



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

Digitální zobrazovací systémy v radiologii

Digital Imaging Systems in Radiology

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Autor bakalářské práce: Karolína Švejdová

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Ondřej Krahula

Kladno 2020



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Švejdová** Jméno: **Karolína** Osobní číslo: **474099**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**
Studijní program: **Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Digitální zobrazovací systémy v radiologii

Název bakalářské práce anglicky:

Digital Imaging Systems in Radiology

Pokyny pro vypracování:

Předmětem bakalářské práce bude popis vybraných současných digitálních zobrazovacích modalit v radiologii a zobrazovacích systémů, které digitalizaci předcházely. Práce bude rozdělena na část teoretickou a část praktickou. V teoretické části bude uveden vývoj vybraných modalit a detailnější popis jejich principů bude rozdělen v kapitolách věnujících se dané modalitě. V praktické části bakalářské práce bude pomocí vybraných vyšetřovaných oblastí posouzena radiační zátěž srovnáním s národními diagnostickými referenčními úrovněmi. A dále bude v praktické části bakalářské práce popsán přínos digitalizace pracoviště a také bude zmíněna datová náročnost systémů.

Seznam doporučené literatury:

- [1] MALÍKOVÁ, Hana, Základy radiologie a zobrazovacích metod, Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2019, ISBN 978-80-246-4036-5
- [2] MÍRKA, Hynek a Jiří FERDA, Multidetektorová výpočetní tomografie: perfuzní vyšetření, ed. , Praha: Galén, 2015, ISBN 978-80-7492-185-8
- [3] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN, Základy zobrazovacích metod, Praha: Galén, 2015, ISBN 978-80-7492-164-3

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Mgr. Ondřej Krahula, MBA

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **22.04.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**

prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc., MBA, dr.h.c.
pedagogicko-vědecký asistent

prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
popisek odborníka

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Digitální zobrazovací metody v radiologii vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

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

V Praze dne 22.05.2020

.....
podpis

PODĚKOVÁNÍ

Touto cestou bych chtěla poděkovat Mgr. Ondřeji Krahulovi, MBA za cenné rady a trpělivost při vedení mé bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat osloveným společnostem za poskytnutá data pro doplnění praktické části.

Mimo to bych ráda poděkovala své rodině a nejbližším za podporu, trpělivost a motivaci.

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zaměřuje na historický vývoj radiodiagnostických modalit. Teoretická část obsahuje popis principů starých zobrazovacích modalit a činností jež byly neodmyslitelné pro radiodiagnostiku. Je popsán postup vyvolávání filmového rentgenového snímku a také pracoviště, kde se odehrával denní provoz. Začátek práce obsahuje historii oboru od úplných počátků, prvního rentgenového přístroje v České republice, zavedení novějších zobrazovacích metod po dnešní pohled na radiodiagnostiku. Bližší popis jednotlivých metod je rozdělen do kapitol a v každé je podrobněji popsán její vývoj. S digitalizací přišla změna v archivaci obrazových dat a z tohoto důvodu je zahrnut popis způsobů archivace. Využívání ionizujícího záření sebou přináší i nepříznivé účinky na organismus a v návaznosti na praktickou část jsou uvedeny základní jednotky a veličiny v radiační ochraně.

Praktická část bakalářské práce se zabývá posouzením optimalizace dnešních systémů pracoviště v návaznosti na radiační zátěž pacientů vybraných z archivačního systému PACS. Pomocí vyšetřovaných oblastí jsou nasbírána data výsledných dávek z vyšetření pod jedním protokolem. Ty jsou poté vyhodnoceny a zpracovány v porovnání s referenčními úrovněmi. Následně je popsán pracovní postup u analogových a digitálních systémů a porovnán mezi sebou. Dále je uvedena časová a finanční náročnost systémů. V poslední řadě se praktická část bakalářské práce zabývá archivačními systémy a datovou náročností vybraných příkladů pracovišť.

Klíčová slova

Radiologie, zobrazovací metody, digitální zobrazovací systémy, historie

ABSTRACT

This bachelor thesis focuses on historical development of radiodiagnostic modalities. The theoretical part contains a description of the principles of old imaging modalities that were essential for the radiodiagnostics. There is a description of the process of developing a film X-ray image and the workplace where it took place daily. The field history from the complete beginning, first X-ray device in Czech Republic, the implementation of new imaging methods and today's view of radiodiagnostics is included. A more detailed description of individual methods is divided into the chapters and its development is described in more detail in the individual ones. With digitization came a change in the archiving of image data so there is a description of the archiving methods. The use of ionizing radiation can also have adverse effects on the organism, and in connection with the practical part, the main units and quantities in radiation protection are stated.

The practical part of the bachelor's thesis deals with the assessment of the optimization of today's workplace systems in relation to the radiation exposure of patients selected from the PACS archiving system. Using the examined areas, the data of the final doses from the examination are collected under one protocol. These are then evaluated and processed in comparison with the reference levels. Subsequently, the workflow for analog and digital systems is described and compared with each other. The time and financial demands of the systems are also given. Finally, the practical part of the bachelor's thesis deals with archiving systems and data complexity of selected examples of workplaces.

Keywords

Radiology, imaging methods, digital imaging systems, history

Obsah

1	Úvod.....	10
2	Cíle práce.....	11
3	Přehled současného stavu.....	12
3.1	Historie oboru	12
3.2	Skiografie	13
3.2.1	Tvorba rentgenového obrazu	14
3.2.2	Zesilovací folie	14
3.2.3	Rentgenový film	15
3.2.4	Temná komora	16
3.2.5	Světlá komora	17
3.2.6	Rentgenový vyvolávací automat	17
3.2.7	Digitální skiografické přístroje	19
3.2.8	CR nepřímá digitalizace	20
3.2.9	DR přímá digitalizace	21
3.2.10	Detektory nepřímé konverze CCD	22
3.2.11	Detektory nepřímé konverze CMOS	23
3.2.12	Detektory nepřímé konverze a-Si.....	23
3.2.13	Detektory přímé konverze a-Se	24
3.3	Skioskopie	25
3.3.1	Vývoj skioskopie.....	25
3.3.2	Současná skioskopie.....	27
3.3.3	Komponenty skioskopického RTG přístroje	28
3.4	Výpočetní tomografie.....	28

3.4.1	Vývoj CT přístrojů.....	28
3.4.2	Obrazová rekonstrukce	30
3.4.3	Současné CT	31
3.5	Ostatní zobrazovací metody v radiologii.....	33
3.5.1	Digitální substrakční angiografie.....	33
3.5.2	Magnetická rezonance	34
3.5.3	Ultrazvuk.....	36
3.6	Archivační systémy	39
3.6.1	Archivace snímků.....	39
3.6.2	Digitalizace dat	41
3.6.3	PACS.....	41
3.6.4	DICOM.....	42
3.7	Radiační ochrana	42
3.7.1	Veličiny a jednotky radiační ochrany	43
3.7.2	Biologické účinky ionizujícího záření	46
4	Metodika.....	47
4.1	Porovnání nasbíraných dat s nDRÚ a mDRÚ	47
4.2	Posouzení přínosů digitalizace.....	49
5	Výsledky.....	51
5.1	Porovnání hodnot DLP s mDRÚ a nDRÚ	51
5.2	Porovnání hodnot P_{KA} s mDRÚ a nDRÚ	54
5.3	Posouzení přínosů digitalizace.....	58
6	Diskuze	64
7	Závěr	70

8	Seznam použitých zkratek.....	71
9	Seznam použité literatury.....	73
10	Seznam použitých obrázků	77
11	Seznam použitých tabulek.....	78

1 ÚVOD

Od doby, kdy Wilhelm Conrad Röntgen učinil objev paprsků X uběhlo 125 let. Tento objev dal vzniknout novému oboru radiologii. Radiologie se v průběhu let dynamicky rozvíjela. Přístrojová technika prodělala velké změny, obzvláště v období digitalizace. Nejen že se značně urychlila doba vyšetření, ale také se zkrátil čas mezi samotným vyšetřením pacienta a možností výsledek tohoto vyšetření lékařem posoudit.

Radiologie se postupem času rozdělila na radiodiagnostiku a radioterapii. V radiodiagnostice se dále také oddělil obor nukleární medicíny, který pracuje s otevřenými zářiči. Postupně se k radiodiagnostice přidaly i další diagnostické metody, a to magnetická rezonance a ultrazvuk, přestože nevyužívají ionizující záření.

Radiodiagnostické metody byly postupně plně digitalizovány do dnešní podoby. Digitalizací a neustálým vylepšováním přístrojů je snaha snížit co nejvíce radiační zátěž pacienta a zároveň získat co nejkvalitnější data z vyšetření.

V této bakalářské práci popíši vývoj vybraných modalit využívajících ionizující záření a krátce zmíním i metody založené na jiném principu. V teoretické části uvedu historické principy získávání dat a posléze nové moderní postupy. Dále uvedu archivační systémy a radiační ochranu, její veličiny a jednotky. V praktické části se budu věnovat posouzení radiační zátěže srovnáním s národními diagnostickými referenčními úrovněmi. Dále zhodnotím přínos digitalizace pracoviště a uvedu datovou náročnost systémů.

2 CÍLE PRÁCE

Cílem bakalářské práce je uvést historický vývoj diagnostických zobrazovacích metod v porovnání s dnešními moderními systémy. Také bude obsažen popis základních principů vybraných modalit.

Cílem praktické části této bakalářské práce je porovnat radiační zátěž vybraných pacientů z archivačního systému PACS. A to srovnáním výsledných dávek z vybraných vyšetření s národními diagnostickými referenčními úrovněmi (nDRÚ) využívanými pro optimalizaci a ochranu pacientů při diagnostických a intervenčních výkonech. Výsledné dávky z vyšetření budou také porovnány s místními diagnostickými referenčními úrovněmi Nemocnice (nemocnice si nepřála být zmiňována, proto bude v práci uvedena pod tímto označením).

Dále je v praktické části bakalářské práce popsán přínos digitalizace pracoviště v ohledu na organizaci práce radiologického asistenta a zjednodušení pracovních postupů. Další část se zabývá PACS systémem. Je obsažen hrubý popis nákladů na pořízení a také zmíněna datová náročnost systémů na uvedených příkladech pracovišť v časovém rozmezí 10 let.

Dalším cílem je vyvrátit nebo potvrdit následující hypotézy:

- a) Výsledné hodnoty dávek vybraných vyšetření ze systému PACS budou v mezích nDRÚ a mDRÚ
- b) Přímá a nepřímá digitalizace urychlila a zjednodušila proces získávání snímku

3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU

3.1 Historie oboru

Oboru Radiologie dal vzniknout Wilhelm Conrad Röntgen objevem paprsků X roku 1895. Za tento významný objev byl jako první fyzik odměněn v roce 1901 Nobelovou cenou. Přes mnoho nabídek, které by mu zajistily jistě velké bohatství, odmítl svůj objev patentovat. Během velice krátké doby se tedy po celém světě jeho objevu začalo hojně využívat bez povědomí o škodlivých účincích, které na sebe nenechaly příliš dlouho čekat. [1]

V České republice se poprvé Rentgenův přístroj objevil v pražském hotelu U Černého koně v ulici Na Příkopě po dvou letech od objevu. Movitý majitel hotelu ho údajně koupil hostům pro zábavu. Profesor Rudolf Jedlička, zakladatel české radiologie (dříve rentgenologie) tohoto využil při vědomí jaký má přístroj potenciál a jak může změnit lékařství v blízké době. [1, 2]

Snímky svých prvních pacientů zpočátku pořizoval v hotelu. O rok později si velmi nákladný přístroj pořídil. Vyšetření pacientů by se dnes spíše mohlo označit za skiaskopii. Rentgenový obraz procházející skrz pacienta se objevoval na stínítku. Proto se skiaskopické vyšetření označuje doslovně za „prosvěcování“. Nedostatek informací o škodlivých účincích a neustálé práci pana profesora Jedličky s ionizujícím zářením zapříčinilo, že přišel postupně o tři prsty na své levé ruce. Tu používal k nastavování intenzity záření umístěním před stínítko. Radiační ochrana přišla až později. [1, 2, 3]

Tato skutečnost nasvědčuje i využívání Radia-226 objeveného Marií Currie-Sklodowskou roku 1898 poté co ji zaujala práce Henriho Becquerela, který učinil objev přirozené radioaktivity. Radium bylo využíváno jako univerzální lék, ale

také bylo obsaženo v krémech, dětských hračkách nebo radioluminiscentních barvách na hodinky či bezpečnostní tabulky. [4]

V první polovině 20. století se tedy vyšetřovalo hlavně pomocí skiaskopie. S tímto vyšetřením souvisel objev kontrastních látek. Tyto látky umožnily diagnostiku patologií gastrointestinálního traktu díky zvýšené absorpci rentgenového záření (pozitivní kontrastní látky). Pomocí negativních kontrastních látek s nižší absorpcí rentgenového záření byla umožněna vyšetření nervového systému. Příkladem by byla pneumoencefalografie, vyšetření, kdy po lumbální punkci proběhla aplikace vzduchu do mozkových komor. [1, 3]

S pokrokem techniky a zavedením počítačů do radiologie, byla tato vyšetření z velké většiny vystřídána vyšetřeními na přístrojích výpočetní tomografie. To byl počátek digitalizace pracovišť. Později se pod název radiologie či radiodiagnostika přidružily i metody nevyužívající rentgenového záření. Na pracovištích radiodiagnostiky se také provádí i intervenční léčebné výkony, které jsou kontrolovány pomocí zobrazovacích metod. [1, 3]

Radiodiagnostika fungovala na analogovém principu v podstatě sto let. Za poslední desetiletí došlo k digitalizaci velké většiny pracovišť. V dnešní době jsou již novější systémy jako výpočetní tomografie, ultrazvuk a magnetická rezonance plně digitalizovány. Největším záměrem stále zůstává snižovat možné teratogenní účinky a zároveň zvyšovat kvalitu obrazu. [1, 5]

3.2 Skiografie

Skiografie neboli snímkování spočívá v pořizování stacionárního dvourozměrného obrazu trojrozměrného objektu. Primární svazek rentgenového záření z rentgenky prochází skrz pacienta, kde se v tkáních částečně absorbuje a dopadá na detekční zařízení systému. Před rozvojem digitální radiografie

využívající paměťové folie nebo flat panely se využívaly světlotěsné filmové kazety se zesilujícími foliemi, které se následně vyvolávaly v temné komoře obdobně jako fotografie. [5, 6, 7]

3.2.1 Tvorba rentgenového obrazu

Rentgenový obraz vzniká průchodem rentgenového záření (dále jako RTG záření) skrze vyšetřovaný objekt. Výsledný obraz struktur je způsoben odlišnou absorpcí RTG záření v tkáních těla. Absorpce závisí na hustotě, tloušťce a složení. Pokud tkáň absorbuje menší množství záření, zbytek záření projde a na výsledném obrazu vznikne výraznější zčernání. Naopak když tkáň absorbuje velké množství záření, na snímku se zobrazí jako jasně světlá barva. Prvotním způsobem zachycování statického obrazu byl analogový systém. Využívalo se rentgenového filmu, který na místech dopadajícího záření zčernal v závislosti na intenzitě. S digitalizací se způsob zachycování obrazu rozdělil na digitalizaci přímou a nepřímou, kde se obraz zachytává pomocí paměťové folie nebo elektronického detektoru (princip je blíže popsán v kapitolách 3.2.8 CR nepřímá digitalizace a 3.2.9 DR přímá digitalizace). [1]

3.2.2 Zesilovací folie

Pro zobrazení pomocí rentgenového záření na film byla zásadní zesilovací folie. Ta pomáhala zvýšit jinak poměrně malý účinek rentgenového záření na film. Rentgenové záření bylo pomocí této folie převedeno na viditelné světlo. Samotné rentgenové záření zajistilo 5% zčernání a vzniklá luminiscence zesilovací folie zbylých 95 %. Snížila se tímto významně radiační zátěž pacienta. [5, 8]

