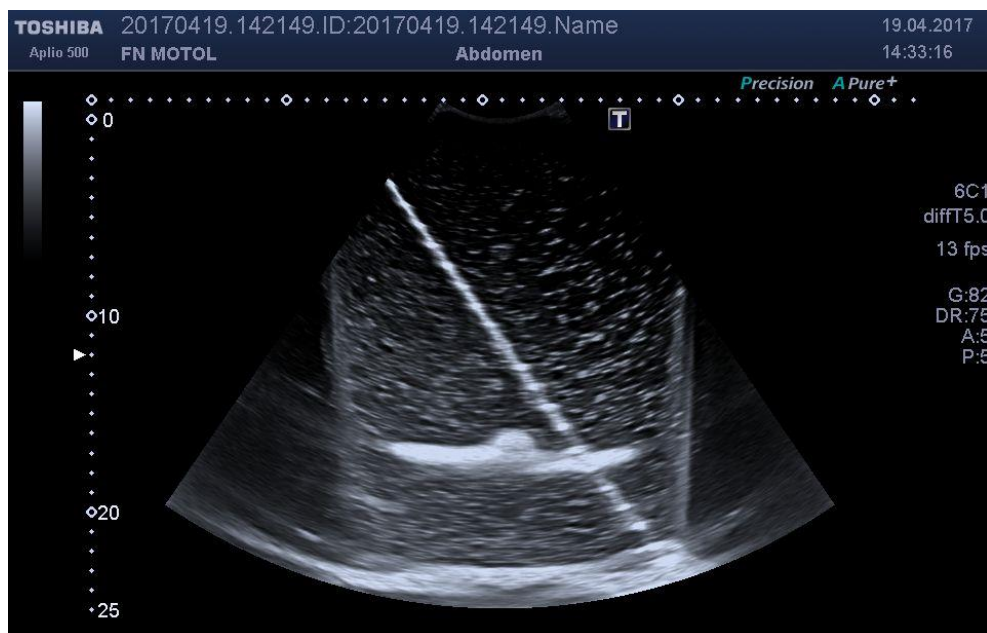
Obrázek 8.2: Proměrování hloubkového fantomu pomocí diagnostického UZ firmy Toshiba Aplio MX konvexní sondou s frekvencí 3,5 MHz [40].

8.2.1 Výsledky experimentu - ověření kategorizace UZ přístrojů pomocí hloubkového fantomu

Výsledky z měření pomocí hloubkového sonografického fantomu byly zaznamenány do tabulek 8.4 – 8.6. Ke každému měření je přiložen také výsledný obraz ze sonografu. (Viz obr. 8.3 – 8.6)

Tabulka 8.4: Výsledky hloubkového zobrazení na ultrazvukovém diagnostickém přístroji firmy Toshiba Aplio 500 pomocí lineární a konvexní sondy. Maximální hloubka fantomu je 23 cm.

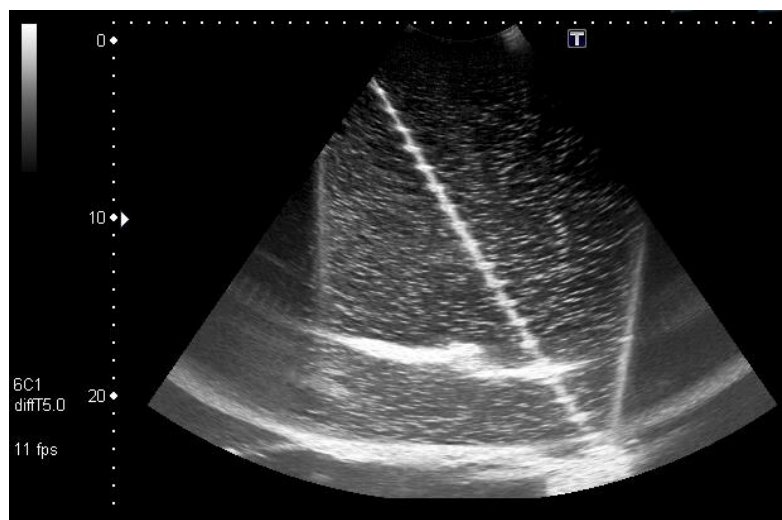
Diagnostický ultrazvuk Toshiba Aplio 500			
Typ sondy	Zobrazovací frekvence sondy (MHz)	Maximální hloubka sondy povolená softwarem (cm)	Maximální hloubka kvalitního rozlišení sondy (cm)
Konvexní	3,5	25	23
Lineární	7,5	14	12



Obrázek 8.3: Zobrazení maximální hloubky konvexní sondou o zobrazovací frekvenci 3,5 MHz na diagnostickém UZ firmy Toshiba Aplio 500 včetně všech zobrazovaných údajů ve výsledném obrazu.

Tabulka 8.5: Výsledky hloubkového zobrazení na ultrazvukovém diagnostickém přístroji firmy Toshiba Aplio 500 pomocí lineární a konvexní sondy. Maximální hloubka fantomu je 23 cm.

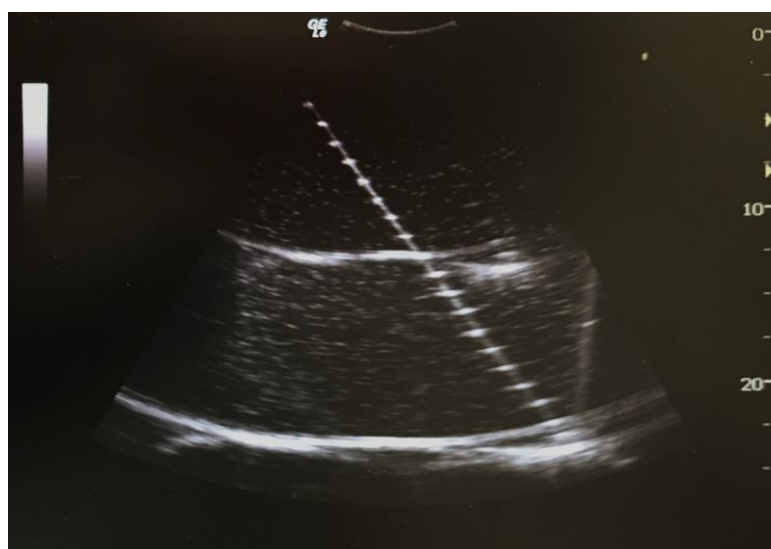
Diagnostický ultrazvuk Toshiba Aplio MX			
Typ sondy	Zobrazovací frekvence sondy (MHz)	Maximální hloubka sondy povolená softwarem (cm)	Maximální hloubka kvalitního rozlišení sondy (cm)
Konvexní	3,5	25	23
Lineární	7,5	10	10



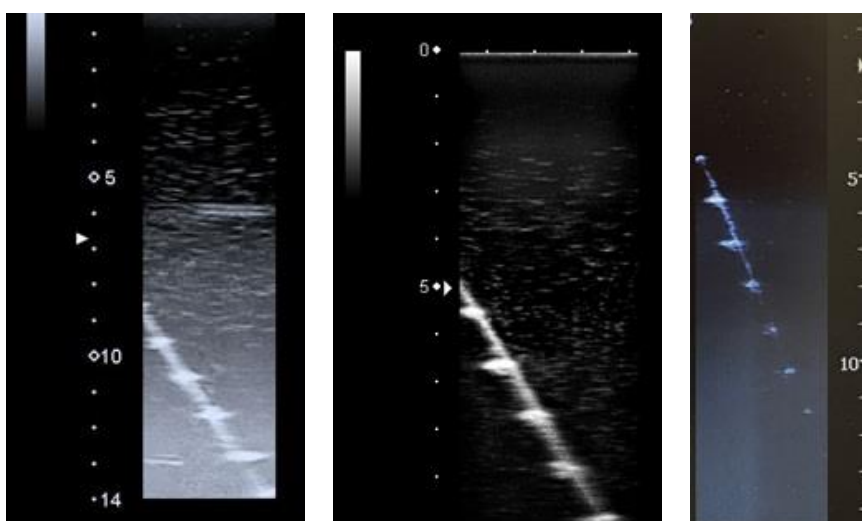
Obrázek 8.4: Zobrazení maximální hloubky konvexní sondou o zobrazovací frekvenci 3,5 MHz na diagnostickém UZ firmy Toshiba Aplio MX bez zobrazovaných údajů.

Tabulka 8.6: Výsledky hloubkového zobrazení na ultrazvukovém diagnostickém přístroji firmy GE Healthcare Logiq e pomocí lineární sondy s označením 8L a konvexní sondy s označením 4C. Maximální hloubka fantomu je 23 m.