Folie musela emitovat světlo, na které byl film senzibilizován. Běžné foliové filmy byly senzibilizovány na modré světlo. Nejčastěji používané byly kalcium-

wolframové folie, které emitovaly modré světlo. Další folie byly z gadolinia a lanthanu, které emitovaly zelené světlo. Filmy a zesilovací folie byly dodávány v modrém nebo zeleném „programu“. [5, 8]

Folie se skládala z nosné vrstvy (karton nebo umělá hmota). Na nosné vrstvě byla reflektivní vrstva odrážející světlo na film. U snímků, kde byla třeba vyšší ostrost obrazu bylo namísto reflektivní vrstvy, která neostrost zvyšuje vrstva absorpční. Na této vrstvě se nacházela vrstva luminoforů. Zesilovací folie byly rozděleny dle zesilovacího faktoru, který určoval, jak moc lze snížit množství dávky. Poškozením zesilovací folie vznikaly artefakty na výsledném snímku. Zesilovací folie byla uložena v kazetě na její přední a zadní straně a mezi nimi byl uložen film. Výjimkou byla mamografická kazeta, která měla pouze zadní zesilovací folii pro lepší rozlišení. [5, 8]

3.2.3 Rentgenový film

Bezfoliový rentgenový film byl tvořen podložkou z polyesteru. Podložka filmu byla z obou stran pokryta pojivovou vrstvou. Tato vrstva zajišťovala spojení podložky a emulzní vrstvy citlivé na ionizující záření. Emulzní vrstva byla tvořena želatinou s krystaly bromidu stříbra. Dále byly obsaženy příměsi jako stabilizátory a emulgátory zajišťující potřebné vlastnosti filmu a tvrdidlo, které pomáhalo emulzi setrvat na podložce. Konzervační látky zamezily poničení filmu mikroby. Senzibilizátory zvyšovaly senzitivitu pro určitou barvu. Povrch emulze byl chráněn zatvrzenou vrstvou želatiny. Film pokrytý emulzní vrstvou z obou stran podložky byl více kontrastní a citlivější. [8]

Bezfoliové filmy byly používány na snímky méně objemných částí těla (např. prstů ruky). Měly stejné složení vrstev jako film foliový a tlustší emulzní vrstvou. Vzhledem k absenci zesilovací folie byla potřeba vyšší expozice. Výsledný snímek měl nižší kontrast a vyšší ostrost kresby. [5, 8]

3.2.4 Temná komora

Místnost, která sloužila k vyvolávání exponovaných filmů. Temná komora byla rozdělena na mokré a suché pracoviště. Suché pracoviště bylo určeno k označení a upevnění exponovaných filmů do rámečku a k nabíjení nových filmů do kazet. V druhé části temné komory, tzv. mokrém pracovišti se nacházely tanky na vývojku, poté mezilázeň, následoval tank na ustalovač, vypírací lázeň, smáčedlo a tank na odkapávání. [8]

Osvětlení v temné komoře nad mokrým pracovištěm smělo mít napětí 24 V, zatímco nad suchým pracovištěm mohlo být napětí 220 V. Žárovky obsahovaly žlutozelený nebo červenohnědý filtr. Temná komora disponovala tzv. vhozy karet. Sloužily jako světlotěsný vstup pro výměnu kazet s exponovaným a neexponovaným filmem mezi vyšetřovnou a temnou komorou. [8]

Pro získání výsledného rentgenového obrazu je nutné zviditelnit latentní obraz, který vznikl při exponování filmu. Tento obraz se získával pomocí chemického procesu, který vzniká pomocí vývojky a ustalovače. V zásadité vývojce dojde k redukci bromidu stříbrného naštěpeného ionizujícím zářením. Na filmu zůstává redukované amorfní stříbro, které způsobuje zčernání filmu v závislosti na intenzitě ozáření. Brom, který se uvolňuje do vývojky je pomalu slučován na bromid stříbrný a bromid sodný. Ve vývojce jsou přítomna redukční činidla. Redukční činidlo hydrochinon působí v hloubce emulze filmu a fenidon na povrchu emulze filmu. Jejich efektivita je zlepšena působením zásaditého urychlovače, zatímco bromid draselný zajistí zpomalení procesu vyvolávání tak, aby redukční činidla stihla proniknout do hlubších vrstev. Vývojka také obsahuje konzervační látky, které zamezují oxidaci. [5, 8]

Po vytažení vyvolaného filmu byl film vložen do mezilázně, kde by měl být proces ukončen a zásadité chemikálie opláchnuty. Následně procesem

ustalování byly odstraněny zbytky nenaštěpeného bromidu stříbrného. Ustalovač je roztok sirnatanu sodného, siřičitanu sodného nebo draselného. Film byl na začátku ustalování vyčěren (vymizení bělavého zákalu). Ve vypírací lázni byl očištěn od ustalovače pod tekoucí vodou. Dále se film předával světlotěsným vstupem mezi temnou a světlou komorou. Vypraný film se ve světlé komoře ponořil do smáčedla (roztok saponátu), aby se zabránilo vzniku skvrn od vody a následně byl vysušen. [5, 8]

3.2.5 Světlá komora

Světlá komora byla místnost pro poslední úpravy a konečné zpracování vyvolaných filmů. V této místnosti se nacházel vypírací tank, odkapávací tank a sušička pro poslední ošetření filmu. Po usušení filmu v sušičce se na stole pro práci se snímky se sundával rámeček. V místnosti byl přítomen lékař, který zhodnotil snímky ještě před vysušením a pronesl rozsudek, zda je nutná další expozice nebo je snímek dostatečný z hlediska diagnostického přínosu. V místnosti se také nacházel negatoskop, pracovní stůl lékaře s psacím strojem pro případy, kdy bylo nutné rychlé zhodnocení výsledku nebo předběžné určení diagnózy. [8, 9]

Pokud pracoviště bylo vybaveno vyvolávacím automatem, veškerá práce této části pracoviště se změnila na údržbu přístroje, který již poskytoval hotové, vyvolané a suché filmové snímky. [8, 9]

3.2.6 Rentgenový vyvolávací automat

Na přelomu šedesátých a sedmdesátých let se začaly používat vyvolávací automaty. Díky nim se výrazně urychlil proces vyvolávání. Práce v temné komoře se pro personál zúžila na nabíjení kazet do tzv. nabíjecího pultíku vyvolávacího automatu. Zbytek zařízení se nacházel již mimo temnou komoru

ve světlé komoře. Některá zařízení disponovala nabíjecím zásobníkem, do kterého se položily exponované filmy a po zasunutí na nabíjecí pultík byly postupně zasouvány do vyvolávacího automatu. Rentgenový vyvolávací automat sestával z vyvolávací části, ustalovací části, konečné lázně a sušící části. [8, 9]

Transportní válce přesouvaly film přímo z vývojky do ustalovače bez mezilázně. V konečné lázni prošel film pod tekoucí vodou a sušící část vyvolávacího automatu pomocí proudícího teplého vzduchu film vysušila. Následně byl již suchý film přemístěn do zásobníku. [8, 9]

Vzhledem k odlišným požadavkům na proces vyvolávání bylo chemické složení lázní odlišné. Lázně ještě navíc obsahovaly tvrdidlo, které napomáhalo k rychlejšímu schnutí a zabraňovalo odlučování emulze z podložky. Z důvodu konstantního procesu bylo důležité dbát na regeneraci vývojky a ustalovače. K dokonalé regeneraci docházelo přidáním startovacího roztoku (kyselina octová) a zpomalovače (kalium bromid) do nových lázní. Tímto způsobem bylo zajištěno vyvolání několika desítek filmů. Další možnost spočívala v přidávání regenerátoru, kdy přebytečný obsah tanku přetekl do odpadu. Takto bylo možné udržovat lázně několik dní, dokud nebyla potřeba výměny dle doporučení výrobce nebo dle výsledku pomocí senzimetrického pásku. Pro kontrolu roztoků se nechal vyvolat a ustálit sensitometrický pásek každý den. Měl na sobě stupnici šedi, která musela odpovídat po vyvolání stupnici šedi na pásku z prvního dne. Dále se prověřovalo promíchávání lázní a jejich teplota. [8, 9]

Dalším postupem ve vyvolávání filmů byl systém, který automaticky vybíjel a nabíjel kazety bez nutnosti umístění do temné komory. Tedy práce v temné komoře spočívala již jen v nabíjení filmových zásobníků neexponovanými filmy. Systém tedy byl rozdělen na zařízení pro vybíjení a nabíjení kazet a vyvolávací

automat. Neexponované filmy byly uloženy v oddělených zásobnících ve spodu zařízení. Zásobník s exponovanými filmy se zasunul na vyvolávací automat a filmy byly postupně vyvolávány. [8, 9]

3.2.7 Digitální skiagrafické přístroje

I přes veškerou snahu v minulosti digitalizovat obraz z filmových snímků nebyly výsledky zavedeny do širší klinické praxe z důvodu značných nedostatků. V tomto ohledu se mluví o sekundární digitalizaci obrazu z filmového materiálu pomocí skeneru. Novější typy těchto skenerů využívajících připojení k radiologickým počítačovým systémům byly využívány k akademickým záležitostem. Používaly se tedy k digitalizaci starých archivovaných snímků, které mohou být k užítku v současné praxi. [9, 10]

V dnešní době se k zaznamenání rentgenového obrazu standardně používá nepřímá a přímá digitalizace obrazu. Nejdříve zavedení těchto systémů značně stagnovalo. Systém neměl intuitivní ovládání. Hlavním důvodem byla horší rozlišovací schopnost systému. Výsledky byly značně horší než při klasickém záznamu na filmový materiál. Neposledně pořizovací cena a provozní náklady byly velmi vysoké. [9, 10]

Největší výhodou nových systémů je rychlost a možnost upravit již pořízený snímek v počítači. S přísnějšími normami pro likvidaci chemikálií a většími nároky se upustilo od využívání filmového materiálu a CR (Computed Radiography), tedy nepřímá digitalizace nahradila filmový materiál paměťovou folií. Zatímco pomocí přímé digitalizace (DR direct radiography) se podařilo propojit přímo detektor s ovládacím počítačem a data jsou ihned po expozici dostupná. [9, 10]

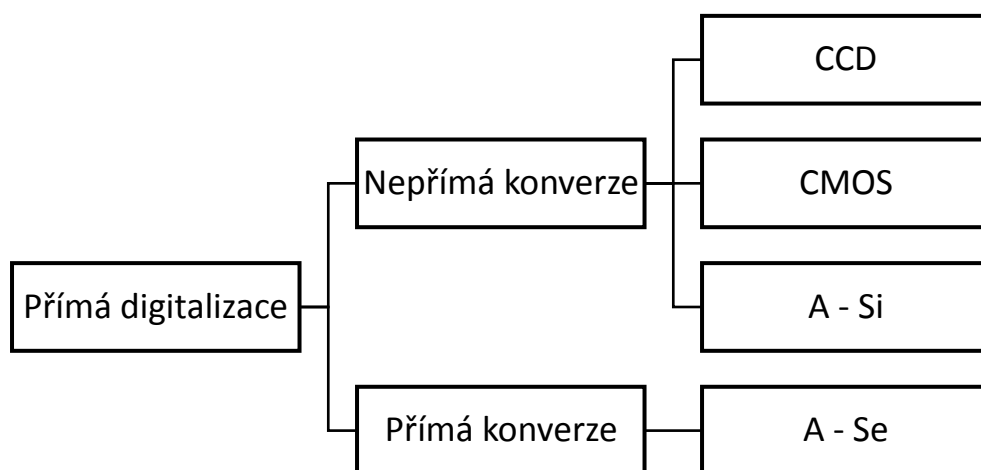
3.2.8 CR nepřímá digitalizace

S touto technologií přišla poprvé japonská firma FUJI. Napříč možnostem digitalizovat pracoviště stála v cestě cena a nedostatky systému. Pořízení systému znamenalo velikou investici, ale výsledky se ještě nevyrovnaly kvalitě rentgenových filmových snímků. Až zavedení počítačů do praxe pomalu umožnilo implementaci CR technologie. Vcelku rychlý rozvoj počítačové technologie měl v důsledku zlepšování nedostatků kvality obrazu. Také se zmenšovaly potřebné součástky zabírající zpočátku velké prostory. Postupem času se také snížily i pořizovací a servisní náklady CR technologie. [10]

Namísto rentgenového filmu CR technologie využívá paměťové folie. Princip zachycení obrazu funguje na podstatě elektronové pasti. Elektrony ve vrstvě mikrokryсталů luminoforu (látka se schopností pohltit energii a následně ji převést a vyzářit ve formě viditelného světla) na paměťové folii jsou vybuzeny do vyšší energetické hladiny pomocí rentgenového záření a nemohou se vrátit zpět. Tímto způsobem vzniká latentní obraz. Po expozici se paměťová folie vloží do čtečky (digitizéru) a pomocí červeného laseru, tepelnou fotostimulací elektrony vyzáří přebytečnou energii a vrací se do původní orbity. Přebytečná energie je emitována jako viditelné světlo, které vstupuje do fotonásobiče. Ve fotonásobiči je vzniklý tok elektronů zesílen a analogo-digitálním převodníkem jsou tyto elektrické analogové informace převedeny do digitální podoby. Následně je paměťová folie vystavena intenzivnímu světlu a tímto je paměťová folie „vymazána“ a připravena k další expozici. Tento mechanismus zajistí, že na dalším snímku se neobjeví žádná zbylá informace z předchozího vyšetření a nenaruší tím kvalitu obrazu v podobě nechtěného šumu. Paměťová folie by se měla nejpozději načíst do 24 hodin, aby nepřišlo ke ztrátě informací vzhledem k malé stabilitě excitačního stavu. [5]

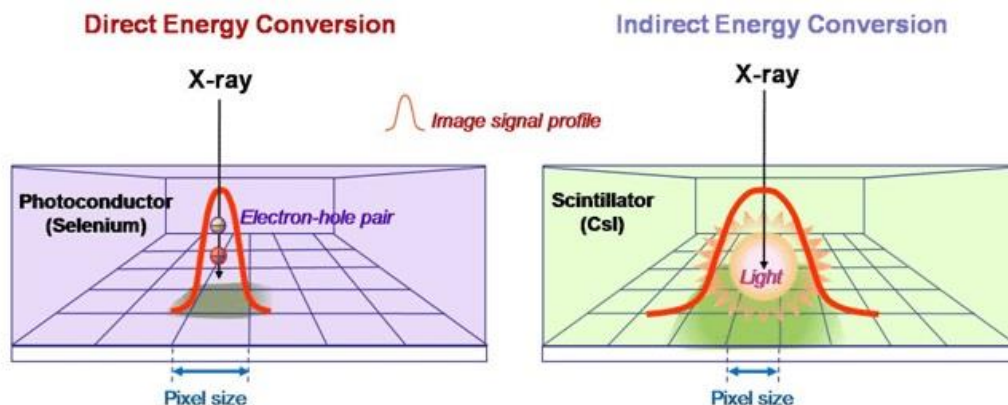
3.2.9 DR přímá digitalizace

DR (direct radiography) nebo DDR (direct digital radiography) funguje na základě čipu tvořeného maticí polovodičových elementů citlivých na světlo. Detektory jsou uspořádány do ploché matice, a proto jsou tedy označovány jako flat panel. Flat panely se mohou lišit rozlišovací schopností, rychlostí a pořizovací cenou. To vše záleží na rozměru a množství polovodičových prvků systému. Detektory dělíme dle způsobu převodu rentgenového záření na elektrický signál (viz Obrázek č. 1).