Diagnostický ultrazvuk GE Healthcare Logiq e			
Typ sondy	Zobrazovací frekvence sondy (MHz)	Maximální hloubka sondy povolená softwarem (cm)	Maximální hloubka kvalitního rozlišení sondy (cm)
Konvexní	2 – 5,5	22	21
Lineární	4 – 12	14	8



Obrázek 8.5: Zobrazení maximální hloubky konvexní sondou o zobrazovací frekvenci v rozmezí 2 – 5,5 MHz na diagnostickém UZ firmy GE Healthcare Logiq e bez zobrazovaných údajů.



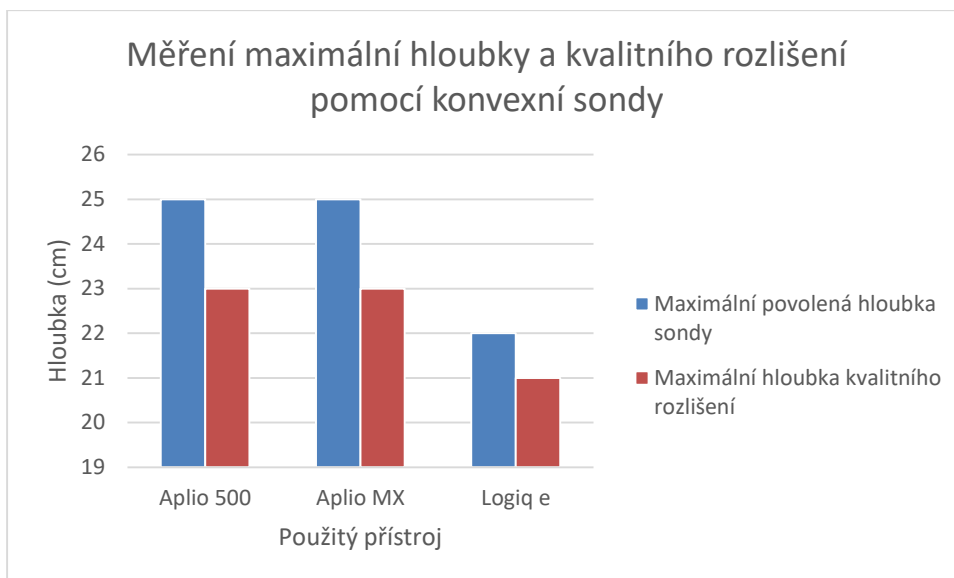
Obrázek 8.6: Zobrazení maximálních hloubek lineárními sondami. Zleva přístroj Aplio 500 se sondou o zobrazovací frekvenci 7,5 MHz, přístroj Aplio MX se sondou o zobrazovací frekvenci 7,5 MHz a přístroj Logiq e se sondou o zobrazovací frekvenci v rozmezí 4 – 12 MHz.

Tabulka 8.7: Souhrnné výsledky experimentu s hloubkovým fantomem

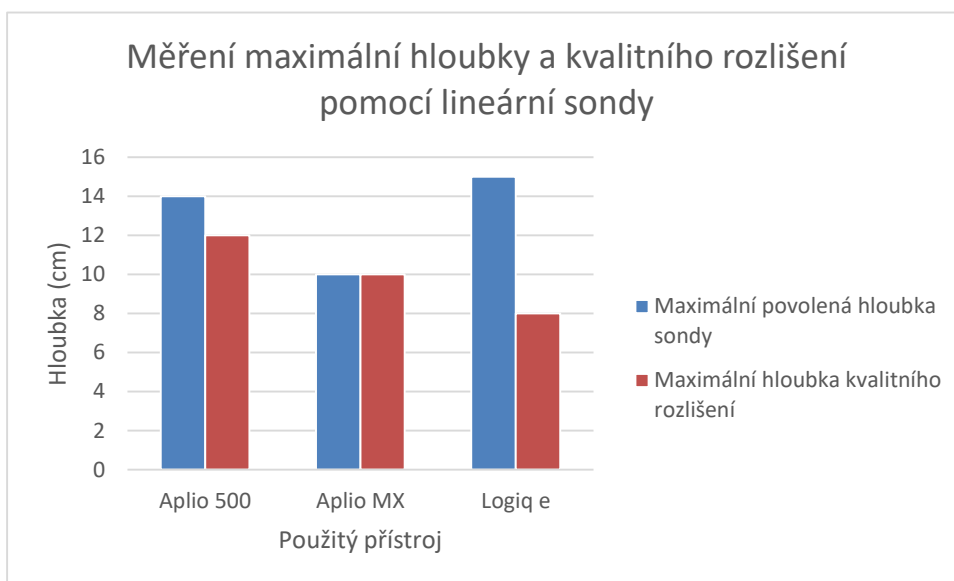
Přístroj	Konvexní sonda			Lineární sonda		
	Zobrazovací frekvence sondy (MHz)	Maximální hloubka sondy povolená softwarem (cm)	Maximální hloubka kvalitního rozlišení sondy (cm)	Zobrazovací frekvence sondy (MHz)	Maximální hloubka sondy povolená softwarem (cm)	Maximální hloubka kvalitního rozlišení sondy (cm)
Aplio 500	3,5	25	23	7,5	14	12
Aplio MX		25	23		10	10
Logiq e		22	21		14	8

Ze souhrnné tabulky výsledků (tabulka 8.7) vyplývají 2 grafy. V grafu 8.1 jsou zaznamenané výsledky experimentu s hloubkovým sonografickým fantomem proměřeným konvexní sondou na všech testovaných přístrojích. Z grafu je patrné, že přístroj Aplio MX, odpovídající Střední třídě z navržené kategorizace dosahuje stejné maximální hloubky – 25 cm (modrý sloupec) a kvalitního rozlišení v hloubce – 23 cm (červený sloupec) jako přístroj z Top třídy Aplio 500. Přístroj Logiq e odpovídá Nižší třídě dle návrhu a dosahuje do maximální hloubky o 3 cm níže, než předchozí dva sonografy. Jeho maximální hloubka kvalitního rozlišení se liší od Top a Středního přístroje o 2 cm.

V grafu 8.2 jsou zaznamenané výsledky experimentu s hloubkovým sonografickým fantomem proměřeným lineární sondou na všech testovaných přístrojích. V tomto grafu je nepřehlédnutelný přístroj Logiq e, který dosahuje největší maximální hloubky ze všech proměřených přístrojů (dosahuje do 15 cm), ale hloubka kvalitního rozlišení je nejmenší (pouze 8 cm). Přístroj Aplio 500 dosahuje do maximální hloubky 14 cm, ale kvalitní obraz lze vidět o 2 cm níže. Aplio MX má hloubku kvalitního rozlišení v porovnání s ostatními sonografy střední. Dosahuje do maximální hloubky 10 cm, stejně jako je jeho hloubka kvalitního rozlišení.



Graf 8.1: Naměřené hodnoty maximální dosažené hloubky a maximální hloubky kvalitního rozlišení na hloubkovém sonografickém fantomu proměřeným konvexní sondou.



Graf 8.2: Naměřené hodnoty maximální dosažené hloubky a maximální hloubky kvalitního rozlišení na hloubkovém sonografickém fantomu proměřeným lineární sondou.

8.3 Experiment s průtokovým sonografickým fantomem

Před měřením se musela zásobní nádoba (kanistr) naplnit kapalinou (v našem případě vodou). Poté se do vyříznuté díry v nádobě vložilo čerpadlo, které muselo být po celou dobu měření do poloviny ponořené. Po zkontrolování, zda je zdroj opravdu vypnutý, se měřicí soustava připojila na napěťový zdroj. Po zapojení aparatury do elektrické sítě došlo k automatickému spuštění vyhodnocovací jednotky a hmotnostního průtokoměru. Proces bootování hmotnostního průtokoměru je završen autokalibrační rutinou. Poté byl zapnut zdroj k řízení výkonu čerpadla a následovalo postupné zvyšování napětí na zdroji. Při každém zvýšení napětí se zvýšil i průtok vody v celém měřicím okruhu a tedy i rychlost průtoku. Následně jsme přistoupili společně s pracovníkem FN Motol k měření pomocí UZ, kdy došlo k proměření rychlosti průtoku v testovacím úseku pomocí sondy a Barevným Dopplerem. Výsledky měření jsou zaznamenávány v tabulkách 8.8 – 8.11. Napětí zdroje bylo postupně zvyšováno až do hodnoty 13 V, kdy bylo dosaženo průtoku cca 300 L/h.

Měření proběhlo na všech z výše uvedených přístrojích. Pro přesnější výsledky sonografů Top třídy, byly použity dva stejné UZ přístroje Aplio 500 firmy Toshiba.