Obrázek č.1 Rozdělení přímé digitalizace se způsobu zachycení rentgenového záření [11]

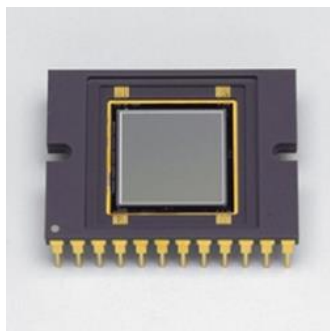
Detektory s nepřímou konverzí obsahují scintilační vrstvu, která vytváří po dopadu rentgenového záření světelné záblesky. Tyto záblesky jsou následně sesbírány a zaznamenány soustavou fotodiod nebo CCD čipem a převedeny na elektrický signál. U detektorů s přímou konverzí se po dopadu rentgenového záření elektrický signál vytváří přímo v selenové polovodičové vrstvě. Detektory s přímou konverzí tak obcházejí problém detektorů nepřímé konverze ve vzniku šumu rozptylem světla ve scintilátoru (viz Obrázek č. 1). [5, 9, 10, 11]



Obrázek č. 2 Základní princip přímé a nepřímé konverze DR systému [10]

3.2.10 Detektory nepřímé konverze CCD

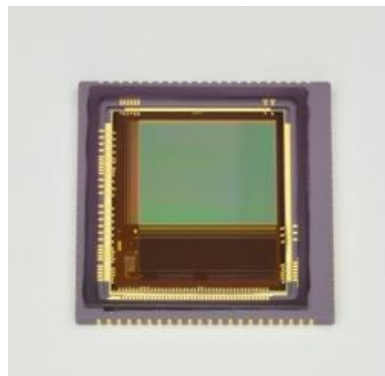
Charge Coupled Device tedy CCD (Obrázek č. 3) je detektor nepřímé konverze. Jedná se o zařízení velmi senzitivní na světlo. Systém sestává z plošného scintilátoru, ve kterém vznikají s dopadem rentgenového záření světelné záblesky. Tyto záblesky jsou snímány fotosenzitivními buňkami CCD čipu. Podle snímání čipu lze ještě tyto detektory rozlišit na progresivní a prokládané. Zatímco u prokládaného systému CCD se elektrický náboj sbírá postupně s určenou dobou sběru, progresivní CCD snímač sbírá elektrický náboj ze všech buněk takřka najednou. Nevýhodou systému je vyšší spotřeba energie se skutečností, že pro funkci CCD systému je třeba tří různých napětí. [11, 12]



Obrázek č. 3 CCD čip [23]

3.2.11 Detektory nepřímé konverze CMOS

CMOS (Complementary Metal Oxid Semiconductor) se skládá z polovodičových součástek řízených elektrickým polem. S velikostí energie dopadajících světelných záblesků je vytvořen elektrický náboj tomu odpovídající. Náboj je transformován na napěťový signál uvnitř každého pixelu. Na rozdíl od CCD systému nepotřebuje CMOS snímač (Obrázek č. 5) tři různá napětí a tím klesá spotřeba energie. Senzory CMOS systému se rozdělují na PPS (passive pixel sensors) a APS (active pixel sensors). APS jsou vhodnější vzhledem k redukci šumu na rozdíl od PPS pixelových senzorů. Oproti CCD systému je ekonomicky CMOS systém ekonomicky méně náročný, a to nejen díky menší spotřebě energie ale i vzhledem k nižším nárokům při výrobě. [5, 11]

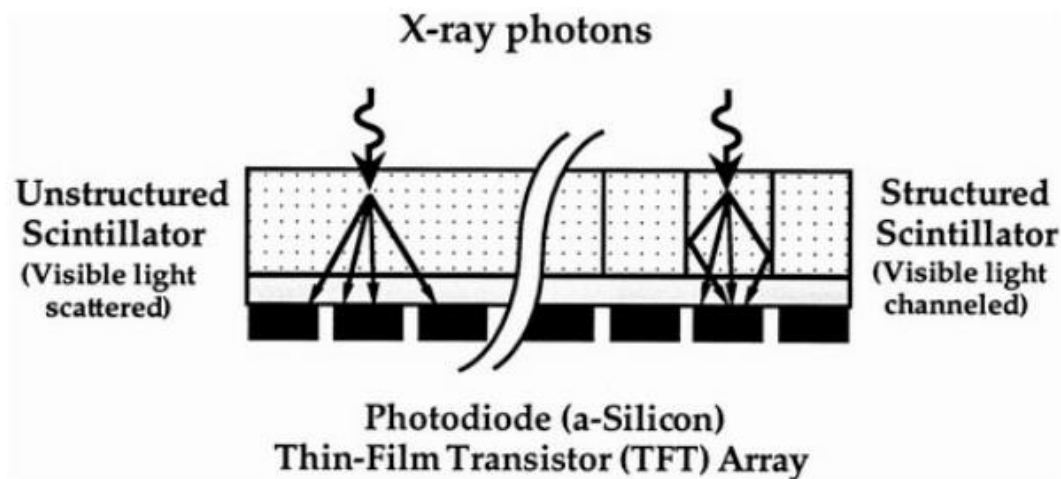


Obrázek č. 4 CMOS čip (23)

3.2.12 Detektory nepřímé konverze a-Si

Detektor obsahuje scintilační vrstvu krystalků (křemík). Využívá jevu luminiscence. Po dopadu rentgenového záření vznikají fotony do scintilačního krystalu, kde vzniká tzv. meziobraz. Luminiscenční světlo dopadá na systém fotodiod. Pomocí TFT snímači (thin-film transistor) je rozeznán náboj. Poté je signál zesílen a konvertován analogo-digitálním převodníkem na elektrický signál. [5, 11]

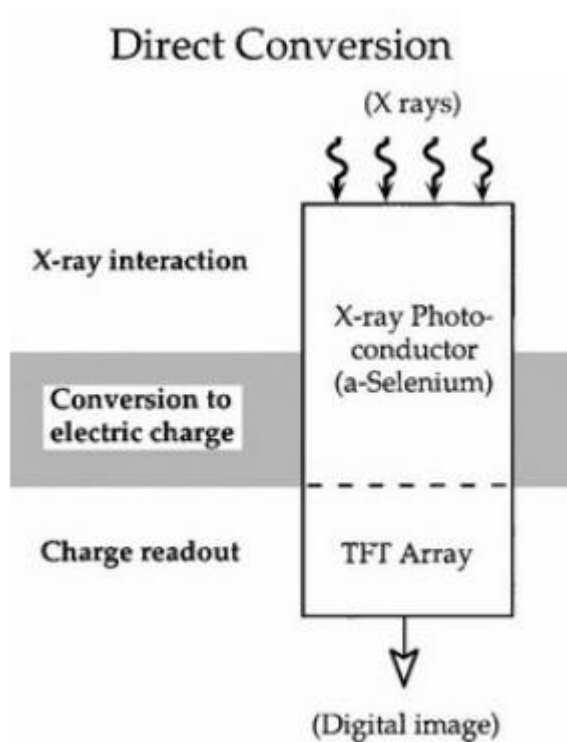
Na obrázku č. 6 lze vidět rozdíl využití dvou různých vrstev scintilačního krystalu. Nevýhody tohoto systému spočívají v rozptylu světla (viz Obrázek č. 3). Větší rozptyl světla znamená nižší rozlišovací schopnost. To se dá částečně řešit využitím strukturovaného scintilačního krystalu potlačujícího rozptyl světla. [5, 11]



Obrázek č. 5 Rozdíl ve využití strukturovaného a nestrukturovaného amorfního scintilačního krystalu [11]

3.2.13 Detektory přímé konverze a-Se

Detekční polovodičová vrstva tvořená amorfním selenem umožňuje detekci na základě vnitřního fotoelektrického jevu k vytváření dvojice nábojových nosičů elektron-díra. Fotony elektromagnetického rentgenového záření musí dodat energii vyšší, než je pevná vazebná energie elektronu v obalu atomu polovodičového krystalu. Pomocí nehomogenity vzniká vnitřní elektrické pole a TFT (thin-film transistor) fototranzistor poté naměří napětí na každém obrazovém elementu (viz Obrázek č. 6). Tyto detektory přímé konverze mají vysokou prostorovou rozlišovací schopnost a tím tedy velmi přesný výsledný obraz. [5, 11, 12]



Obrázek č. 6 Detektor přímé konverze a-Se [11]

3.3 Skiaskopie

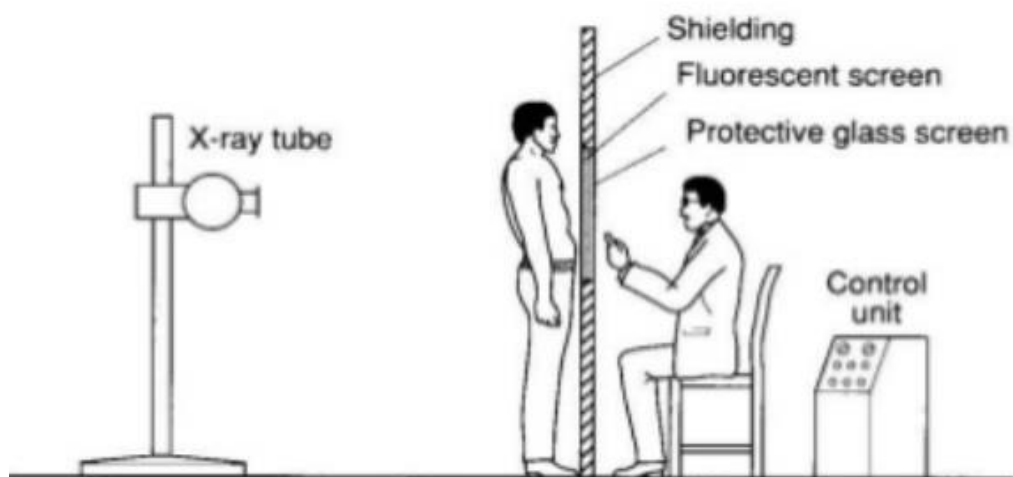
Prosvěcování neboli skiaskopie umožňuje sledování dynamického rentgenového obrazu. Záření z rentgenky prochází pacientem a dopadá na fluorescenční štít, který byl později doplněn o zesilovač a kameru převádějící výsledný obraz na obrazovku. Moderní skiaskopické přístroje využívají dnes již metodu přímé digitalizace. Vyšetření slouží k zobrazení dynamických dějů jako je pasáž tenkým střevem, polykací akt, zobrazení píštělí aj. Na sále je skiaskopie využívána jako vizuální pomoc operátora při zákroku. [3, 6, 8]

3.3.1 Vývoj skiaskopie

Skiaskopie jinak řečeno fluoroskopie se považovala za nezbytnou součást vyšetření žaludku a hrudníku. Pomocí klasické skiaskopie se pozorovaly pohyby vnitřních orgánů, jejich struktura, velikost a tvar zachycované přímo na

fluorescenčním štítu. Skiaskopické vyšetření také pomáhalo k nálezu oblasti pro cílený skiagrafický snímek. [3]

Dočasný obraz na štítu nebyl vhodný pro přesnou diagnostiku vzhledem k jeho horšímu kontrastu a ostrosti. Tyto parametry mohly být ovlivněny pomocí různých kompromisů. Intenzita záření fluorescenčního štítu mohla být zvýšena intenzitou proudu v rentgence. Bylo ale zapotřebí jednat s ohledem na radiální ochranu pacienta a vyšetřujícího. S vyšší hrubostí zrna folie fluorescenční vrstvy štítu byl obraz více intenzivní. Na velikosti zrna ale záležela ostrost kresby, a proto ne vždy vyšetření bylo dostačující. Na Obrázku č. 8 je nákres vyšetřovny přímé skiaskopie. [3]



Obrázek č. 7 Přímá skiaskopie [25]

Skiagram hrudníku znázorňoval mnohem jemnější struktury, než bylo možné zobrazit pomocí skiaskopie. Vzhledem k absenci vyšetření pomocí výpočetní tomografie se skiaskopie také používala k vyhodnocení patologických změn v plicích. Tyto patologické změny nebylo možné zobrazit na sumačním rentgenovém snímku, pokud se patologie nacházela za kostí či orgánem s vyšší denzitou. [3]

Skioskopická místnost musela být zatemněna z důvodu malé světelnosti štítu. Vyšetřující lékař tak musel být připraven pro vyšetřování adaptací očí na vidění ve tmě. Pro adaptaci očí na tmu je třeba zhruba 40 minut. Tento čas se dal zkrátit pomocí adaptačních brýlí. Pokud bylo nezbytné odejít z místnosti tak brýle sloužily k ponechání získané adaptace. [3, 8]

3.3.2 Současná skioskopie

Dnešní skioskopie slouží k pozorování dynamických dějů a patologických pochodů v orgánech. Dále jsou skioskopické přístroje využívány při angiografii, intervenčních výkonech a kontrolách při operačních výkonech. [5, 8]

Klasickou skioskopii dnes označujeme jako skioskopii přímou. Šlo původně o přímé pozorování dočasného obrazu prošlého rentgenového záření pacientem na fluorescenčním štítu. Nevýhodou vyšetření byla vysoká radiační zátěž pacienta a vyšetřujícího lékaře. Zobrazování pomocí přímé skioskopie se dnes již neprovádí. [3, 5]

Nepřímá skioskopie využívá zesilovače obrazu s elektronickým či digitálním snímáním. U starších systémů jsou fotoelektrony převedeny zesilovačem z rtg obrazu pomocí elektronové optiky směrují na stínítko. Na stínítku se tvoří zmenšený obraz se zesíleným jasnem. Televizní systém vytvořený obraz snímá a přenáší na obrazovku, kde se zobrazený proces může uložit a archivovat. Zesilovač štítového obrazu umožňuje provádět skioskopii za denního světla a redukovala se i radiační zátěž. Nové systémy již využívají flat-panely. Tyto přístroje jsou velmi nákladné a z tohoto důvodu jsou často vyráběny tak, aby sloužily multifunkčně. Kombinují skiografii, skioskopii a někdy jsou vybaveny sériografií pro angiografické vyšetření. [5]

3.3.3 Komponenty skiaskopického RTG přístroje

Skiaskopické přístroje rozdělujeme na:

Skiaskopicko-skiagrafická C-ramena

Stacionární skiaskopicko-skiagrafické sklopné stěny

Skiaskopicko-skiagrafické C-rameno se využívá na operačních sálech a sálech angiografických, pokud disponuje vybavením pro sériografii. Systém je mobilní a obsahuje paměť. Konstrukce ve tvaru písmena C umožňuje jednoduchou manipulaci u operačního stolu a je umožněn pohyb přístroje o rozpětí 360°. Obraz se je zobrazen na monitoru připojenému k systému. [5, 13, 14]

Stacionární přístroje pro skiaskopii a skiografii využívají sklopné stoly pro jednoduchou manipulaci s pacientem během různých typů vyšetření. Lze pomocí tohoto stolu převádět pacienta ze vzpřímené polohy do polohy vleže dle potřeby. Systém dále sestává z pohyblivého ramena s rentgenkou, zesilovače a monitoru. [13]

3.4 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (CT) umožňuje zobrazení těla pacienta pomocí za sebou jdoucích řezů. Je to neinvazivní zobrazovací metoda založená na počítačovém zpracování dat prošlého rentgenového záření skrz pacienta pod mnoha úhly. [5, 6, 7]

3.4.1 Vývoj CT přístrojů

Se zavedením počítačové techniky do radiodiagnostiky přišly i nové možnosti zobrazování. Za objev výpočetní tomografie dostali Godfrey Newbold Hounsfield a Allan McLeod Cormack Nobelovu cenu roku 1979. První přístroje

byly vyvíjeny v druhé polovině šedesátých let 20.století. Technologický vývoj je rozdělen na generace. [1]

První generace pracovala se zářením kolimovaným do tužkovitého svazku a jedním protilehlým detektorem. Rentgenka a detektor opisovaly oblouk 180° postupně po 3° . Každé zastavení rentgenka provedla translační pohyb (po přímce) pro naskenování řezu a poté se vrátila na kružnicový oblouk. Rentgenka u první generace výpočetní tomografie zářila po celou dobu vyšetření. Nadbytečnému ozáření bránily primární clony v době posunu. Skenování jednoho řezu zabralo 5 minut a jeho vyhodnocení okolo 15 minut. [1, 8]