Nastavená a zároveň referenční hodnota pro experiment byl objemový průtok z vyhodnocovací jednotky firmy Siemens. Dle tohoto nastaveného průtoku byla diagnostickým ultrazvukem měřena rychlost proudění kapaliny okruhem. Z důvodu, že hmotnostní průtokoměr firmy Siemens měří průtok v kg/sec (ale vyhodnocovací jednotka zobrazuje naměřené hodnoty v L/h, tedy v objemovém průtoku) a ultrazvukové přístroje rychlost proudění v cm/sec, se všechny průtoky přepočítaly na společnou rychlost průtoku v cm/sec dle vzorce (5.1).

Vzorec pro převod hmotnostního průtoku na rychlost proudění v (cm/sec) je:

$$v = \frac{m}{\rho \cdot s} \quad (5.1)$$

V tomto případě, kdy kapalinou je voda a tedy hustota je $\rho = 1$ (g/cm³), lze vzorec nahradit výpočtem rychlosti proudění pomocí průtoku:

$$v = \frac{Q}{S}$$

kde v je rychlost proudění (cm/sec) Q je průtok hadičkou (m³/sec) a S je plocha průřezu hadičkou (m²).

Výpočet průřezu hadičky:

$$S = \pi \cdot r^2$$

kde r je poloměr hadičky (m).

Ukázkový výpočet s převodem na stejné jednotky:

$$\frac{153L/h}{3600} = 0,0425 L/sec$$

$$0,0425 \cdot 1000 = 42,5 cm^3/sec$$

$$S = \pi \cdot r^2$$

$$S = \pi \cdot \left(\frac{0,9}{2}\right)^2 = 0,6359 cm^2$$

$$v = \frac{Q}{S}$$

$$v = \frac{42,5}{0,6359} = \mathbf{66,83 cm/sec}$$

Měření na diagnostických ultrazvucích firmy Toshiba Aplio 500 a Aplio MX (ukázka obrazu při měření viz obrázky 8.7 a 8.8) probíhalo s lineární sondou se zobrazovací frekvencí 7,5 MHz. Měření na přístroji GE Healthcare probíhalo se sondou s označením 8L, což je také lineární sonda s rozptylem zobrazovací frekvence 4 – 12 MHz. Obě tyto sondy jsou vhodné pro vyšetření cév.

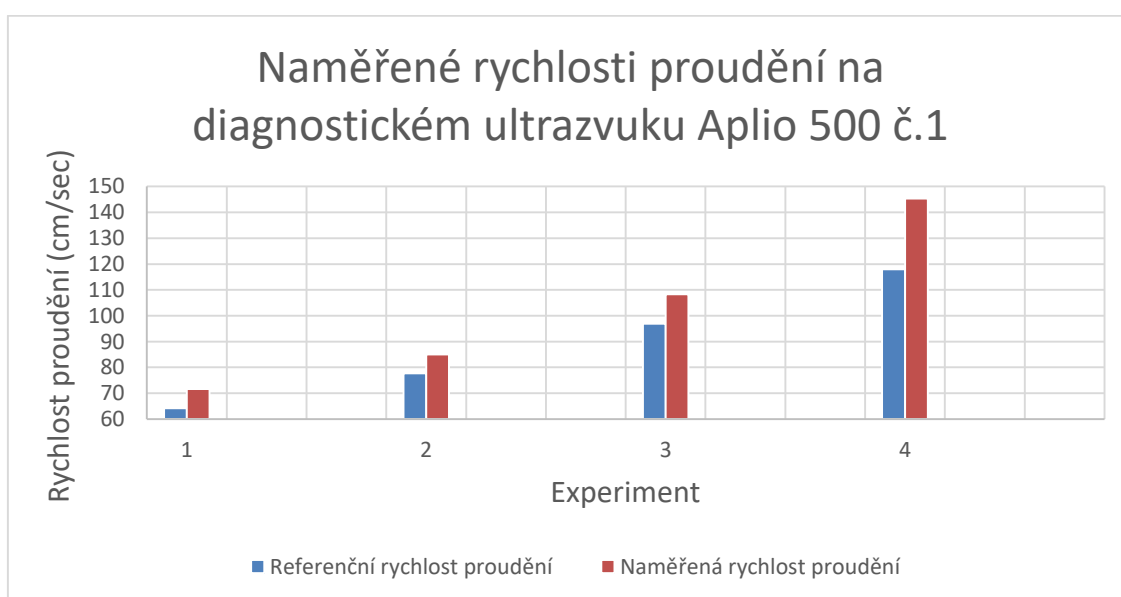
8.3.1 Výsledky experimentu - ověření kategorizace UZ přístrojů pomocí průtokového fantomu

Výsledky z měření pomocí průtokového sonografického fantomu byly zaznamenány do tabulek 8.8 až 8.11. Ke každé tabulce náleží graf s porovnáním naměřené hodnoty rychlosti průtoku od referenční hodnoty. Viz grafy 8.3 – 8.6.

Tabulka 8.8: Naměřené hodnoty rychlosti proudění na prvním ultrazvukovém diagnostickém přístroji firmy Toshiba Aplio 500, nastavený průtok na hmotnostním průtokoměru a vypočtené hodnoty rychlosti dle nastaveného průtoku. Gantra je nastavena na 4 mm, velikost úhlu je 55° a průměr hadičky v měřeném úseku je 9 mm.

Experiment	Počet měření	Diagnostický ultrazvuk Toshiba Aplio 500 č. 1	Vytvořený fantom	
		Střední hodnota rychlosti proudění [cm/sec]	Průtokoměr firmy Siemens	
			Měřený průtok [L/h]	Vypočtená referenční rychlost proudění [cm/sec]
1	1	70	147	64,2
	2	75	147	64,2
	3	70	147	64,2
2	4	82	178	77,7
	5	88	178	77,7
	6	85	178	77,7
	7	103	222	96,9
3	8	109	222	96,9
	9	113	222	96,9
	10	154	270	117,9
4	11	140	270	117,9
	12	142	270	117,9

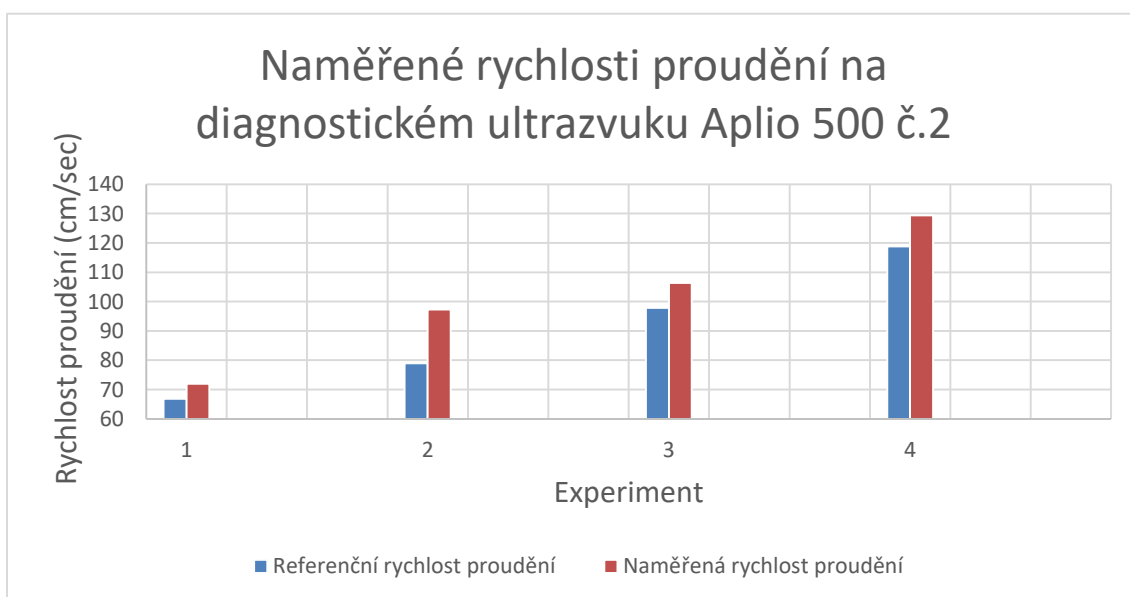
Poznámka: Gantru lze nastavovat do různých šířek a je možné ji chápat jako nastavitelný prostor, ve kterém bude měřen průtok krve.



Graf 8.3: Referenční rychlost proudění dle hmotnostního průtokoměru firmy Siemens a naměřená rychlost proudění na diagnostickém UZ firmy Toshiba Aplio 500 číslo 1.

Tabulka 8.9: Naměřené hodnoty rychlosti proudění na druhém ultrazukovém diagnostickém přístroji firmy Toshiba Aplio 500, nastavený průtok na hmotnostním průtokoměru a vypočtené hodnoty rychlosti dle nastaveného průtoku. Gantra je nastavena na 4 mm, velikost úhlu je 55° a průměr hadičky v měřeném úseku je 9 mm.

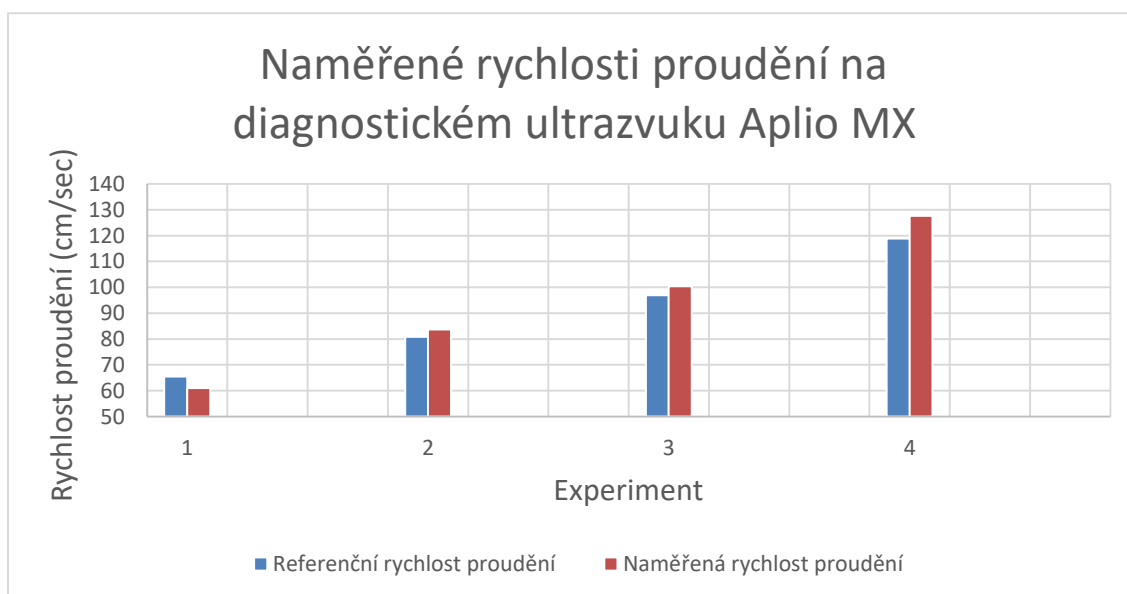
Experiment	Počet měření	Diagnostický ultrazvuk Toshiba Aplio 500 č. 2	Vytvořený fantom	
		Střední hodnota rychlosti proudění [cm/sec]	Průtokoměr firmy Siemens	
			Měřený průtok [L/h]	Vypočtená referenční rychlost proudění [cm/sec]
1	1	75	153	66,8
	2	71	153	66,8
	3	70	153	66,8
2	4	102	181	79,0
	5	94	181	79,0
	6	96	181	79,0
3	7	115	224	97,8
	8	96	224	97,8
	9	108	224	97,8
4	10	136	272	118,8
	11	126	272	118,8
	12	126	272	118,8



Graf 8.4: Referenční rychlost proudění dle hmotnostního průtokoměru firmy Siemens a naměřená rychlost proudění na diagnostickém UZ firmy Toshiba Aplio 500 číslo 2.

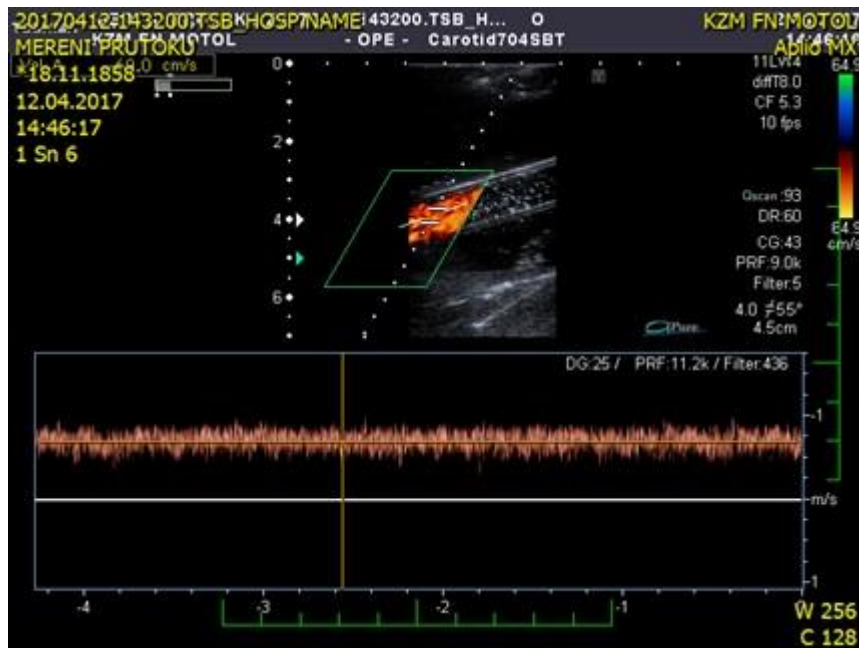
Tabulka 8.10: Naměřené hodnoty rychlosti proudění na ultrazvukovém diagnostickém přístroji firmy Toshiba Aplio MX, nastavený průtok na hmotnostním průtokoměru a vypočtené hodnoty rychlosti dle nastaveného průtoku. Gantra je nastavena na 4 mm, velikost úhlu je 55 a průměr hadičky v měřeném úseku je 9 mm.

Experiment	Počet měření	Diagnostický ultrazvuk Toshiba Aplio MX	Vytvořený fantom	
		Střední hodnota rychlosti proudění [cm/sec]	Průtokoměr firmy Siemens	
			Měřený průtok [L/h]	Vypočtená referenční rychlost proudění [cm/sec]
1	1	58	150	65,5
	2	69	150	65,5
	3	56	150	65,5
2	4	88	185	80,8
	5	77	185	80,8
	6	86	185	80,8
3	7	106	222	96,9
	8	105	222	96,9
	9	90	222	96,9
4	10	129	272	118,8
	11	126	272	118,8
	12	128	272	118,8



Graf 8.5: Referenční rychlost proudění dle hmotnostního průtokoměru firmy Siemens a naměřená rychlost proudění na diagnostickém UZ firmy Toshiba Aplio MX.

Ukázky snímků z diagnostického ultrazvuku Toshiba Aplio MX během měření na fantomu lze vidět na obrázku 8.7 a 8.8.



Obrázek 8.7: Snímek z měření číslo 2 na diagnostickém ultrazvuku Aplio MX, kdy je gantra nastavena na 4 mm, úhel na 55°. Režim pro vyšetření je Carotid a měřená střední hodnota rychlosti průtoku je 69 cm/sec.

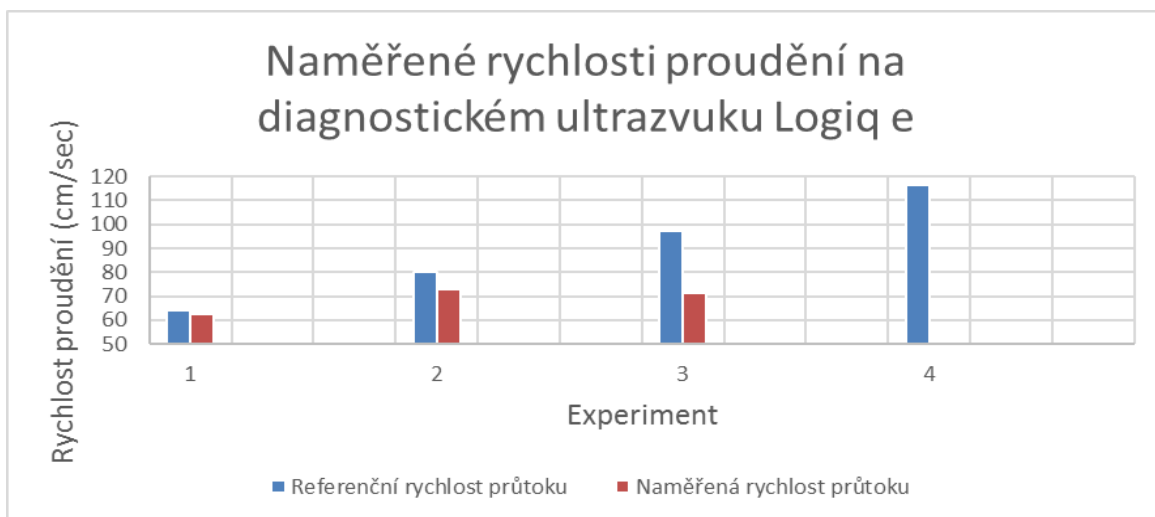


Obrázky 8.8: Snímky z měření číslo 6, 8 a 12 na diagnostickém ultrazvuku Aplio MX, kdy je gantra nastavena na 4 mm, úhel na 55°. Režim pro vyšetření je Carotid a měřená střední hodnota rychlosti průtoku je 86 cm/sec, 105 cm/sec a 128 cm/sec.