Druhá generace již měla kolimované rentgenové záření do vějíře a více detektorů než u první generace. Zvětšil se tím posun na 18° a význačně se zkrátila doba skenování na 20 vteřin. Jedná se o poslední generaci využívající postupný posun rentgenky po ose 180° . [1, 8]

Třetí generace je v současné době nejrozšířenější vzhledem k poměru ceny a výkonu. Záření je stále jako u druhé generace kolimováno do vějíře. Zvýšil se počet protilehlých detektorů, které jsou uspořádány ve více řadách a tím je umožněno snímat více řezů najednou (multi-slice CT). [1, 8]

Čtvrtá generace disponuje stacionárními detektory po celém obvodu gantry. Rotační pohyb provádí již jen rentgenka a systém je z důvodu velkého počtu detektorů výrazně ekonomicky náročnější na pořízení bez výraznějších předností. [1, 8]

Pátá generace výpočetních tomografů nevyužívá rentgenku, ale elektronové dělo. Elektronové dělo se pohybuje elektromagneticky, a tak v systému nejsou mechanicky pohyblivé díly, což umožňuje velmi rychlé vyšetření. Zobrazení tkání stojí na principu vystřelování rychlých elektronů na anodový prstenec,

uvnitř něhož se nachází pacient. Pomocí vychylovacích cívek je paprsek zacílen a v místě vzniká rentgenové záření pod úhlem potřebným pro sběr dat. Pro vysokou nákladnost systému se tento typ CT přístrojů nerozšířil. Lze jej nahradit přístrojem 3. generace. [1]

Data z počítače se pro další zobrazení nahrávala na floppy disky (magnetická folie pro přenos dat). Tato metoda byla výhodná pro jednodušší přenos záznamu na jiné pracoviště. Digitální záznam také měl větší diagnostickou hodnotu. K přehrávání bylo zapotřebí aby CT přístroj obsahoval floppy pult. Ten sloužil jak pro přehrávání digitálního záznamu z CT vyšetření, tak i k exportu dat. [8]

Z ekonomických důvodů se ale data stále zaznamenávala na film nebo fotografický papír. Archivace těchto snímků byla vzhledem k nedostatečné technologii a krátké životnosti floppy disků méně náročná. [8]

3.4.2 Obrazová rekonstrukce

Rotací rentgenky a detektorů okolo pacienta je vytvořen sinogram. Ten vzniká z profilu zeslabení nasbíraných dat. Součinitel zeslabení určuje absorpci rentgenového záření v tkáni a udává se pomocí třídimenzionální jednotky objemu v prostoru voxelu. Absorpce jednotlivých voxelů je stanovena poté co jimi záření projde pod množstvím různých úhlů. [5, 8, 15]

Nasbíraná obrazová data se rekonstruují zpětným nasnímáním sinogramu, tedy tzv. filtrovanou zpětnou projekcí. Další možností jsou iterativní rekonstrukce, které jsou v principu podobné jako filtrovaná zpětné projekce, ale dělí se zde šum a prostorové rozlišení v obraze. Výsledný obraz má nižší úroveň šumu a umožňuje snížení dávky ozáření. [5, 8, 15]

Při rekonstrukci počítač provádí automatické korekce. Jednou z těchto korekcí je odstraňování artefaktů vznikajících na rozhraní měkkých tkání a kostí, které mají větší denzitu. Na principu Hounsfieldova efektu kost absorbuje záření o delších vlnových délkách, tedy za kost se dostává tvrdší záření. Po přepočítání zeslabení ve voxelech je přiřazen příslušný stupeň šedi určující intenzitu absorpce. [5, 8]

Hounsfieldovy jednotky (HU), neboli jednotky denzity matematicky vyjadřují intenzitu absorpce záření. Rozmezí hounsfieldových jednotek se pohybuje v rozmezí od -1000 HU po +3096 HU. Vzduch nebo vakuum se vyjadřuje v hodnotách -1000 HU a kostní struktury se pohybují mezi 100–1000 HU. Jednotlivé měkké tkáně potom mají odlišnou absorpci v rozmezí 40–80 HU, zatímco svalová tkáň se pohybuje mezi 10 až 40 HU. Voda má stanovenou denzitu 0 HU. Krev odpovídá 40 HU, pokud je koagulovaná mění se hodnota na 60 HU. [1, 5]

Vzhledem k omezení lidského oka rozlišit pouze okolo 16 stupňů šedi je nutné tzv. oknění, kdy zúžíme škálu na omezený počet Hounsfieldových jednotek. Okna máme kostní, měkkotkáňové a plicní. Vybrané okno má daný střed (level) a šířku okna (width). Pokud je denzita voxelu vyšší než zvolená šířka okna, tak se zobrazí na monitoru bíle, pokud je denzita nižší zobrazí se tmavě. Pokud zvolíme určité okno, získáme tak dobře prokreslený obraz na úkor nevyšetřovaných tkání. [1, 5, 15]

3.4.3 Současné CT

CT přístroje dnešní doby jsou převážně 3. generace. Vzhledem k poměru ceny a výkonu je to pro zdravotnické zařízení nejvhodnější volba. Ve srovnání s přístroji čtvrté a páté generace se výsledky mohou považovat za stejné a výhody dalších generací jsou buď nevýznamné nebo se dají dorovnat vylepšením

konstrukce přístroje. Například pro speciální vyšetření srdce je důležité velmi rychlé snímání pro zachycení probíhajících dějů. Tomu musí být uzpůsobeny detektory na které jsou kladené vysoké nároky ve smyslu rychlé detekce fotonů rentgenového záření. V tomto případě se tedy mluví o tzv. mrtvé době (doba kdy detektor není schopen zaznamenat další impuls). Mrtvá doba musí být natolik krátká, aby bylo možné urychlit vyšetření a zároveň zanechat dostatečnou kvalitu obrazových dat.

Třetí generace CT přístrojů využívaných v klinickém provozu můžeme rozdělit na:

- MDCT (Multi Detector Computed Tomography)
- DSCT (Dual Source Computed Tomography)

MDCT tedy mnohodetektorové spirální CT je konstrukčně řešeno umístěním více detektorů v řadách naproti rentgence. [1, 5, 16]

Díky tomuto uspořádání detektorů a kolimaci rentgenového záření do vějířovitého tvaru je možné snímat více řezů najednou. CT s touto schopností je označováno jako "multi-slice" více-řezové. Tato konfigurace snižuje potřebný čas snímání vyšetřované části. Tímto se i umožnilo snímání tenčích řezů a technika vyšší rozlišovací schopnosti HRCT (High Resolution Computed Tomography), která je například u plic nevhodná, pokud by vyšetření trvalo delší dobu pro dýchací pohyby. Množství řezů, které je zařízení schopné pořídit při jedné otáčce závisí na počtu řad detektorů. [1, 5, 16]

CT při sběru dat vykonává spirální pohyb. Rentgenka s detektory uloženými naproti sobě se otáčí a snímá tělo pacienta, zatímco lehátko s pacientem se pohybuje směrem dovnitř nebo ven z gantry (vyšetřovací prstenec ve kterém se

pohybuje systém rentgenky a detektory). Tento se dá upravovat pomocí pitch faktoru (poměr posunu stolu za jednu rotaci rentgenky o 360°). Jedná se o jednotky v milimetrech.

DSCT, tedy CT s dvěma rentgenkami a dvěma možnými energiemi, je konstrukční řešení pro vyšetření, kde je třeba vysoká rychlost snímání (rentgenky pracují pod stejným anodovým napětím), nebo vysoké rozlišení obou či více tkání různé denzity. K tomuto vyšetření se napětí na anodě mění a umožňuje tedy využití dvou různých energií najednou. [1]

3.5 Ostatní zobrazovací metody v radiologii

Tato práce je primárně zaměřena na základní systémy využívající ionizujícího záření. Další jejich možnosti využití a jiné modality, vyjímaje přístrojů využívaných v nukleární medicíně, budou uvedeny zde.

3.5.1 Digitální substrakční angiografie

Počátky metody spočívají na konci 50. let 20. století. Účelem této metody je zobrazit struktury těla, které nejsou dostatečně kontrastní. Substrakční metoda se začala využívat jako *„filmová (fotografická) substrakce, při níž se RTG snímek s kontrastní látkou překryl s negativně přefotografovaným snímkem bez kontrastní látky“*. [1, strana 37] Vzájemným překrytím snímků bylo dosaženo zvýraznění anatomických struktur naplněných kontrastní látkou. [1]

S novými technologiemi se tento proces provádí počítačově. Nejdříve je pořízen nativní snímek, který je uložen a využit jako tzv. maska. Následně je pořízen snímek s využitím kontrastní látky. Maska, tedy nativní snímek je odečten od RTG snímku s kontrastní látkou. Veškeré struktury, co odpovídají

masce vymizí a zobrazí se ty, které nativnímu snímku neodpovídají. Výsledkem je vyobrazení cévního řečiště vyplněného kontrastní látkou. [1]

Digitální substrakční angiografie je prováděna pod skiaskopickou kontrolou na angiografickém sále vybaveném skiaskopickým C-ramenem. Jde o invazivní vyšetření. Kontrastní látka je vpravena skrz katetr zavedený do cévního řečiště. Nejčastější přístup je přes a. femoralis (stehenní tepna) v oblasti třísla. Také se využívá přístup přes paži (a. axilaris, a. brachialis), podklíčkovou žílu a v. jugularis. Pro diagnostické účely se dnes již využívá CTA (CT angiografie) a MRA (MR angiografie). Samotná digitální substrakční angiografie na sále zůstává jako terapeutický zákrok. Nejčastější indikace jsou arteriovenózní malformace, krevní sraženiny, zúžení či poruchy cévní stěny, ale také zástava krváčení. [6]

3.5.2 Magnetická rezonance

O magnetické rezonanci vědci uvažovali už dříve, ale nikdo nepřišel s funkčním řešením až do roku 1973, kdy vědci Peter Mansfield a Paul C. Lauterbur začali postupně pracovat na matematické metodě rekonstrukce obrazu. Roku 1977 vznikl první obraz člověka a v roce 1988 byla první magnetická rezonance instalována v České republice. [6]

Magnetická rezonance umožňuje tomografické zobrazení těla. Struktury jsou zobrazeny jako za sebou jdoucí řezy dané roviny. Magnetická rezonance využívá skutečnosti, že jádra s lichým počtem protonů jednají jako slabý magnet. Standardně je využíván vodík s jedním protonem v jádře atomu pro svoje četné zastoupení v těle. Pokud jsou jádra atomů umístěna do magnetického pole, jsou schopna přijímat a vydávat energii formou elektromagnetického vlnění. [6]

Data jsou získávána dodáním energie protonům vodíku pomocí radiofrekvenčních pulsů. Následně se sleduje rychlost ztráty této dodané energie a proces je označován jako relaxace. Na cívkách určených k přijímání radiofrekvenčních vln se zachycují signály, které vznikají relaxací protonů. K tomu, aby tento princip fungoval je vyšetřovaný objekt dosazen do silného zevního magnetického pole, které uspořádá vektory magnetických momentů jader souběžně ku směru zevního pole. Směr zevního pole prochází gantry magnetické rezonance a v tomto momentu jsou protony vodíku uspořádány do dvou energetických stavů. Menší množství protonů směřuje antiparalelně. Více ale směřuje paralelně vzhledem k tomu, že je tento stav energeticky výhodnější. Výsledný magnetický moment směřuje souběžně, tedy paralelně se směrem zevního pole. [1, 6]

Vodíková jádra (jejich magnetický moment) v zevním magnetickém poli vykonává precesní pohyb. Tento pohyb je vykonáván dle jejich vlastní osy s frekvencí závisující na velikosti zevního magnetického pole. Se silnějším magnetickým polem magnetické rezonance lze získat lepší zobrazení. V klinické praxi pracují přístroje s vnějším magnetickým polem 1,5 a 3 Tesla. Frekvenci precesního pohybu označujeme jako Larmorovu frekvenci. Aby bylo možné radiofrekvenčním pulsem energii pro excitaci protonů v jádrech dodat, je třeba aby šlo o frekvenci stejné hodnoty jako je Larmorova frekvence. Pulsy mohou mít odlišnou energii. [1, 6]

Po vyslání radiofrekvenčního pulsu o stejné frekvenci precesního pohybu vodíku dochází k rezonanci a předaná energie způsobí excitaci protonů vodíkových jader ve vyšetřovaném objektu. Dodáním energie se synchronizuje precesní pohyb protonů vodíku a dle velikosti dodané energie je vychýlen magnetický moment excitovaných protonů o určitý počet stupňů od směru zevního magnetického pole. Proto se energie pulsu uvádí ve stupních. [1, 6]

Na přijímacích cívkách je snímáno vzniklé radiofrekvenční vlnění, které je vytvářeno synchronizací precesního pohybu. T1 relaxace určuje, jak rychle se magnetické momenty protonů vracejí do původní roviny. T2 relaxace určuje rychlost s jakou se ztrácí synchronizace precesního pohybu protonů v rovině určené velikostí energie. [1, 6]

Aby signál mohl být přiřazen k místu vzniku, je třeba gradientních cívek. Magnetická rezonance uplatňuje 3 gradientní cívky, jejichž využitím lze nasnímat základní roviny. Využitím všech potom i roviny zvolené. Výsledná rovina závisí na tom, jaké gradientní cívky jsou zapnuty. Gradienty magnetického pole (proměnné magnetické pole) při vysílání a přijímání radiofrekvenčních pulsů zajišťují snímání pouze jedné roviny v čase. Využitím dosáhneme změny Larmorovy frekvence protonů vodíku v určité vrstvě. Radiofrekvenční pulsy jsou vysílány pod touto novou frekvencí. Tímto je dané, že přijímané signály pochází pouze z dané roviny. Tloušťka řezu závisí na síle gradientu. Magnetická rezonance v sekvencích spouští gradientní cívky a do toho vysílá a přijímá radiofrekvenční pulsy. Poté co je nasnímano dostatečné množství dat vzniká rekonstrukce roviny. Celkové vyšetření zaleží na požadavcích doktora. Skládá se z více sekvencí a může být různě dlouhé, standartně do 50 minut. Magnetická rezonance je uzavřena v tzv. Faradayově kleci, která odstiňuje radiové vlny z okolí vyšetřovny. Pokud se otevřou dveře vyšetřovny při probíhající sekvenci, je vyrušena a je nutné sekvenci opakovat. [1, 6]

3.5.3 Ultrazvuk

V 70. letech začalo vstupovat do klinické praxe ultrasonografické vyšetření a se zlepšováním kvality zobrazení se stalo nejpoužívanější vyšetřovací metodou. Dostupností, nižší cenou a absencí větších teratogenních účinků oproti ostatním

zobrazovacím systémům má ultrazvuk velkou výhodu, a proto je přítomen u mnoho odborných specializací. [1, 5]

Každá odborná specializace klade jiné nároky na vybavení ultrasonografického přístroje. To se může objevit na variaci vyšetřovacích sond. Sonden pro povrchové zobrazení využívají vyšší frekvenci než sondy pro vyšetření orgánů uložených hlouběji v lidském těle. Dále se sondy dělí podle tvaru, tedy uspořádání piezoelektrických měničů (elektronická součástka umožňující využívat piezoelektrického jevu) nejčastěji na lineární, konvexní a konkávní. Také se využívají speciální sondy, které jsou zaváděny do těla (např. endosonografická sonda pro vyšetření trávicího traktu). S rozvojem technologie již existují i tzv. kapesní sonografy. Pracují pod standardem DICOM a lze si zobrazovat vyšetření na zařízeních jako je mobilní telefon či tablet. Ovšem stále platí, že pro diagnostiku je vhodná obrazovka s vysokým rozlišením splňující předepsané parametry diagnostické stanice. [1, 5]

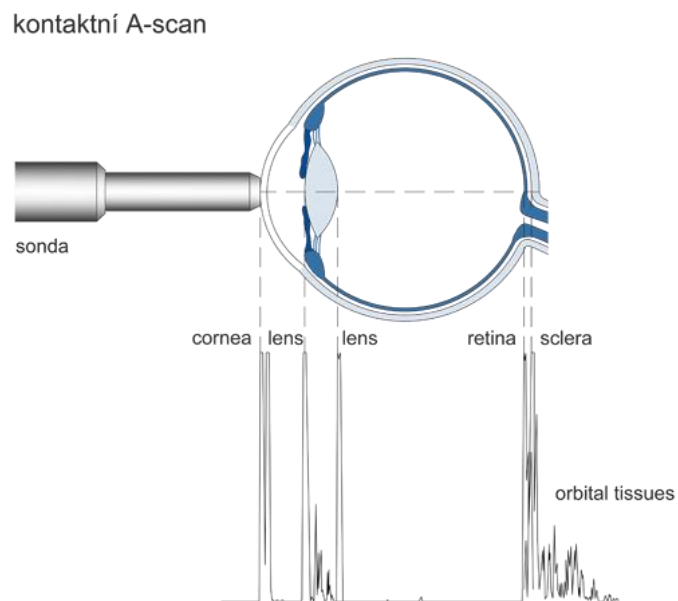
Ultrasonografická zobrazovací metoda je založena na využití piezoelektrického jevu. Piezoelektrický jev je schopnost krystalu se v elektrickém poli deformovat a vytvářet ultrazvukové vlnění. Při jeho zpětné registraci se krystal znovu deformuje a vytváří elektrické napětí díky kterému registrujeme vrácený ultrazvukový signál. [1]

Registrace ultrazvukového signálu je možná vzhledem k odlišnosti akustické impedance tkání v těle. Akustická impedance vyjadřuje prostupnost ultrazvuku v daném prostředí. V místě, kde se akustická impedance liší, vzniká částečný odraz ultrazvukového vlnění. Tento odraz je registrován s ohledem na čas a intenzitu vráceného signálu. Z tohoto důvodu je ultrazvukový signál vyslán v impulzech. Detekovaný signál se následně upraví zesílením intenzity v závislosti k době vyslání signálu. Při ultrazvukovém vyšetření se využívá gelu,

který odstraňuje problém vznikající přítomností vzduchu mezi ultrazvukovou sondou a kůží. Vzduch s poměrně vyšší akustickou impedancí by přerušoval průchod signálu do těla pacienta. [1]

Ultrasonografické vyšetření umožňuje zobrazení pomocí více módů. Jedná se o A mód, B mód, M mód, Dopplerovské zobrazení a další.