Tabulka 8.11: Naměřené hodnoty rychlosti proudění na ultrazvukovém diagnostickém přístroji firmy GE Healthcare Logiq e, nastavený průtok na hmotnostním průtokoměru a vypočtené hodnoty rychlosti dle nastaveného průtoku. Gantra je nastavena na 4 mm, velikost úhlu je 55° a průměr hadičky v měřeném úseku je 9 mm.

Experiment	Počet měření	Diagnostický ultrazvuk GE Healthcare Logiq e	Vytvořený fantom	
		Střední hodnota rychlosti proudění [cm/sec]	Průtokoměr firmy Siemens	
			Měřený průtok [L/h]	Vypočtená referenční rychlost proudění [cm/sec]
1	1	65	147	64,2
	2	59	147	64,2
	3	64	147	64,2
2	4	63	183	79,9
	5	78	183	79,9
	6	77	183	79,9
3	7	53	223	97,4
	8	101	223	97,4
	9	60	223	97,4
4	10	-	267	116,6
	11	-	267	116,6
	12	-	267	116,6

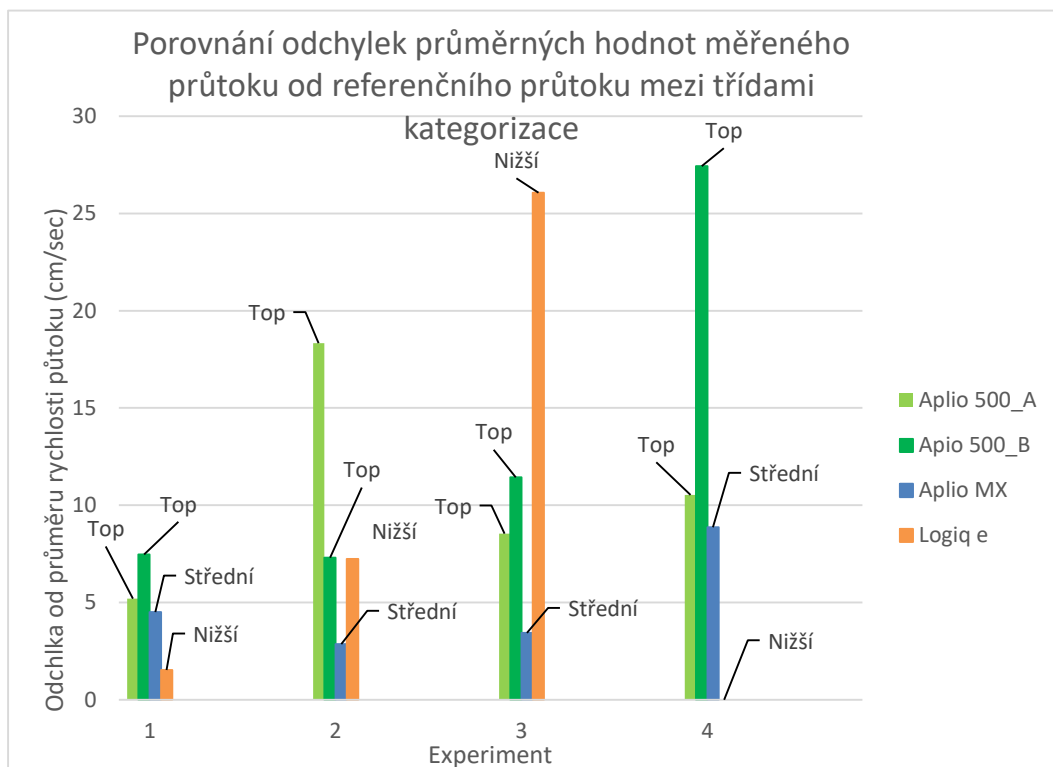
Vysvětlivka: Hmotnostní průtokoměr měří v L/h nebo v Kg/h. Proto se v tabulce objevuje přepočtená hodnota pro zobrazovanou hodnotu na ultrazvukovém přístroji. Ten nezobrazuje samotný průtok, ale rychlost proudění kapaliny v cm/sec na základě Dopplerova jevu.



Graf 8.6: Referenční rychlost proudění dle hmotnostního průtokoměru firmy Siemens a naměřená rychlost proudění na diagnostickém UZ firmy GE Healthcare Logiq e.

Shrnutí výsledků z průtokového fantomu mezi třídami kategorizace:

Do grafu 8.7 jsou vyneseny odchylky průměrných hodnot rychlosti proudění jednotlivých experimentů od jejich referenčních hodnot rychlosti průtoku. V grafu jsou zaznamenané odchylky všech proměřených přístrojů pomocí průtokového sonografického fantomu.



Graf 8.7: Porovnání odchylek průměrných hodnot měřeného průtoku na čtyřech UZ přístrojích od referenčního průtoku mezi třídami kategorizace.

9 Diskuse

Hlavním úkolem této bakalářské práce bylo vytvoření kategorizace pro diagnostickou skiagrafickou a ultrazvukovou zobrazovací techniku vhodnou pro UP. Vytvořená kategorizace by měla sloužit pro tvorbu novelizace úhradové vyhlášky.

Návrh kategorizace do tří hladin Top-Střední-Nižší byla provedena dle technických specifikací firem, dodávajících RTG a UZ přístroje do FN Motol. Následně bylo provedeno dotazníkové šetření. Respondenti byli vybráni z řad specialistů v oblasti RTG a UZ techniky a to z důvodu odbornosti tématu s úzkým zaměřením na UP. Bohužel odborníků v těchto oborech, kterými FN Motol disponuje, není mnoho. Tudíž by výsledky z dotazníkového šetření nebyly zcela adekvátní a proto byl návrh parametrů pro novou kategorizaci dále a podrobněji rozebrán dle řízených rozhovorů s jednotlivými specialisty. Jako konzultanti byli vybráni biomedicínské technici oddělení RTG a UZ, dále pak fyzici FN Motol, laboranti a lékaři, kteří denně obsluhují RTG a UZ techniku. Podrobněji je použitá metodika k návrhu kategorizace popsána v kapitole 5.1.

Na základě této metodiky byla vytvořena kategorizace skiagrafické techniky (viz kapitola 6) a sonografické techniky (viz kapitola 7).

Jak lze vidět v tabulce 6.1, pro členění skiagrafické techniky pro UP byly vybrány 4 parametry.

Nejdůležitějším parametrem pro UP je dle odborníků jednoznačně polohovatelnost RTG přístroje v prostoru s centrací detektoru s rentgenkou. Dle lékařů a techniků, tato vlastnost přístroje velmi napomůže laborantům, kteří obsluhují RTG přístroj na UP. O pacientovi, který je přijat na toto oddělení, se často neví mnoho a proto je velmi důležité, aby se s takovými pacienty co nejméně hýbalo. Proto je zde nastavitelnost přístroje velmi důležitá.

Druhým parametrem kategorizace RTG je tepelná kapacita anody, která je blíže popsána v kapitole 3.3.1. Tento parametr vyšel z dotazníkového šetření i z rozhovorů jako důležitý pro UP. Pokud by se na oddělení dostal přístroj s nízkou tepelnou kapacitou, musela by být mezi jednotlivými expozicemi prodleva z důvodu chlazení rentgenové lampy. Tato prodleva by mohla mít negativní dopad při vyšetření většího počtu pacientů například během hromadného neštěstí.

Dalším parametrem navržené kategorizace je rozlišovací schopnost jak při vysokém tak při nízkém kontrastu. O tomto parametru je psáno v kapitole 3.3.2. Kvalitní rozlišovací schopností by měl disponovat každý skiagrafický diagnostický RTG na odděleních, ale pro UP není tento parametr klíčovým.

Posledním parametrem kategorizace RTG techniky je velikost pixelu. Na tomto parametru závisí i rozlišení daného přístroje a je odborníky považován za 4. nejdůležitější

parametr pro klasifikaci. Stejně jako rozlišení, je parametrem důležitým pro skiografii, ne však nepostradatelným pro UP.

Zásadním parametrem pro traumatologické RTG, který nelze zařadit do kategorizace, je spolehlivost daného přístroje. U těchto rentgenů není prioritou nízké ozáření pacienta ale rychlý a prokazatelný výsledek. Tuto skutečnost potvrzuje i optimalizace radiační ochrany neboli princip ALARA, dle kterého se navrhuje maximální povolená radiační zátěž a nejvhodnější opatření před ozářením. ALARA je zkratka z anglického „As Low As Reasonably Achievable“, která exaktně vystihuje právě tato opatření a v překladu znamená Tak nízké, jak je to rozumně dosažitelné. Od traumatologických RTG se nevyžaduje ani nejvyšší kvalita obrazu.

Po spolehlivosti je jednoznačně nejdůležitějším parametrem nastavitelnost RTG přístroje v prostoru. S tímto názorem se prokazatelně ztotožňuje většina dotazovaných respondentů. V mé navržené klasifikaci pro RTG na urgentním příjmu má tento parametr vyšší prioritu, než zbývající parametry, z důvodu nepostradatelnosti na UP.

Z pohledu nemocničních oddělení disponujících skiografickými RTG (kromě UP), kde není rozhodující rychlost ošetření, je důležitější rozlišení při nízkém a vysokém kontrastu, než samostatná polohovatelnost přístroje v prostoru.

Klasifikace UZ techniky je navržena v tabulce 7.1 a pro zatřídění ZT do tříd byly vybrány 3 parametry.

Nejdůležitějšími parametry byly pro obsluhu UZ (lékaře) a pro techniky typ sond a použití sond. Tyto dva parametry spolu úzce souvisejí a většinou se podle typu sondy dá určit také její použití. Jednotlivé sondy jsou popsány v kapitole 4.4. Z tohoto důvodu byl z těchto dvou parametrů pro klasifikaci navržen typ sond.

Dalším důležitým parametrem určeným dle dotazníků a rozhovorů byly zobrazovací módy, které má UZ k dispozici.

Třetí parametr pro kategorizaci ultrazvukové techniky byl určen počet sond. Tento parametr je důležitý pro UP z toho důvodu, že je-li pacient v ohrožení života, musí často vyšetřující lékař určit velmi rychle a co nejpřesněji diagnózu. Bude-li mít doktor k dispozici více sond, vyšetření tak bude rychlejší a přesnější.

Dílčím cílem této práce bylo navrženou kategorizaci podložit experimenty s rentgenovými a sonografickými fantomy. Pro experimenty byly za pomoci specialistů vybrány přístroje z FN Motol u kterých byl předpoklad, že by měly korespondovat s třídami navržené kategorizace.

Měření s RTG fantomy bylo jedenkrát vyzkoušeno pouze pro názornost postupu na skiografickém přístroji DigitalDiagnost. Výsledky měření zaznamenané v tabulce 8.1 jsou výsledky zkoušek, probíhajících pravidelně na veškeré rentgenové diagnostické technice ve FN Motol. Z těchto výsledků vyplývá, že skiografický přístroj Adora Dri, umístěný přímo na oddělení UP ve FN Motol, je z hlediska traumatologie jednoznačně

Top třída přístrojů, co se polohovatelnosti RTG přístroje v prostoru týče. Rozlišení tohoto přístroje není v porovnání s klasickými skiografickými přístroji příliš kvalitní, ale zároveň to není klíčové po UP. Přístroj DigitalDiagnost v rámci navržené kategorizace pro UP je Střední třída přístrojů, ale jak je vidět v tabulce 8.3, z pohledu skiografie je to Top třída.

Pro realizaci experimentu na sonografickém přístroji bylo nutné navrhnout vlastní fantomy, neboť pro tyto účely nejsou komerčně běžně dostupné. Byly navrženy vhodné fantomy. Opět byly vybrány 4 přístroje s předpokladem, že dva přístroje odpovídají Top třídě z navržené kategorizace a další pak korespondují Střední a Nižší třídou.

Pro získání finální podoby, co nejvěrněji simulující lidskou tkáň, bylo nutné navrhnout a prověřit několik fantomů.

Pokus č. 1

V 1. kroku probíhala snaha simulovat lidskou tkáň za použití transparentního stavebního silikonu. Bohužel se ukázalo, že tvrdnutí ve velkém objemu není možné a silikon nešel použít. Po dobu 24 hodin nedocházelo k vytvrnutí a to pouze v kelímku o objemu 0,2 L. Pro fantom měřící rychlost průtoku bylo zapotřebí použít nádobu o objemu 0,75 L a hloubkový fantom vyžadoval nádobu o objemu 4,5 L. Vytvrnutí v těchto nádobách nebylo zcela možné.

Jako nevýhodu by bylo vhodné také uvést, že byl silikon příliš tuhý. Snahou bylo zalít silikonem do kelímku o objemu 0,2 L nějaké předměty, který by byly transparentní na UZ snímku. Při pokusu nám silikon velmi těžce obtékal předměty v kelímku.

Pokus č. 2

Probíhala snaha najít jiný vhodný a cenově dostupný materiál. Existují odlévací hmoty, které by byly vhodné, využívané například ve filmovém průmyslu či k odlévání nejrůznějších forem, ale jsou bohužel velmi finančně náročné.

Jedno z možných řešení nastínil internet v podobě balistických testů, kde se využívá agar simulující lidskou tkáň. Agar byl nahrazen klasickou kuchyňskou želatinou, která byla připravena dle návodu na obale (20 g želatiny v prášku do 0,4 L vody) a vylita opět do kelímku o objemu 0,2 L s různými předměty, se kterými kvůli své velmi kapalné konzistenci neposunula. Byla po dobu 5 hodin umístěna do lednice, kde vytvrdla. Bohužel po krátké manipulaci začala praskat.

Pokus byl opakován, jen s namícháním jiného poměru želatiny v prášku s vodou a to 20 g želatiny do 0,1 L vody. Po 5 hodinách v lednici želatina vytvrdla. Při této koncentraci bylo dosaženo požadovaných mechanických vlastností a během manipulace zůstala bez větších defektů. V průběhu měření bylo vyzkoušeno více druhů kuchyňských želatin a pouze jedna byla opravdu nevhodná. Měla strukturu s bublinkami, které by rušily měření na UZ.

V tomto vzorku byla do želatiny zalita kovová matka, provázek s uzlíkem pro budoucí výrobu hloubkového fantomu a různé materiály trubiček pro fantom měření rychlosti průtoku. Vzorek s objemem 0,2 L s vhodným poměrem želatiny a vody byl proměřen odbornou obsluhou UZ přístroje Toshiba Aplio 500. Při tomto zkušebním měření bylo zjištěno, že kovové předměty zalité v želatině vyvolávají silná echa a vrhají příliš velký akustický stín kolem sebe. Byly by tedy pro hloubkový fantom zcela nevhodné. Nit měla vyšší echogenitu, než samotná želatina, stejně jako trubička, která bude mít za úkol simulovat cévu v lidském těle. Předměty s jinou echogenitou jsou viditelná místa na UZ snímku, což je pro tvorbu fantomu potřebné.

Finální návrh, realizace a experiment s hloubkovým fantomem, jsou popsány v jednotlivých kapitolách práce. Předpoklad pro měření s hloubkovým fantomem byl fakt, že přístroj nebude mít na maximální možnou hloubku vliv, ale hloubka bude ovlivněna pouze zobrazovací frekvencí sondy. Jak je možné vidět v tabulce 8.4 – 8.6 a v grafech 8.1 a 8.2, hloubka přístrojů Aplio 500 Aplio MX se liší i přesto, že byly použity naprosto stejné sondy o totožné frekvenci. Tyto přístroje firmy Toshiba jsou postavené na stejné platformě, ale jak je vidět z experimentu, rozdíly jsou mezi nimi více než vypovídající. U přístroje Logiq e, kdy byla použita dostupná sonda bez přesně definované frekvence, kterou výrobce udává v rozmezí. U měření s tímto přístrojem je možné, že nebyla lékařem nastavená stejná frekvence sondy jako u předchozích UZ. Výsledek spíše odpovídá nastavené nižší frekvenci.

Návrh a realizace průtokového fantomu byla o poznání složitější, než u fantomu hloubkového. Podrobný popis, realizace a experiment je taktéž popsán výše v textu. Všechny výsledky z experimentu jsou zaznamenávány v tabulce 8.8 až 8.11 a grafech 8.3 až 8.6. Jak je ovšem patrné ze souhrnného grafu 8.7, ve kterém jsou zaznamenány odchylky měření rychlosti průtoku, přístroje Aplio 500 mají větší rozptyl odchylek od referenční hodnoty, než přístroj Aplio MX, který je považován za Střední třídu. Přístroj Logiq e, z Nižší třídy, při vyšším průtoku nedokázal rychlost průtoku změřit.

Tyto nejasné výsledky mohou být způsobeny mnoha vlivy. Jedním z důvodů mohou být nepřesné hodnoty rychlosti proudění, které byly odečítány pouze odhadem z grafu na UZ přístrojích jako střední hodnoty. Tímto způsobem nemusely být naprosto přesně určeny, což může způsobovat větší odchylky naměřených hodnot. Dalším důvodem může být fakt, že experimenty probíhaly s vodou a ne s krví, ve které jsou erytrocyty. Právě od krevních buněk, kterých je v krvi obsaženo velké množství, se UZ vlny nejlépe odrážejí. Pro další experimenty by bylo vhodné získat veškeré naměřené hodnoty z UZ přístroje při měření rychlosti průtoku a u těchto hodnot určit přesnou střední hodnotu například pomocí programovacího jazyka Matlab. Dále by bylo vhodné vyzkoušet měření rychlosti průtoku například za pomoci mléka, které obsahuje tukové buňky, které by alespoň částečně nahrazovaly buňky krevní.