A mód (Amplitude mode) je jednorozměrné zobrazení umožňující přesné měření vzdálenosti struktur, jak je vyobrazeno na Obrázku č. 8. Na obrazovce jsou výsledkem amplitudy ukazující intenzitu odrazu ultrazvukového signálu v čase. Využívá se při biometrii oka v oftalmologii. Jde o signál generovaný jedním měničem. [1]



Obrázek č. 8 Amplitudy odraženého ultrazvukového signálu při biometrii oka [24]

B mód (Brightness mode) je základem zobrazování pro další módy. Jde o převedení amplitud na stupně šedi. Výsledkem je dvourozměrný obraz složený

ze stupňů šedi odvozených od hodnot amplitud. Tedy čím vyšší odraz, tím světlejší bude odstín jednotlivého bodu. Patří mezi nejvyužívanější dvourozměrné zobrazení v ultrasonografii. Po rozvoji technologie bylo upuštěno od zobrazení, kde bylo třeba skládat jednotlivé obrazy postupným posouváním sondy po vyšetřované oblasti. Místo toho je již zobrazení dynamické, kdy má sonda více měničů a obraz je zpracován v reálném čase. [1]

M mód (Movement mode) je zachycení B módu v čase. Jde o pravidelně po sobě jdoucí zaznamenané intervaly. Využívá se pro zachycení pohybujících se struktur, nejčastěji tedy při vyšetření srdce. [1, 24]

Dopplerovské zobrazení se využívá standardně pro získání informace o rychlostech pohybu krve v cévách. Setkáme se sním v podobě barevného výsledku, kdy je možné zjistit směr a rychlost toku. Barevné kódování je značeno modrou a červenou barvou. Červená označuje tok směrem k sondě a modrá směrem od sondy. Čím je rychlost průtoku vyšší, tím výraznější jsou barvy na obrazovce. Tento výběr barev umožňuje v případě přítomnosti turbulentního proudění krve jasné zobrazení pomocí žluté barvy. [1]

Další možností zobrazení je rekonstrukce série dvojrozměrných obrazů v obraz trojrozměrný. To je možné určitým uspořádáním měničů, jejich mechanickým vychylováním, nebo přítomností snímače polohy. Používá se často v porodnictví. [1]

3.6 Archivační systémy

3.6.1 Archivace snímků

Prostory sloužící k archivaci rentgenových snímků vznikly vzhledem ke skutečnosti, že všechna filmová dokumentace musela být uchována nejméně 3

roky. Archivy byly jako samozřejmá součást plánu při výstavbě pracoviště radiodiagnostiky. Rozměry těchto prostorů se odvozovaly od velikosti pracoviště a předpokládané vytiženosti. Archiv musel splňovat kritéria zamezující poškození filmového materiálu, a to například vlhkostí či teplotou. [9]

V archivu se nacházely regály s policemi, které obsahovaly obálky s vloženými rentgenovými snímky a popisem nálezu. Ideální archivační prostory umožňovaly rychlé vyhledávky starších rentgenových snímků na vyžádání doktora. Proto se pro jednodušší vyhledávání vedl systém jmen, který byl řazen dle roku pořízení snímku. Podle jednotlivých let byly řazeny karty se jménem, datem pořízení snímku a místem uložení obálky. [9]

Problém s archivací filmových rentgenových snímků se začal projevovat postupně s časem. S přibývajícimi snímky z vyšetření a omezenou kapacitou archivačních prostorů se začalo diskutovat o vhodném řešení. Tedy jak zároveň zachovat důležitá data, ale zmenšit potřebné skladovací nároky. Vzhledem k stále přibývajícimu množství dat v archivu bylo velmi náročné vyhledávání již vzniklých snímků na žádost. Díky této situaci se prodlužovala doba potřebná pro vyšetření a posudek lékaře, pokud bylo třeba využít porovnání nového snímku se starším vyšetřením. [8, 9]

Řešení tohoto problému nebylo nikdy úplné. Pro uvolnění místa v archivačních prostorech se začaly snímky fotografovat. Snímky s pozitivními nálezy se stále uchovávaly ve filmové verzi a přefotografování se jich netýkalo. Zatímco snímky s negativním nálezem se začaly uchovávat pomocí fotografického přístroje na filmu s rozměry 35 mm. Snímek se položil na negatoskop (zařízení umožňující rovnoměrné podsvícení rentgenového snímku) a poté se přefotografoval pomocí zrcadlového fotoaparátu. Bohužel u případů, kde nebylo jasné, zda rentgenový snímek ponechat se projevila časová náročnost

procesu a moderní řešení proto nebylo uznáno jako dostatečně vhodné. [8, 9]

První dostačující řešení uchovávání obrazových dat umožnila až digitalizace obrazu. Zavedením počítačů do radiologie se velmi brzy začalo řešit jakým způsobem by se data měla archivovat. S rychlým rozvojem počítačové techniky byla pozornost na budoucí ukládání dat namířena tímto směrem. [8, 9]

3.6.2 Digitalizace dat

S počátkem pomalé digitalizace pracovišť a využívání počítačů v radiologii přišla otázka ohledně archivace obrazových dat. První návrhy na archivační systém zazněly na konci sedmdesátých let 20. století. První návrh byl představen profesorem Heinz U. Lemkem roku 1979. Termín PACS se začal využívat po první mezinárodní konferenci v Newport Beach, CA (1982), týkající se archivace a distribuce zdravotnické obrazové dokumentace. Roku 1990 se pomocí organizace NATO ASI pořádala celosvětová schůzka, kde odborníci dali dohromady získané poznatky, které byly v dalším vývoji systému zásadní. [17]

3.6.3 PACS

PACS (Picture Archiving and Communication System) je systém využívaný ve zdravotnictví, umožňující elektronickou správu, archivaci a distribuci obrazových dat. Jde o obecný název pro rodinu produktů, kde si každý dodavatel vytváří svůj vlastní systém. Pomocí tohoto systému je umožněna komunikaci lékařů různých oddělení a klinik zdravotnického zařízení. Velikou výhodou může být odeslání části probíhajícího vyšetření do počítače lékaře, pro posouzení dalšího postupu a možnosti jinak dlouhé vyšetření předčasně ukončit vzhledem k dostatku dat. [5, 10, 17]

Pro přenos dat mezi zdravotními zařízeními slouží projekt ePACS. Umožňuje konzultace mezi odborníky, kteří pracují v odlišných zdravotnických zařízeních. Také ale dohledatelnost předešlé obrazové dokumentace a možnost získání dat z vyšetření provedeného pomocí přístroje, který se nachází pouze na některých pracovištích. [5, 10, 17]

PACS systém také umožňuje propojení pro obousměrnou komunikaci s dalšími informačními systémy jako je NIS (nemocniční informační systém) a RIS (radiologický informační systém). Obrazová data v PACS systému jsou ukládána v univerzálním standardizovaném formátu DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). [5, 10, 17]

3.6.4 DICOM

DICOM neboli „Digital Imaging and Communications in Medicine“ je mezinárodní standard pro distribuci a zobrazení obrazových dat digitálních vyšetřovacích systémů. Většina formátů je realizována v tomto standardu. Dle aktuální verze protokolu DICOM 3.0 obrazová data disponují hlavičkou (header) obsahující údaje o pacientovi, přístroji, snímku samotném (přiřazené identifikační číslo, projekce, vyšetřovaná oblast, datum a čas pořízení, hodnoty jasu a kontrastu). Pomocí tohoto systému je zamezeno ztrátě dat k obrazové dokumentaci. [5, 10, 17]

3.7 Radiační ochrana

Termín radiační ochrana se dle zákona č. 263/2016 Sb. stanovuje jako „systém technických a organizačních opatření k omezení ozáření fyzické osoby a k ochraně životního prostředí před účinky ionizujícího záření“ [18, strana 3]

Radiační ochrana se objevila záhy po objevu záření X a radioaktivity. První účinky, které byly zaznamenány se označují v současné době jako účinky přímé. Příkladem může být viditelný kožní erytém. Později se účinky ionizujícího záření začaly projevovat karcinogenními dopady. [19]

3.7.1 Veličiny a jednotky radiační ochrany

V radiační ochraně je třeba určit veličiny a jednotky pro vyjádření účinků na organismus. Zároveň se musí počítat s odlišnou tkáňovou senzitivitou na záření a rozdílné účinky jednotlivých druhů záření. Pro radiační ochranu jsou významné následující veličiny:

Kerma K vyjadřuje energii, která byla sdělena nepřímo ionizujícím zářením (nenabitě částice – fotony, neutrony) nabitým částicím (protony, elektrony). „Je definována jako součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v určitém objemu látky o hmotnosti dm .“ [20]
Jednotkou je Gy. [20]

$$K = \frac{dE_K}{dm} \quad [20]$$

Absorbovaná dávka D vyjadřuje působení ionizujícího záření na látku. „Je definována jako poměr střední energie dE sdělené látce o hmotnosti dm . Jednotkou je joule na kilogram ($J \cdot kg^{-1}$), pro který byl zaveden název gray (Gy)“ [1, strana 83] Jedná se o druhou část interakce nenabitých částic s látkou, tedy uložení energie nabitých částic v látce. Pomocí této veličiny nelze přesně určit rozsah a pravděpodobnost biologických účinků ve tkáni. [1]

$$D = \frac{dE}{dm} \quad [1]$$

Dávkový ekvivalent H , „je součin absorbované dávky D_T v uvažovaném bodě tkáně a jakostního činitele Q vyjadřujícího rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření.“ [1, strana 84] Vyjadřuje míru biologických účinků dle druhu záření (Obrázek č. 9).

$$H = D_T \cdot Q \quad [1]$$

Druh záření	Jakostní činitel Q
Fotony (X a γ) s energiemi > 30 keV	1
Záření β tritia	2
neutrony	25
Protóny a těžší ionty	25
Částice α	25

Obrázek č. 9 Tabulka jakostního činitele Q u různých druhů záření [29]

Ekvivalentní dávka H_T , „Představuje součin radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky D_{TR} v orgánu nebo tkáni T pro druh ionizujícího záření R . Jednotkou je ($J \cdot kg^{-1}$), nazván sievert (Sv)“ [1, strana 83]

$$H_T = w_R \cdot D_{TR} \quad [1]$$

Druh záření, případně energie	Radiační váhový součinitel w_R
Fotony	1
Elektrony	1
Neutrony, < 10keV	5
Neutrony, 10-100 keV	10
Protóny, > 2MeV (mimo odražené)	5
Částice α , těžká jádra	20

Obrázek č. 10 Tabulka radiačních váhových faktorů pro různé druhy záření [1]

Na obrázku č. 10 jsou uvedeny hodnoty radiačního váhového faktoru, který vyjadřuje domluvenou hodnotu biologických účinků určitého druhu záření. Využívá se ve výpočtu ekvivalentní dávky H_T . [1]

Efektivní dávka E je vyjádřena jako „součet součinů tkáňových váhových činitelů w_T a ekvivalentní dávky H_T v ozářených tkáních a orgánech T . Jednotkou je sievert (Sv)“ [1, strana 83] Pomocí efektivní dávky lze porovnávat radiační zátěž u různých zobrazovacích systémů či radiodiagnostických postupů. Z hodnot efektivní dávky je možné zjistit rozsah stochastických účinků. Slouží ovšem jako odhad s nepřesnostmi v rámci desítek %. Riziko plynoucí z typu záření je vyjádřeno hodnotami radiačního váhového faktoru (Obrázek č. 10). Vzhledem k různé radiosenzibilitě tkání je míra závažnosti ozáření vyjádřena hodnotami w_T tkáňového váhového faktoru (Obrázek č. 11) [1, 21]

$$E = \sum w_T \cdot H_T \quad [1]$$

Tkáň, orgán	Tkáňový váhový faktor w_T
Červená kostní dřeň	0,12
Střevo	0,12
Plíce	0,12
Žaludek	0,12
Mléčná žláza	0,12
Ostatní orgány a tkáně	0,12
Gonády	0,08
Močový měchýř	0,04
Jícen	0,04
Játra	0,04
Štítná žláza	0,04
Povrchy kostí	0,01
Mozek	0,01
Slinné žlázy	0,01
Kůže	0,01
$\sum w_T$	1

Pro potřeby výpočtu jsou jako ostatní orgány a tkáně voleny následující tkáně a orgány: nadledvinky, mozek, vzestupná část tlustého střeva, tenké střevo, ledviny, svaly, slinivka břišní, slezina, thymus, děloha.

Obrázek č. 11 Tabulka tkáňových váhových faktorů [22]

3.7.2 Biologické účinky ionizujícího záření

„Ionizace je fyzikální děj, při němž se atom či molekula změní v iont, tedy částici s elektrickým nábojem“ [19, strana 11] Tohoto je docíleno pomocí změny rovnováhy v mezi elektrony a protony v atomu nebo molekule. Ionizaci dělíme podle biologických účinků na ionizaci přímou a nepřímou. [19]

Přímá ionizace pomocí elektrického náboje ionizuje atomy a molekuly buňky. Ionizující záření přímé ionizace je nositel tohoto elektrického náboje. Pro osud buňky je však zásadní ionizace jaderné DNA, kde ionizující záření vytváří jednoduché či dvojité zlomy. Reparace závisí na četnosti poškození. Dvojitě zlomy postihující obě vlákna dvoušroubovice, jsou pro buňku složitější pro opravu než zlomy jednoduché. [19]

Nepřímá ionizace je způsobena částicemi bez elektrického náboje. V buňce vznikají volné radikály (ionizovaný kyslík), které jsou vysoce reaktivní a pro buňku toxické. Pro buňku je existenciální reparační schopnost. Buňky s vysokou reparační kapacitou mají vyšší radiorezistenci. Tyto buňky se nedělí velmi rychle nebo vůbec. Zatímco buňky s rychlejší proliferací jsou spíše radiosenzitivní a jejich reparační schopnost je významně horší. [19]

4 METODIKA

V následujících kapitolách je uveden postup při výběru dat vyšetření. Dále bude popsán výběr pacientů pro tvorbu místních diagnostických referenčních úrovní. Také bude vysvětlen význam národních a místních referenčních úrovní (dále jako nDRÚ a mDRÚ) ve spojení s optimalizací (proces dodržování úrovně radiační ochrany tak, aby riziko bylo tak nízké, jak rozumně lze dosáhnout vzhledem k možnostem a potřebám). Pro posouzení přínosů digitalizace bude popsána časová úspora a změna postupů při získávání skiagrafických snímků. Ke konci bude pomocí tří ukázkových pracovišť nastíněna rozmanitost v cenách PACS systému a zmíněna využívaná velikost datových úložišť pro uvedené typy pracovišť.