10 Závěr

Mou motivací pro vytvoření kategorizace byly především nepřiměřené finanční náhrady za vyšetření, které vyplývají z nevhodného znění úhradové vyhlášky a zároveň snaha navržení vhodného přístrojového vybavení z oblasti zobrazovacích systémů pro UP.

Hlavním cílem bylo vytvoření kategorizace pro diagnostickou skiagrafickou a ultrazvukovou zobrazovací techniku vhodnou pro UP. Na základě nashromážděných informací z technických specifikací firem, dotazníkového šetření a rozhovorů s odborníky jsem navrhla kategorizaci členěnou do tří skupin Top-Střední-Nižší s vhodnými parametry pro UP. Parametry v kategorizaci RTG přístrojů jsou dle důležitosti obodovány. V případě, že přístroj dosazením do kategorizace pro UP získá minimálně 10 bodů a zároveň bude mít 6 bodů za parametr polohovatelnost RTG přístroje v prostoru, zařazuje se do Top třídy. Střední třída musí získat minimálně 8 bodů. Všechny přístroje, které získají méně, než 8 bodů automaticky spadají do Nižší třídy. Pro zařazení UZ přístroje do jedné ze tří tříd kategorizace, je nutné, aby přístroj spadal alespoň do 2 ze 3 parametrů jedné třídy. Bude-li každý parametr odpovídat jiné třídě, potom UZ patří do Střední třídy. Tímto považuji hlavní cíl za splněný.

Dalším cílem bylo podložení kategorizace obrazovou dokumentací. Kategorizaci jsem podložila experimenty. Pro budoucí měření s již realizovanými sonografickými fantomy by bylo vhodné použít jiné počáteční podmínky, jako například proudící kapalinu v průtokovém fantomu. Počáteční parametry mohly výsledné měření ovlivnit, ovšem vliv na experiment mohl mít také lidský faktor. Tento bod také považuji za splněný, byť nastolil nové otázky, které by však bylo potřeba zpracovat v samostatné práci.

Z této bakalářské práce po vyhodnocení všech vstupních údajů a kritérií vyplývá následující závěr:

Vhodným ultrazvukovým přístrojem na UP vychází přístroje zde kategorizované jako Střední třída. Důvodem k tomu je multifunkčnost jejich použití v kombinaci s jednoduchostí obsluhy a ovládání, a to tak aby jednotlivá vyšetření mohla být provedena rychle a kvalitně. Hranice mezi Top a Střední třídou UZ je velice úzká a kritéria pro výběr je potřeba stanovit dle konkrétních požadavků každé jednotky UP. Jako vhodné rentgenové vybavení navrhuji využití Top třídy RTG přístrojů s parametrem nastavitelnost RTG přístroje v prostoru, která zahrnuje motorizovaný automatický detektor a centraci detektor – rentgenka jako nezbytnou součást oddělení UP. Pro UP je polohovatelnost (u přístroje Adora DRi lze automaticky nastavit až 999 pozic) jednotlivých částí RTG přístroje nepostradatelnou součástí, kdy je to výhodou jak pro

komfort radiologických asistentů a pacienta (eliminace pohybových artefaktů), tak především pro zmírnění rizika poškození páteře pacientů s vážným zraněním.

Z pohledu vyšetřovacího řetězce je nejdůležitější částí UP laboratoř. Dále traumatologický rentgen a hned za ním ultrasonograf. Tyto diagnostické metody doprovází vyšetření CT a následně, jako poslední část vyšetřovacího řetězce na UP, je MRI.

Seznam použité literatury

- [1] WASMUTH, Mark. *Global Medical Device Nomenclature (GMDN)* [online]. Ženeva, Švýcarsko, 2011 [cit. 2017-05-01]. Dostupné z: <http://www.who.int>
- [2] *Sbírka zákonů České Republiky: Vyhláška č. 348/2016* [online]. Praha: Tiskárna Ministerstva vnitra, 2016 [cit. 2017-04-12]. ISSN 1211-1244. Dostupné z: <http://www.mvcr.cz>
- [3] MAYER, Martin. *Kategorizace zdravotnické techniky a zdravotnických prostředků* [online]. Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR. 2016 [cit. 2017-04-13]. Dostupné z: <http://www.uzis.cz>
- [4] *Věstník: Ministerstva zdravotnictví ČR* [online]. Praha, 2015, **2015**(4) [cit. 2017-04-13]. Dostupné z: www.mzcr.cz
- [5] HRUBÁČEK, Petr. *Urgentní příjmy: Vstupní brána do nemocnice* [online]. Poslanecká sněmovna Parlamentu České republiky. 2014 [cit. 2017-04-12]. Dostupné z: <http://www.azs.cz/uploads/doc/ostatni/05%20-%20hubacek.pdf>
- [6] AČMN [ASOCIACE ČESKÝCH A MORAVSKÝCH NEMOCNIC]. *Urgentní příjem v ČR* [online]. 2014 [cit. 2017-04-13]. Dostupné z: www.acmn.cz/file.php?nid=1140&oid=4065812
- [7] ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000. ISBN 80-010-2152-1
- [8] *Ionizující záření v lékařství* [online]. Brno, 2016 [cit. 2017-04-19]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/files/kapitola%202.6.pdf>
- [9] ULLMANN, Vojtěch. *Aplikace ionizujícího záření: jaderné a radiační metody* [online]. 2015 [cit. 2017-05-16]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#2>
- [10] CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiodiagnostika*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-701-3114-4
- [11] *Rentgenka: její stavba a funkce* [online]. SÚKUPOVÁ, Lucie. 2013 [cit. 2017-04-20]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz>
- [12] ŠMORANC, Pavel et al. *Rentgenové přístroje pro medicínu*. Hradec Králové, 2002
- [13] BIČÍK, Vladimír. MZČR [MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ ČESKÉ REPUBLIKY]. *Přehled přístrojů* [online]. Praha, 2008 [cit. 2017-04-16]. Dostupné z: http://www.mzcr.cz/obsah/prehled-pristroju_1630_3.html

- [14] KOPÁČOVÁ, Kateřina. RTG záření. *Biofyzikální web* [online]. 2004 [cit. 2017-03-20]. Dostupné z: http://ftplf2.agarek.com/fyzioprak/biofyzika/semin/kata_rtg.php
- [15] NEKULA, Josef. *Radiologie*. 3. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2005. ISBN 80-244-1011-7.
- [16] *Radiologie. Fyzika v moderním lékařství* [online]. [cit. 2017-04-16]. Dostupné z: <http://cz7asm.wz.cz/fyz>
- [17] *Digitální zobrazovací systémy* [online]. VMK - RTG. 2014 [cit. 2017-04-25]. Dostupné z: <http://www.vmk-rtg.cz/digi-rtg.htm>
- [18] SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
- [19] REICHL, Jaroslav a Martin VĚTVIČKA. Ultrazvuk. *Enciklopedie fyziky* [online]. 2016 [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/203-ultrazvuk>
- [20] KOLLÁTOROVÁ, Helena. *Ultrazvuk* [online]. 2011 [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: http://www.szsmb.cz/admin/upload/sekce_materialy/Ultrazvuk.pdf
- [21] ŠIMONOVSKÝ, Václav. *Co je to ultrazvuk a jaký je princip sonografického vyšetření?* [online]. Příbram, 2016 [cit. 2017-04-24]. Dostupné z: <http://www.ultrazvuk-simonovsky.cz/sonografie.html>
- [22] WEBB, Andrew R. *Introduction to biomedical imaging*. Hoboken, New Jersey: Wiley, c2003. ISBN 978-0-471-23766-2.
- [23] SEDLÁŘ, Martin. BIOFYZIKÁLNÍ ÚSTAV LF MU. *Ultrazvuková diagnostika* [online]. Brno, 2013 [cit. 2017-04-25]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/Ultrazvuk.pdf>
- [24] *Piezoelektrické jevy: Základy piezoelektrických jevů a jejich aplikace v moderních technologiích* [online]. Praha, 2012 [cit. 2017-04-27]. Dostupné z: http://fyzika.fs.cvut.cz/subjects/fzmt/lectures/FZMT_11.pdf
- [25] FIGURA, Jiří. *Sledování rezonanční frekvence ultrazvukových motorů: Piezoelektrický jev* [online]. 2012 [cit. 2017-04-17]. Dostupné z: <http://jirifigura.blogspot.cz/2012/09/piezoelektricky-jev.html>
- [26] HRAZDIRA, Ivo. *Biofyzikální základy ultrasonografie: Jak pracovat s ultrazvukovým diagnostickým* [online]. Olomouc, 2011 [cit. 2017-05-17]. Dostupné z: http://lekbiofyz.upol.cz/pagedata_cz/staze/Biofyzik%C3%A1ln%C3%AD_z%C3%A1klady_ultrasonografie.pdf. Praktická příručka. Biofyzikální ústav Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně.

- [27] NÁDENÍČEK, Petr. *Sonografie: Principy, indikace, kontraindikace, terminologie* [online]. Brno, 2013 [cit. 2017-05-17]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/1411/jaro2014/BARD021c/2013_SESTRY_UZ.pdf. Radiologická klinika, FN Brno.
- [28] NÁDENÍČEK, Petr a Martin SEDLÁŘ. *Ultrazvuk: Principy, základy techniky*. [online]. Čejkovice, 2016 [cit. 2017-03-25]. Dostupné z: : www.fnbrno.cz/uz-principy-zaklady-techniky/f98
- [29] HRAZDIRA, Ivo. *Úvod do ultrasonografie: Principy ultrazvukových diagnostických metod a způsoby jejich využití* [online]. Brno, 2008 [cit. 2017-03-25]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf. Klinika zobrazovacích metod LF MU.
- [30] Ultrasound image description: Liver, B-mode. In: *Samsung Medison* [online]. [cit. 2017-05-17]. Dostupné z: <http://www.medison.ru/uzi/eho478.htm>
- [31] 3D and 4D ultrasound. In: *Anticipation Ultrasound Studio St. Luis* [online]. 2014 [cit. 2017-04-27]. Dostupné z: <http://www.anticipationultrasoundstl.com>
- [32] Doppler effect diagrammatic. In: *Sciencelanguagegallery* [online]. [cit. 2017-04-28]. Dostupné z: <https://sciencelanguagegallery.wikispaces.com/The+Doppler+effect>
- [33] Diagram of a continuous-wave (CW) Doppler. In: *Radiology Key* [online]. 2016 [cit. 2017-04-21]. Dostupné z: <https://radiologykey.com/ultrasound-diagnosis-of-venous-insufficiency/>
- [34] Pulsed and continuous wave ultrasound beam. In: *Radiology Key* [online]. 2016 [cit. 2017-04-21]. Dostupné z: <https://radiologykey.com/ultrasound-diagnosis-of-venous-insufficiency/>
- [35] Barevné Dopplerovské zobrazení srdce. In: *Nemocnice Jihlava* [online]. 2011 [cit. 2017-04-26]. Dostupné z: <https://www.nemji.cz/ultrazvuk-sonografie/d-3774/p1=3225>
- [36] JERATH, Angela, ed. Colour Doppler Variance mode. In: *Transesophageal Echocardiography* [online]. Toronto, 2014 [cit. 2017-04-26]. Dostupné z: <https://www.nemji.cz/ultrazvuk-sonografie/d-3774/p1=3225>
- [37] BĚLINOVÁ, Jana. *Abdominální ultrasonografie* [online]. Praha, 2005 [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <http://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina-priloha/abdominalni-ultrasonografie-168688>
- [38] Dopplerův jev a rázová vlna. In: UNIVERZITA KARLOVA. MATEMATICKO-FYZIKÁLNÍ FAKULTA. *FyzWeb* [online]. Praha, 2016 [cit. 2017-05-17]. ISSN 1803-4179. Dostupné z: http://fyzweb.cz/materialy/aplety_hwang/Doppler/

[39] SIEMENS. *System information SITRANS F C Coriolis mass flowmeters* [online]. 2017 [cit. 2017-05-05]. Dostupné z:
<https://mall.industry.siemens.com/mall/en/WW/Catalog/Products/10023466>

[40] Navrženo/vyfoceno autorem bakalářské práce Markétou Janešovou

[41] Použito z archivu KZM

Příloha A.I: Dotazník zaměřený na diagnostické RTG přístroje

Dobrý den,

jmenuji se Markéta Janešová. Studuji Fakultu Biomedicínského inženýrství, obor Biomedicínský technik na katedře Biomedicínské a klinické techniky.

Vyplněním tohoto formuláře mi budete nápomocna/nápomocen při mé bakalářské práci na téma Kategorizace zdravotnické techniky – diagnostická zobrazovací technika, návrh přístrojové zobrazovací techniky vhodné na urgentní příjem.

Pro kategorizaci diagnostické zobrazovací techniky je důležité, vybrat vhodné parametry dle důležitosti pro RTG umístěným na urgentním příjmu. Výsledkem průzkumu by měly být parametry přístrojů, seřazené podle Vás dle důležitosti.

Děkuji za vyplnění formuláře.

Kritéria pro RTG:

1. Anodové napětí
2. Maximální proud
3. Velikost ohniska rentgenky
4. Výkon generátoru
5. Rozlišovací schopnost
6. Tepelná kapacita anody
7. Velikost pixelu
8. DQE – Detekční kvantová účinnost
9. Polohovatelnost RTG přístroje v prostoru
10. Rychlost startu systému

Vysvětlení hodnocení:

Ohodnoťte kritérium (seřad'te), jak je podle Vás důležité. 1. je nejdůležitější až 10., je zcela nedůležité.

1. 2. 3. 4. 5. 6. 7. 8. 9. 10.

Otázky RTG:

1. Anodové napětí jako parametr pro urgentní RTG dle důležitosti.
1. 2. 3. 4. 5. 6. 7. 8. 9. 10.
2. Maximální proud jako parametr pro urgentní RTG dle důležitosti.
1. 2. 3. 4. 5. 6. 7. 8. 9. 10.
3. Velikost ohniska rentgenky jako parametr pro urgentní RTG dle důležitosti.
1. 2. 3. 4. 5. 6. 7. 8. 9. 10.
4. Výkonu generátoru jako parametr pro urgentní RTG dle důležitosti.
1. 2. 3. 4. 5. 6. 7. 8. 9. 10.
5. Rozlišovací schopnost jako parametr pro urgentní RTG dle důležitosti.
1. 2. 3. 4. 5. 6. 7. 8. 9. 10.
6. Tepelná kapacita anody jako parametr pro urgentní RTG dle důležitosti.
1. 2. 3. 4. 5. 6. 7. 8. 9. 10.
7. Velikost pixelu jako parametr pro urgentní RTG dle důležitosti.
1. 2. 3. 4. 5. 6. 7. 8. 9. 10.
8. DQE jako parametr pro urgentní RTG dle důležitosti.
1. 2. 3. 4. 5. 6. 7. 8. 9. 10.
9. Polohovatelnost RTG přístroje v prostoru jako parametr pro urgentní RTG dle důležitosti.
1. 2. 3. 4. 5. 6. 7. 8. 9. 10.
10. Rychlost startu systému jako parametr pro urgentní RTG dle důležitosti.
1. 2. 3. 4. 5. 6. 7. 8. 9. 10.

Příloha A.II: Dotazník zaměřený na diagnostické UZ přístroje

Dobrý den,

jmenuji se Markéta Janešová. Studuji Fakultu Biomedicínského inženýrství, obor Biomedicínský technik na katedře Biomedicínské a klinické techniky.

Vyplněním tohoto formuláře mi budete nápomocna/nápomocen při mé bakalářské práci na téma Kategorizace zdravotnické techniky – diagnostická zobrazovací technika, návrh přístrojové zobrazovací techniky vhodné na urgentní příjem.

Pro kategorizaci diagnostické zobrazovací techniky je důležité, vybrat vhodné parametry dle důležitosti pro UZ umístěným na urgentním příjmu. Výsledkem průzkumu by měly být parametry přístrojů, seřazené podle Vás dle důležitosti.

Děkuji za vyplnění formuláře.

Kritéria pro UZ:

1. Typy sond
2. Použití sond
3. Software
4. Softwarová kompenzace artefaktů
5. Počet konektorů pro připojení sond
6. Zobrazovací módy

Vysvětlení hodnocení:

Ohodnoťte kritérium, jak je podle Vás důležité. 1. je nejdůležitější až 6., je zcela nedůležité.

1. 2. 3. 4. 5. 6.

Otázky UZ:

1. Typ sondy jako parametr pro urgentní UZ dle důležitosti.

1. 2. 3. 4. 5. 6.

2. Použití sond jako parametr pro urgentní UZ dle důležitosti.

1. 2. 3. 4. 5. 6.

3. Software jako parametr pro urgentní UZ dle důležitosti.

1. 2. 3. 4. 5. 6.

4. Softwarová kompenzace artefaktů jako parametr pro urgentní UZ dle důležitosti.

1. 2. 3. 4. 5. 6.

5. Počet konektorů pro připojení sond jako parametr pro urgentní UZ dle důležitosti.

1. 2. 3. 4. 5. 6.

6. Zobrazovací módy jako parametr pro urgentní UZ dle důležitosti.

1. 2. 3. 4. 5. 6.