4.1 Porovnání nasbíraných dat s nDRÚ a mDRÚ

Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (ICRP) poprvé představila termín diagnostické referenční úrovně (DRÚ) roku 1996. Od té doby byl koncept upravován a výsledná doporučení byla představena roku 2001. DRÚ se ukázaly jako efektivní prostředek pro optimalizaci a ochranu pacientů při lékařském ozáření u diagnostických a intervenčních výkonů.

Diagnostické referenční úrovně jsou nástroj používaný k optimalizaci ochrany při lékařské expozici pacientů pro diagnostické a intervenční postupy. Používá se při lékařském zobrazování s ionizujícím zářením k indikaci toho, zda je v rutinních podmínkách dávka pacienta nebo podávaná aktivita (množství radioaktivního materiálu) z určitého postupu neobvykle vysoká nebo nízká pro tento postup. Diagnostické referenční úrovně jsou považovány za překročené, pokud je hodnota mediánu reprezentativního vzorku standardních pacientů vyšší než hodnota místních nebo národních diagnostických referenčních úrovní. Pokud se tak stane, je vhodné situaci prošetřit, napravit a zaznamenat.

Diagnostické referenční úrovně nejsou určeny pro individuální vyšetření nebo jako jeho hraniční hodnota. Také neslouží jako limity. [26]

Pro porovnání radiačních dávek z CT vyšetření bylo vybráno 20 dospělých pacientů ze systému PACS pod stejným protokolem vyšetření. Vyšetření byla vybrána v rozmezí let 2019 až 2020. Dále byl výběr rozdělen tak, aby polovina pacientů byla mužského pohlaví a polovina ženského pohlaví. Vzhledem k chybějícím informacím o váze pacienta budou porovnání i pacienti kteří neodpovídají mírám standardního pacienta.

U dat o radiačních dávkách vybraných skiagrafických vyšetření byl vybrán vzorek 10 dospělých pacientů v rozmezí let 2019-2020. Z toho je polovina žen a polovina mužů. Snímky, které jsou prováděny standardně ve dvou projekcích, tedy uvedené hodnoty snímků hrudníku a bederní páteře jsou nasbírány u stejného pacienta v obou projekcích. Chybějící údaje k váze pacienta vedly výběr znovu k zahrnutí nestandardních pacientů.

V tabulkách uvedených pod daty výsledných hodnot jsou vypsány hodnoty nDRÚ a mDRÚ pro odpovídající vyšetření. Ty jsou následně porovnány s mediánem nasbíraných dat.

Pro posouzení a zhodnocení dávek podle diagnostických referenčních úrovní je třeba určit veličiny, které lze rychle na pracovišti naměřit nebo vypočítat. Jde o veličiny vyhodnocující množství ionizujícího záření použitého k provádění lékařského ozáření. Pro výpočet mDRÚ je využíván model dospělého člověka s váhou $70 \text{ kg} \pm 5 \text{ kg}$. Místní diagnostické referenční úrovně (mDRÚ) na pracovišti se určují dle hodnot vyšetření pacientů odpovídajícím tomuto modelu. Pokud se vypočítané hodnoty začnou odchylovat od národních diagnostických referenčních úrovní nDRÚ, je třeba obnovit mDRÚ a popřípadě optimalizovat diagnostický proces. [26]

Pro porovnání byly využity tyto veličiny a jednotky:

Součin kermu a plochy DAP (Dose Area Product) „je součin absorbované dávky D (mGy) a plochy S (cm^2) ozářené oblasti.“ (21, kapitola 5.1) Dle DAP hodnoty se určuje pravděpodobnost se kterou vzniknou pozdní biologické účinky. Jednotkou je ($\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$) [21]

Součin kermu a délky DLP (Dose Length Product) „je součin absorbované dávky D (mGy) a délky L (cm)“ (21, kapitola 5.1) Dle DLP hodnoty se určuje pravděpodobnost vzniku pozdních biologických účinků. Jednotkou je ($\text{mGy}\cdot\text{cm}$) [21]

Z výše uvedených hodnot se poté dá dopočítat Efektivní dávka, pomocí které je možné vyjádřit účinky záření na celý organismus. Vypočítá se součinem DAP nebo DLP hodnoty s koeficientem E_{DAP} nebo E_{DLP} . Tyto koeficienty mají na dané vyšetřované oblasti zprůměrované tkáňové váhové faktory w_T . [21]

4.2 Posouzení přínosů digitalizace

K posouzení výhod digitalizace pracoviště jsou vytvořeny tabulky. V tabulce obsahující postupy pořízení skiagrafického snímku jsou uvedeny systémy analogové, nepřímé digitalizace a přímé digitalizace. V tabulce je zobrazen počet kroků potřebných pro získání rentgenového snímku. Vzhledem k digitalizaci veškerých velkých pracovišť je postup uvedený u analogového systému převzat z knížek a konzultací. Postupy u digitalizovaných systémů je převzat z odborných praxí.

Dále jsou uvedeny časy potřebné k získání snímku z vyšetření. V další tabulce jsou uvedeny položky provozních nákladů ke skiagrafickým systémům již po pořízení přístroje k vyhodnocení množství položek potřebných k provozu.

Následně jsou posouzeny výhody a nevýhody rentgenového a digitálního snímku. Pomocí tabulky obsahující 3 příklady pracovišť je nastíněno jakým způsobem se určuje cena PACS systému a také je zmíněna potřebná datová kapacita úložiště pro uvedené příklady.

5 VÝSLEDKY

5.1 Porovnání hodnot DLP s mDRÚ a nDRÚ

Porovnání hodnot nasbíraných dat CT vyšetření ze systému PACS s hodnotami národních a místních referenčních úrovní Nemocnice.

Tabulka č. 1 Nasbírané hodnoty DLP vybraných vyšetření

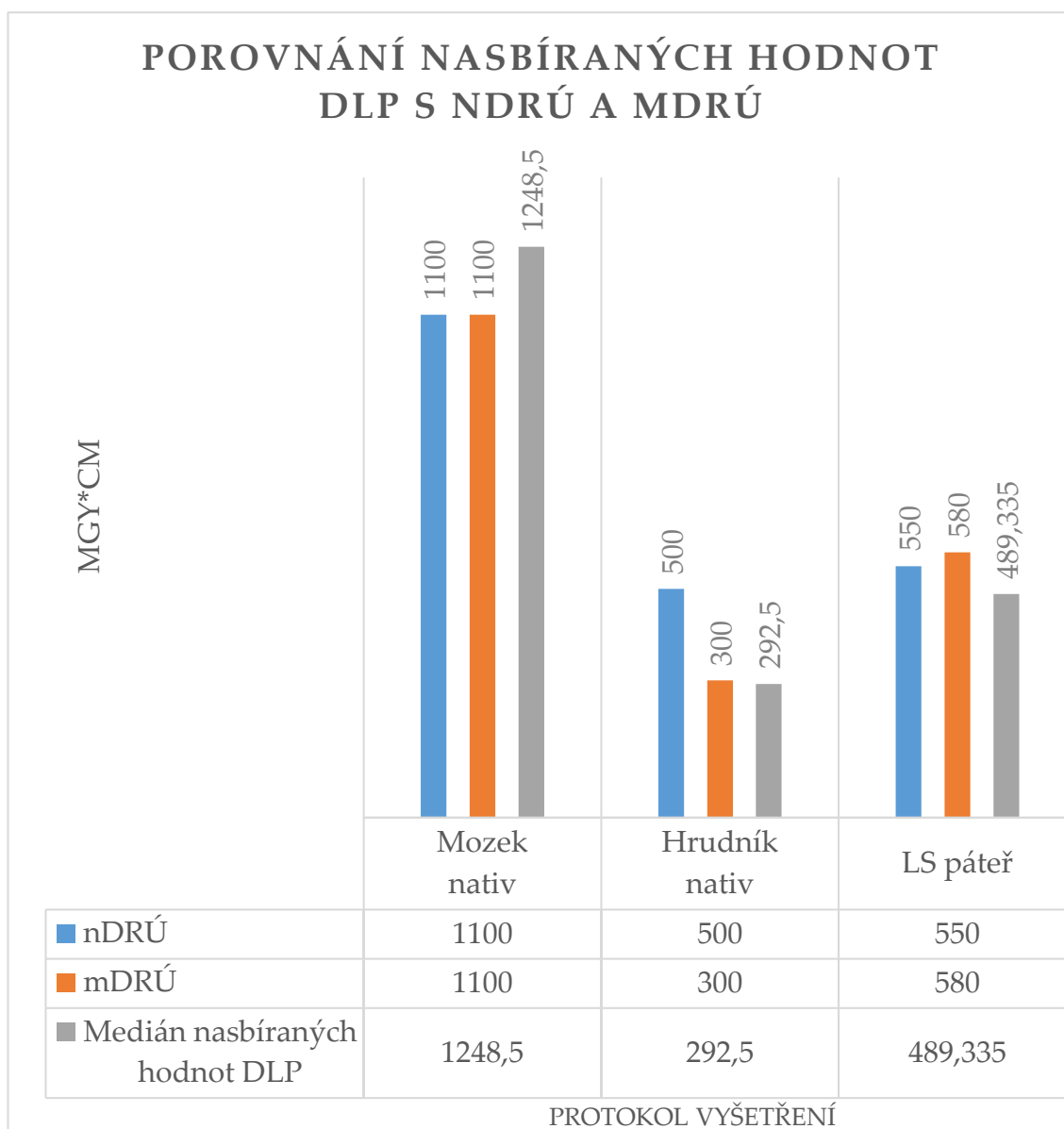
Výpočetní tomografie Mozek nativ		Výpočetní tomografie Hrudník nativ		Výpočetní tomografie LS páteř	
P _{KL} na celé vyšetření (mGy*cm) DLP	Pohlaví	P _{KL} na celé vyšetření (mGy*cm) DLP	Pohlaví	P _{KL} na celé vyšetření (mGy*cm) DLP	Pohlaví
1607	ŽENA	286,2	ŽENA	339,1	MUŽ
1119	ŽENA	262,53	MUŽ	364,32	ŽENA
1033	ŽENA	298,24	MUŽ	443,83	MUŽ
1325	ŽENA	373,85	MUŽ	280,75	MUŽ
1485	ŽENA	262,53	MUŽ	564,83	ŽENA
1364	MUŽ	392,2	MUŽ	492,47	ŽENA
2002	MUŽ	232,8	ŽENA	595,5	ŽENA
1198	MUŽ	416,8	MUŽ	213,68	MUŽ
1192	MUŽ	631,5	MUŽ	789,04	ŽENA
1192	MUŽ	477,2	ŽENA	693,75	MUŽ
1196	MUŽ	287,1	ŽENA	451,5	MUŽ
1077	MUŽ	286,2	ŽENA	440,8	MUŽ
1101	ŽENA	297,9	MUŽ	636,2	MUŽ
1518	MUŽ	262,5	ŽENA	486,2	ŽENA
1474	ŽENA	274,5	MUŽ	590,2	MUŽ
1299	ŽENA	404,2	MUŽ	586	MUŽ
1535	MUŽ	656,1	ŽENA	268,3	ŽENA
1363	MUŽ	213,1	ŽENA	732,2	ŽENA
1043	ŽENA	324,4	ŽENA	793,9	ŽENA
1098	ŽENA	240	ŽENA	346,5	ŽENA
Medián hodnot DLP		Medián hodnot DLP		Medián hodnot DLP	
1248,5		292,5		489,335	

V tabulce č. 1 jsou uvedena nasbíraná data z vyšetření výpočetní tomografie pod protokoly: Mozek nativ, Hrudník nativ, LS páteř. Výsledné mediány budou porovnány s hodnotami z Tabulky č. 2.

Tabulka č. 2 Hodnoty mDRÚ a nDRÚ pro vyšetřované oblasti

Národní diagnostické referenční úrovně	Místní diagnostické referenční úrovně
P_{KL} na celé vyšetření (mGy*cm) DLP	P_{KL} na celé vyšetření (mGy*cm) DLP
Hlava	Mozek nativ
1100	1100
Hrudník	Hrudník nativ
500	300
Páteř	LS páteř
550	580

V tabulce č. 2 jsou vypsané hodnoty národních a místních diagnostických referenčních úrovní. Hodnoty nDRÚ jsou převzaty z přílohy č. 22 vyhlášky 422/2016 [30] a hodnoty mDRÚ jsou získány z Nemocnice odkud jsou také převzaty výsledné hodnoty vyšetření. Tyto hodnoty jsou dosazeny do grafu na obrázku č. 12 .



Obrázek č. 12 Graf porovnání národních a místních referenčních úrovní s mediánem nasbíraných hodnot DLP

Z výsledného porovnání lze vypožorovat, že naměřené hodnoty u vyšetření hlavy pod protokolem Mozek nativ jsou vyšší než hodnoty mDRÚ a nDRÚ. Hodnoty u CT vyšetření hrudníku a LS páteře jsou v mezích referenčních úrovní.

Hypotéza a) je částečně vyvrácena. U CT vyšetření hlavy jsou hodnoty vyšší než místní a národní referenční úrovně. Zbytek vyšetření je v mezích těchto hodnot.

5.2 Porovnání hodnot P_{KA} s mDRÚ a nDRÚ

Porovnání hodnot nasbíraných dat Skiagrafického vyšetření ze systému PACS s hodnotami národních a místních referenčních úrovní.

Tabulka č. 3 Nasbírané hodnoty P_{KA} vyšetření hrudníku v projekcích PA a LAT

Skiografie Hrudník PA			Skiografie Hrudník LAT		
Nasbírané hodnoty P_{KA} ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	P_{KA} ($\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$)	Pohlaví	Nasbírané hodnoty P_{KA} ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	P_{KA} ($\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$)	Pohlaví
10,5	105	M	6,705	67,05	M
13,8	138	F	17,442	177,42	F
13,9	139	F	19,89	198,9	F
6,69	66,9	F	8,1	81	F
10	100	M	20,482	204,82	M
10,8	108	M	15,048	150,48	M
9,22	92,2	F	5,476	54,76	F
15,1	151	F	27,874	278,74	F
7,27	72,7	M	7,097	70,97	M
10,8	108	M	28,985	289,85	M
Medián naměřených hodnot P_{KA} ($\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$)			Medián naměřených hodnot P_{KA} ($\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$)		
106,5			163,95		

V tabulce č. 5 jsou uvedena nasbíraná data ze Skiagrafického vyšetření hrudníku v projekcích PA a LAT. Data obou projekcí jsou stejného pacienta. Hodnoty ze systému PACS jsou převedeny na jednotky odpovídající ke srovnání s nDRÚ a mDRÚ.

Tabulka č. 4 Nasbírané hodnoty P_{KA} vyšetření Bederní páteře v projekcích AP a LAT

Skiografie Bederní páteř AP			Skiografie Bederní páteř LAT		
Nasbírané hodnoty P_{KA} ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	P_{KA} ($\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$)	Pohlaví	Nasbírané hodnoty P_{KA} ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	P_{KA} ($\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$)	Pohlaví
570	5700	F	116,064	1160,64	F
65,8	658	F	54,736	547,36	F
85,3	853	M	248,7	2487	M
79	790	M	44,162	441,62	M
386	3860	M	47,43	474,3	M
519	5190	F	40,3	403	F
218,8	2188	F	55,047	550,47	F
28,679	286,79	F	37,698	376,98	F
197	1970	M	10,57	105,7	M
372	3720	M	69,264	692,64	M
Medián naměřených hodnot P_{KA} ($\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$)			Medián naměřených hodnot P_{KA} ($\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$)		
2079			510,83		

Tabulka č. 5 Nasbírané hodnoty P_{KA} vyšetření Břicha v projekci AP

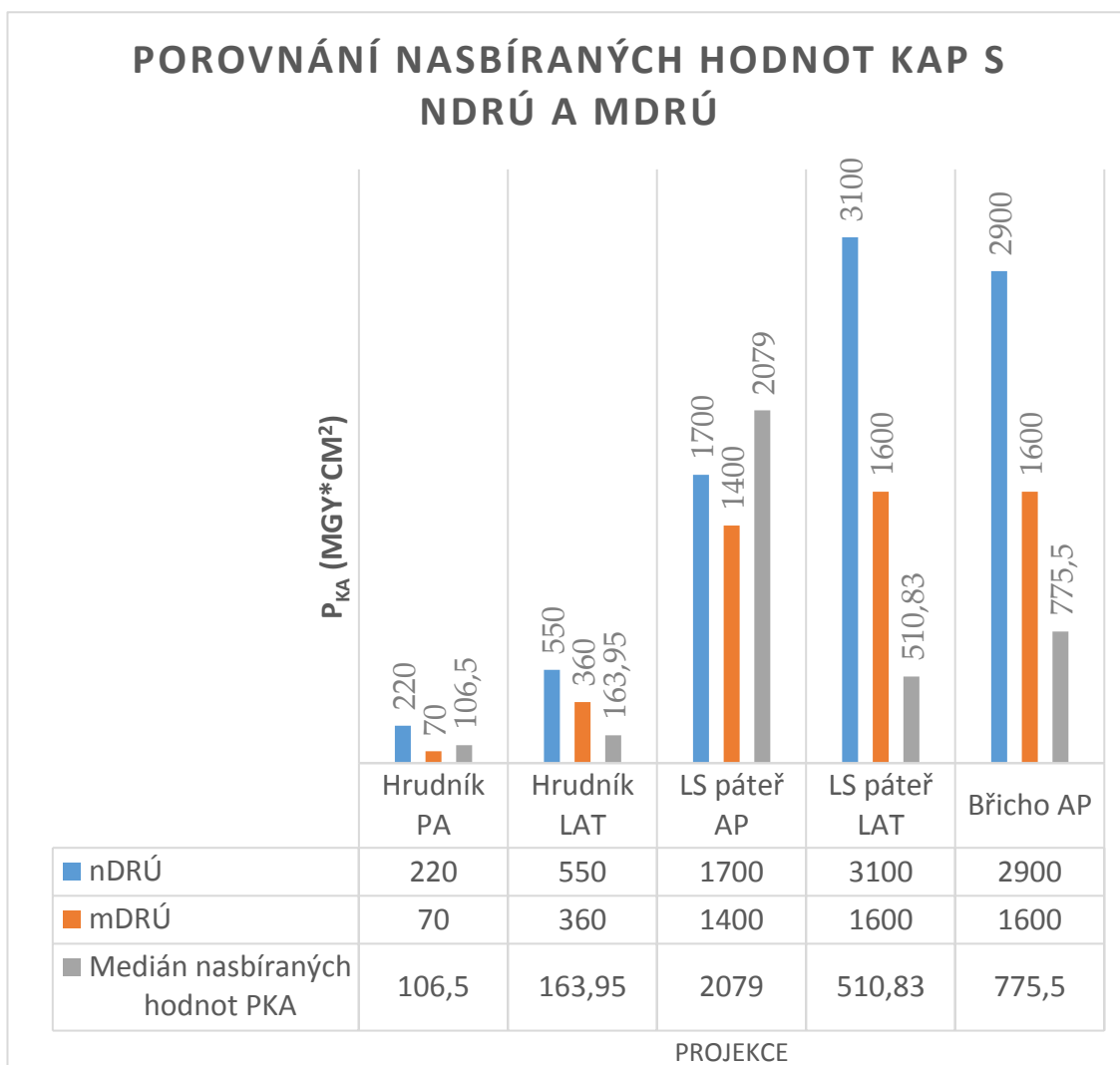
Skiografie – Břicho AP		
Nasbírané hodnoty P_{KA} ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	P_{KA} ($\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$)	Pohlaví
167	1670	M
56,5	565	F
58,1	581	M
123	1230	F
69,6	696	F
78,8	788	M
154	1540	F
510	5100	M
76,3	763	F
40,6	406	M
Medián naměřených hodnot P_{KA} ($\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$)		
775,5		

V tabulce č. 6 jsou uvedena nasbíraná data ze skiagrafického vyšetření páteře v projekcích AP a LAT. Data obou projekcí jsou stejného pacienta. Tabulka č. 7 obsahuje data ze skiagrafického vyšetření Břicha v projekci AP.

Tabulka č. 6 Hodnoty mDRÚ a nDRÚ pro vyšetřované oblasti

Národní diagnostické referenční úrovně	Místní diagnostické referenční úrovně
P_{KA} (mGy*cm²)	P_{KA} (mGy*cm²)
Hrudník PA	Hrudník PA
220	70
Hrudník LAT	Hrudník LAT
550	360
Bederní páteř AP	Bederní páteř AP
1700	1400
Bederní páteř LAT	Bederní páteř LAT
3100	1600
Břicho AP	Břicho AP
2900	1600

V tabulce č. 6 jsou vypsané hodnoty národních a místních diagnostických referenčních úrovní. Hodnoty nDRÚ jsou převzaty z přílohy č. 22 vyhlášky 422/2016 [30] a hodnoty mDRÚ jsou získány z Nemocnice, odkud jsou také převzaty výsledné hodnoty vyšetření. Tyto hodnoty jsou dosazeny do grafu na obrázku č. 13.



Obrázek č. 13 Graf porovnání národních a místních referenčních úrovní s mediánem nasbíraných hodnot P_{KA}

Na obrázku č. 13 je graf dat ze skiagrafičkých vyšetření spolu s hodnotami národních a místních referenčních úrovní. Výsledné hodnoty z vyšetření hrudníku PA jsou v mezích nDRÚ a mírně vyšší než hodnoty mDRÚ. Hodnoty z vyšetření hrudníku LAT jsou nižší než místní i národní referenční úrovně. Vyšetření bederní páteře AP je vyšší než referenční úrovně, zatímco u bočné projekce je hodnota významně nižší. Vyšetření břicha AP je také v mezích referenčních úrovní a hodnota je výrazně nižší.

Hypotéza a) je částečně vyvrácena. U skiagrafičkých vyšetření jsou některé hodnoty mimo meze místních a národních referenčních úrovní (viz Předchozí odstavec).

5.3 Posouzení přínosů digitalizace

Organizace postupů analogového a digitalizovaného pracoviště:

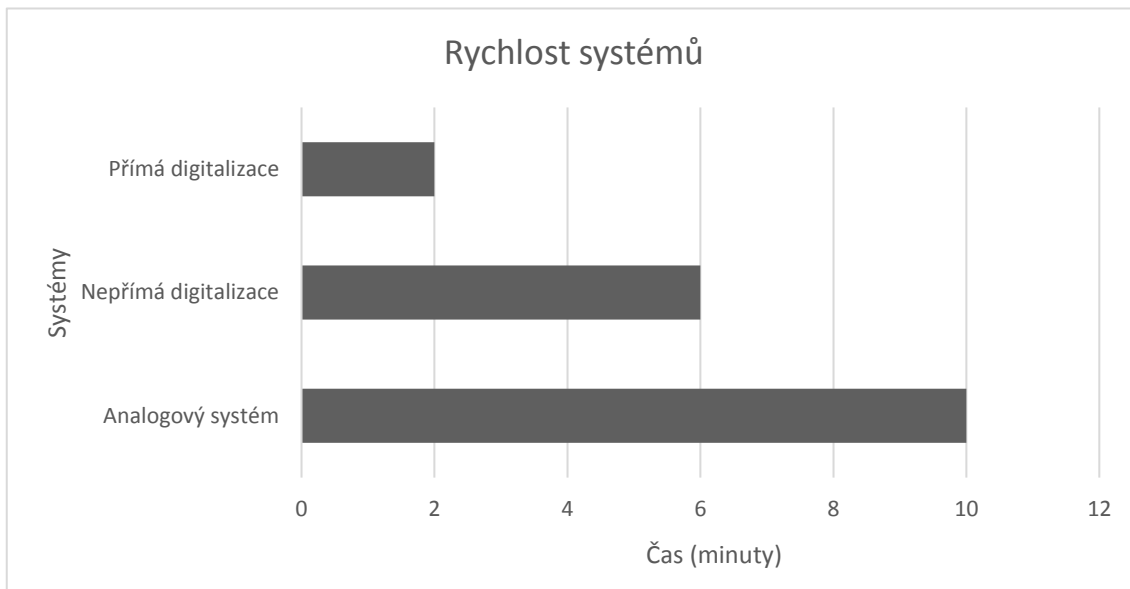
Tabulka č. 7 Postupy při pořízení rentgenového snímku na analogovém systému a digitálních přístrojích

Analogový systém	Nepřímá digitalizace	Přímá digitalizace
Administrativní a identifikační úkony	Administrativní a identifikační úkony	Administrativní a identifikační úkony
Vložení kazety s neexponovaným filmem	Vložení kazety s paměťovou folií	Nastavení pacienta
Nastavení pacienta	Nastavení pacienta	Volba expozičních parametrů digitálně
Volba expozičních parametrů manuálně	Volba expozičních parametrů manuálně/digitálně	Expozice
Expozice	Expozice	Počítačové úpravy (poznámky, stranové přetočení, jas, kontrast)
Odnesení a vhození kazety do temné komory	Odnesení a vložení kazety s paměťovou folií do čtečky	Automatické odeslání snímku do systému PACS
Vyvolávací proces (vybití z kazety, označení, upevnění filmu do rámečku, vývojka, mezilázeň, ustalovač, vypírací a smáčecí proces, sušení) – později urychleno pořízením vyvolávacího automatu	Počítačové úpravy (poznámky, stranové přetočení, jas, kontrast)	Snímek připraven pro diagnostické účely
Odnesení snímku lékaři	Snímek připraven pro diagnostické účely	X
Zhodnocení diagnostické výtěžnosti	X	X
Opakování procesu/Snímek připraven pro diagnostické účely	X	X

Kroky potřebné pro získání snímku se s digitalizací redukovaly. V Tabulce č. 7 je popsán postup u analogového systému a po digitalizaci. U analogového systému je třeba ještě doplnit nabíjení nových neexponovaných filmů do kazet. Pořízením vyvolávacího automatu k analogovému systému se změnila náplň práce laborantů. Veškerou práci s vyvoláváním a později i nabíjením a vybíjením kazet zastaly přístroje.

Digitalizací se odstranilo úplně využívání chemikálií a filmového materiálu. Přímo digitalizací již není třeba využívat ani kazety. Celý proces vyvolávání je urychlen a práce radiologického asistenta se zaměřuje na jiné oblasti. Přímá digitalizace proces zjednodušila nejvíce. Odpadá manipulace s kazetami, jejich udržování a náklady na výměnu fólií. Obraz je přímo přenesen do počítače. Digitalizace byla iniciována po větším rozvoji počítačových systémů. Rychlý postup v technologii umožnil výrazné snížení cen, ale přesto jsou náklady na pořízení digitálních přístrojů podstatně vyšší. Pokud je tato investice příliš finančně náročná pro zařízení, je vhodná nepřímá digitalizace. Ta umožňuje si ponechat starý rentgenový přístroj. Větší investice však vykazuje postupnou návratnost vzhledem k nulovým nákladům na obměnu potřebného materiálu (viz Tabulka č. 8).

Digitalizace tedy významně zkrátila proces od pořízení rentgenového záznamu po chvíli, kdy je snímek připraven pro diagnostické účely. Na Obrázku č. 15 je uveden graf s časem potřebným pro zpracování snímku, než je připravený k diagnostickým účelům.



Obrázek č. 14 Graf rychlosti pořízení snímků

Na obrázku č. 15 je zobrazena časová úspora. Nejrychlejší je přímá digitalizace, kde pořízení snímku je v podstatě po expozici hned v počítači. Nepřímá digitalizace je omezena kazetami a jejich výměnou, což může u vyšetření s více snímky výrazně zpomalit celý proces. Kazety se musí ještě poté dávat do čtečky, kde čtení větších kazet v některých případech trvá déle než další nastavení pacienta a expozice. Analogový systém stále pracoval s filmovým materiálem a celý proces popsaný v Tabulce č. 7 tím byl i více časově náročný.

Tabulka č. 8 Položky dalších finančních nákladů po pořízení systému

Analogový systém	Nepřímá digitalizace	Přímá digitalizace
Chemikálie	Obměna paměťových folií	PACS systém
Filmový materiál	Kazety	Servis a údržba
Kazety	PACS systém	X
Archivní prostory a personál	Servis a údržba	X
Likvidace vodných roztoků	X	X
Skartace	X	X
Servis a údržba	X	X

Finanční úsporou jsou u digitalizovaných systémů nulové náklady na likvidaci roztoků k vyvolávacímu procesu a skartaci rentgenových snímků. Tím se více šetří životní prostředí. Navíc práce s chemikáliemi, které způsobují dráždivé účinky na kůži je úplně z procesu vyloučena. Základních položek, které by se započítávaly do následných nákladů podstatně ubylo. To však není záruka, že je provoz digitálních systémů méně finančně náročný. Pořízením přístroje s přímou či nepřímou digitalizací se dosáhne snížení nákladů na doplňující složky procesu, ale prvotní investice je mnohem vyšší.[27]

Tabulka č. 9 Výhody digitálního snímku

Filmový snímek	Digitální snímek
Pouze jeden originál	Nekonečné množství kopií v kvalitě originálu
Výsledný snímek nelze ovlivnit v kvalitě	Výsledný snímek lze ovlivnit (kontrast, jas, ostrost, převrácení snímku, zvětšení...)
Použitím skenovacího zařízení je snížena kvalita kopie	Kopie digitálního snímku mají stejnou kvalitu jako originál
Nutné zřízení prostor pro archivaci	Nutné zřízení elektronického archivačního systému
Snímek si musí lékař vyžádat	Možnost zobrazit si snímek na více odděleních ihned po zaslání snímku do systému

Podstatnou výhodou digitálního systému jsou úpravy konečného snímku. Další výhody jsou uvedeny v Tabulce č. 9. Kvalita snímku může pomoci správnému posudku lékaře. V případě analogového systému nelze výsledek nijak ovlivnit. Vyšetření je tak nutno opakovat a to znamená vyšší radiační dávku pro pacienta. U digitální podoby snímku je možné snímek po pořízení upravit. Pro lékaře jsou také výhodné možnosti změřit vzdálenost, plochu i úhly a manipulace s jasnem, ostrostit a kontrastem.

Základní složkou digitalizace pracoviště je PACS systém. Jde o skupinu produktů zaměřených na archivaci obrazových dat. Každá firma nabízející tento systém může mít odlišné řešení. Pro přesnější orientaci v problematice jsem oslovila společnosti poskytující tuto službu.

Pro pochopení rozmanitosti nákladů na pořízení systému jsou vytvořeny příklady pracovišť v Tabulce č. 10. Jedná se o menší pracoviště na poliklinice, menší zdravotnické zařízení a poté nemocnici fakultního typu. Pro hrubý náhled na potřebné finanční náklady byly požádány dvě firmy. První společnost poskytla popis výpočtu ceny. Druhá společnost uvedla své ceny PACS systému jako obchodní tajemství, poskytla ovšem data týkající se datové náročnosti systémů pro příklady pracovišť v Tabulce č. 10.

Tabulka č. 10 Příklady radiodiagnostických pracovišť

Pracoviště 1	Počet	Pracoviště 2	Počet	Pracoviště 3	Počet
Skiagrafický přístroj	1	Skiagrafický přístroj	1	Skiagrafický přístroj	3
Zubní RTG	1	Zubní RTG	1	Zubní RTG	1
UZ	1	UZ	2	UZ	6
		C-rameno	1	C-rameno	5
		CT	1	CT	3
		Pojízdné RTG zařízení	1	Pojízdné RTG zařízení	6
		Skioskopický přístroj	1	Skioskopický přístroj	2
				DSA	4
				MR	2
Diagnostická stanice	1	Diagnostická stanice	3	Diagnostická stanice	5
Licence pro náhled do PACS systému	10	Licence pro náhled do PACS systému	50	Licence pro náhled do PACS systému	250

V Tabulce č. 10 jsou vypsány základní informace pro určení hrubého výpočtu ceny systému PACS. Na trhu se pohybuje více firem nabízející archivaci zdravotnické obrazové dokumentace, proto ceny odpovídají pouze firmě, která

umožnila přístup k datům. PACS systém uvedené společnosti se dá budovat a rozšiřovat pomocí modulů. Modulem je myšlena licence, která se dokupuje při pořízení nové modality (např. CT, Skiagrafický přístroj,...). S tímto dalším přístrojem vzniká další nový objem dat, a tedy pro rozšíření kapacity systému je třeba zakoupit novou licenci. Uvedená cena jedné licence pro připojení 1 nové RTG modality je kolem 90 000 Kč bez DPH. Dále jsou uvedeny diagnostické (současné prohlížení a popis nálezu ze všech modalit pro více lékařů) a klinické licence (nahlížení do PACS systému). Uvedená cena diagnostické licence je kolem 40 000 Kč bez DPH a klinická licence vychází na zhruba 20 000 Kč bez DPH. Pro odhad výsledné ceny si je tedy vhodné určit počet modalit (viz Tabulka 10), poté určit počet diagnostických a náhledových stanic a následně sečíst uvedené ceny. Popsaný postup je spíše informativní, pro každé zdravotnické zařízení je cena určována individuálně a je přihlíženo také k vytíženosti pracoviště.

V Tabulce č. 11 je uvedena kapacita úložišť pro ukázková pracoviště z Tabulky č. 10. Uvedená kapacita úložišť je odhadována na 10 let a s 50% komprimací dat. Vždy záleží na vytíženosti pracoviště a počtu modalit. Zatímco menší pracoviště si vystačí s úložištěm 5TB, pracoviště typu fakultní nemocnice, kde je v podstatě nepřetržitý provoz má mnohem vyšší nároky na systém a jeho úložiště.

Tabulka č. 11 Kapacita úložišť ukázkových pracovišť

Pracoviště 1	Pracoviště 2	Pracoviště 3
Do 5 TB	20 TB	80 TB

Hypotéza b) je potvrzena. Z výsledných tabulek je jasné, že digitalizace zjednodušila práci zejména vynecháním vyvolávacího procesu pomocí vodných roztoků a tím se i urychlila doba za kterou je možné získat snímek z vyšetření.

6 DISKUZE

Cílem teoretické části bakalářské práce bylo uvést historii radiodiagnostických metod a jejich vývoj až po dnešní digitalizované systémy. V kapitolách jsou rozvedené principy a zmíněny metody předcházející novějším systémům.

Prvotním úmyslem praktické části bakalářské práce bylo porovnání radiační zátěže mezi analogovými a digitálními systémy. Napříč snaze získat vhodná data pro využití a porovnání byla pozornost převedena na optimalizaci dnešních systémů a způsoby, kterými se tato činnost provádí. V dnešní době je radiační zátěž on-line monitorována a případné překročení mDRÚ je bezprostředně zjištěno a případně prověřeno. U každého vyšetření se evidují přesné a dohledatelné záznamy o provedení lékařského ozáření a zdravotnické zařízení má povinnost zaznamenávat expoziční parametry tak, aby vždy bylo možné odhadnout radiační zátěž pacienta.

Porovnáním parametrů určených k dodržování referenčních úrovní s mediánem nasbíraných dat vyšlo, že většina hodnot nepřekročila referenční úrovně. Data byla dosazena pro přehlednost do grafu dle modalit, na kterých bylo vyšetření prováděno. Vzhledem k absenci bližších údajů o pacientovi, tedy hlavně váhové kategorii, nebylo možné vybrat reprezentativní vzorek pacientů odpovídajících standardnímu modelu pacienta. Z tohoto důvodu jsou výsledky nesměrodatné. Lze tedy uvažovat o skupině nestandardních pacientů a jejich dat o celkové dávce z vyšetření srovnaných s nDRÚ a mDRÚ.

Náhodný výběr pacientů ze systému PACS může způsobit, že odhadnutá radiační zátěž překročí mDRÚ, nebo naopak dosáhne velmi nízkých hodnot. Příčinou je v naprosté většině případů rozdíl ve váze a výšce posuzovaného pacienta, oproti hodnotám referenčním. Z tohoto důvodu je důležité vybírat právě ty pacienty, kteří odpovídají předepsaným mírám ($70 \text{ kg} \pm 5 \text{ kg}$). Referenční

úrovně neslouží jako limit pro lékařské ozáření, ale jako doporučené hodnoty radiační zátěže pacienta pro rutinně prováděné typy vyšetření na daném pracovišti.

U CT vyšetření hrudníku a bederní páteře je výsledné DLP nižší než hodnoty referenčních úrovní. V případě CT oblasti hlavy pod protokolem Mozek nativ je medián nasbíraných dat vyšší o 148,5 mGy · cm. Při podrobném prozkoumání porovnávaných hodnot jsem zjistila, že důvodem překročení hodnot mDRÚ a nDRÚ u tohoto typu vyšetření je rozdílné CT přístrojové vybavení, na kterém jsou tato vyšetření prováděna. Na novějším CT přístroji jsou tato vyšetření již běžně prováděna pod limitem mDRÚ a nDRÚ. Starší CT přístroj, který je určen k obnově, hranici mDRÚ atakuje, nebo mírně přesahuje.

U skiagrafického vyšetření jsou výsledné hodnoty relativně velmi nízko pod limitem u vyšetření bočních projekcí hrudníku, bederní páteře a předozadní projekci na břicho. Hodnoty u vyšetření hrudníku PA jsou mírně vyšší a vyšetření bederní páteře v předozadní projekci překračuje referenční úrovně o 379 mGy · cm oproti národním referenčním úrovním a o 679 mGy · cm, než jsou místní referenční úrovně nemocnice. To znamená, že se ve výběru pacientů pravděpodobně vyskytli obézní pacienti.

Výslednou vyšší dávku pro pacienta z celého vyšetření mohou také způsobit opakované snímky, které nejsou zahrnuty v této práci, přestože se u 2 pacientů vyskytovaly. Tyto snímky mohou být způsobeny pohybem pacienta nebo chybným nastavením. U analogových systémů mohlo dojít volbou špatných expozičních parametrů k podexponování nebo přeexponování filmového snímku. Moderní digitální systémy si mohou řídit délku expozice (Automatic Exposure Control) a po dodržení dostatečného množství signálu ukončí expozici. Dávka z vyšetření tak může být nižší než u analogového systému. Ovšem při

špatném nastavení pacienta přes AEC detektor se může stát, že systém ukončí expozici brzy a výsledný snímek skončí jako podexponovaný. Každopádně touto problematikou se bakalářská práce nezabývá a jde tedy spíše o doplnění, že výslednou radiační zátěž pacienta mohou ovlivnit i tyto okolnosti. [28]

Hypotéza a) uvedená v kapitole Cíle práce by mohla být splněna, pokud by k výsledným hodnotám DLP a P_{KA} z vyšetření byly uvedeny míry pacienta. Z výsledků by poté bylo možné usoudit, zda byly místní a národní referenční úrovně překročeny. Výsledky této bakalářské práce ukazují spíše na to, že i s výběrem náhodných pacientů není většina úrovní překročena. Pokud je ve vzorku více obézních pacientů, kde je potřeba prozářit větší objem, je výsledná hodnota dávky vyšší. Pokud je ve vzorku více pacientů s nižší váhou je výsledná hodnota dávky nižší. Místní referenční úrovně v Nemocnici jsou verifikovány každé 2 roky pro zajištění optimalizace procesu. Překročení stanovených hodnot se sleduje on-line. Jejich měření a ověřování slouží k včasnému zachytu vady přístroje.

Posouzení přínosu digitalizace je uvedeno ve více krocích. Tabulka č. 7 s postupy získání skiagrafického snímku, ukazuje nejen snížení potřebných kroků, ale také odkazuje na změnu náplně práce radiologického asistenta na radiodiagnostickém oddělení. Největší změnou je vynechání práce v temné komoře (viz kapitola 3.2.4). To bylo umožněno už při využívání analogových systémů pořízením vyvolávacího automatu. Vyvolávací automat stále využíval chemikálie, které se musí obměňovat. Pro obrazovou dokumentaci bylo využíváno filmového materiálu, který po určené době archivace muselo zdravotnické zařízení zlikvidovat. To znamenalo další náklady mimo každodenní provoz.

Pracovní postup u analogového systému zahrnoval docházení pro kazetu nabitou neexponovaným filmem, poté kazeta byla umístěna podle vykonávané expozice. Následně bylo třeba ji donést a umístit do vhozu temné komory. V temné komoře byl snímek vyvolán (proces popsán v kapitole 3.2.4 Temná komora) a následně musel být odnesen lékaři. Pracoviště s vyvolávacím automatem již přenechala práci v temné komoře na přístroji. Nepřímá digitalizace stále obsahuje přenášení kazet s paměťovou folií, nicméně pracovníci nemusí již za lékařem. Výsledný snímek je zaslán do systému PACS, ze kterého si lékař snímek zobrazí na svém počítači. Přímá digitalizace poté zbavila proces manipulace s kazetami a veškerého jejich přenášení.

V Tabulce č. 8 jsou uvedeny položky potřebné pro provoz systému. Zároveň tyto položky tvoří náklady po pořízení daného systému. Prvotní investice je v případě digitálního systému významně vyšší. Dle oslovené firmy se cena pohybuje od 3 mil. do 12 mil. Kč. Tato bakalářská práce není zaměřena na vyhodnocení, zda je finančně výhodnější pořízení digitálního systému, pouze na jeho výhody oproti analogovému systému a porovnání přímé digitalizace s nepřímou. Dle výčtu položek je snadné zhodnotit, že jejich počet klesl o téměř polovinu u nepřímé digitalizace a o 70 % u přímé digitalizace. To však nutně neznamená, že je provoz méně finančně náročný.

Dále je uveden graf (Obrázek č. 15) rychlosti systémů v pořízení snímku. Do výpočtu jsou započítány i úpravy snímků, které jsou možné pouze u digitalizovaných pracovišť. Nepřímá digitalizace oproti analogovému systému zrychlila proces téměř o polovinu. Přímá digitalizace přináší výsledky ve své podstatě ihned po expozici.

V Tabulce č. 9 jsou uvedeny výhody digitálního snímku oproti filmovému. Je třeba zmínit, že filmové snímky nelze upravovat. Tedy jakmile je snímek hotový

a neodpovídá potřebné kvalitě, je třeba vyšetření opakovat znovu. U digitálního systému by se taková situace řešila opakováním snímku ještě ve chvíli vyšetření stejného pacienta. Předtím by však byla zvážena možnost poupravit snímek v počítači a pacient by nemusel být znovu ozářen.

Všechny tyto kroky k posouzení nedigitalizovaného a digitalizovaného provozu vedou k závěru, že digitalizací byly zjednodušeny pracovní postupy a tím byl i urychlen čas, za který je získán snímek. To vede k potvrzení hypotézy b) uvedené v kapitole Cíle práce. Nutno podotknout, že se zvýšením rychlosti pořizování obrazových dat přibývá práce radiologům a je třeba vyhodnotit větší objem dat.

V další části je zmíněn postup pro pořízení PACS systému. Jde o hrubý popis a data jsou čerpána pouze od jedné firmy. Ceny se tedy mohou výrazně lišit. Každá firma po sdělení základních parametrů (viz Tabulka č. 10) vytvoří nabídku určenou danému zdravotnickému zařízení. Pro výpočet ceny a velikosti datového úložiště je třeba se obeznámit s počtem RTG modalit. Dále je třeba si určit počet diagnostických a náhledových stanic. Pro ukázkou jsou vytvořeny tři příklady pracovišť v Tabulce č. 10. První pracoviště je menší poliklinika, druhé pracoviště se počítá mezi menší nemocnice a poslední příklad pracoviště je nemocnice fakultního typu. Již od prvního pohledu je možné zjistit, že každé pracoviště bude mít jiné nároky na velikost datového úložiště, a tedy i výsledná cena se bude lišit.

Dále je nutné zmínit, že s časem nabývá obrazových dat, a tedy hodnoty uvedené v Tabulce č. 11 jsou pouze na určitý čas. V tomto případě se počítá s časovým úsekem deseti let. Výsledné velikosti datových úložišť se počítají s kompresí dat 50 %.

Archivace dat pomocí systému PACS umožnila odstranění archivačních prostor ke skladování obrazových dat filmového provozu. Místo pro archivaci dat se zmenšilo z prostorných místností na zařízení, které se dá umístit vedle počítače.

7 ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo zpracovat téma digitální zobrazovací systémy v radiologii. V teoretické části je uveden vývoj vybraných zobrazovacích systémů. U každé modalita je také uveden princip, pod jakým daná modalita funguje. Bakalářská práce je zaměřena na digitalizaci a z tohoto důvodu jsou vybrány modalita u kterých se nejvíce projeví změny. Z podstaty praktické části bakalářské práce jsou také vybrány metody využívající ionizující záření. Nedílnou součástí digitalizace je i archivace obrazových materiálů. Z tohoto důvodu jsou v teoretické části bakalářské práce uvedené jak historické, tak současné systémy archivace.

V praktické části bakalářské práce byly porovnány hodnoty mediánu DLP a P_{KA} vzorku pacientů získaných z PACS systému s hodnotami místních a národních referenčních úrovní vybraných vyšetření. Bylo zjištěno, že většina vyšetření se pohybuje v mezích referenčních úrovní. Vyšetření s hodnotami, které přesáhly úrovně jsou velmi pravděpodobně způsobeny chybějícím údajem o váze pacienta.

Posouzením výstupů z praktické části práce jsem dospěla k názoru, že digitalizace zobrazovacího procesu v radiologii přinesla jasné a prokazatelné výhody oproti analogovému systému. Ty nejdůležitější nejen pro praxi radiologického asistenta, ale i pro celý provoz pracoviště jsou významná časová úspora celého procesu, nižší fyzická náročnost celého procesu pro radiologického asistenta, možné postprocesingové opravy chyb při volbě expozičních parametrů, menších nákladů na položky do provozu, menší prostorová náročnost pro archivaci obrazové dokumentace pomocí systému PACS a hlavně kdykoliv dohledatelná informace o radiační zátěži pacienta, která je dnes standardně součástí elektronické obrazové dokumentace z každého vyšetření pomocí ionizujícího záření.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

aj. – a jiné

č. – číslo

tzv. – takzvané

IZ – ionizující záření

RTG – rentgenový

DR – direct radiography, přímá digitalizace

CR – computed radiography, nepřímá digitalizace

TFT – thin-film transistor, fototranzistor

a-Si – amorfní křemík

a-Se – amorfní selen

CMOS – Complementary Metal Oxid Semiconductor

CCD – Charge Coupled Device

CT – computed tomography, výpočetní tomografie, dvouzdrojová výpočetní tomografie

MDCT – multi detector computed tomography, multidetektorová výpočetní tomografie

DSCT – dual source computed tomography

MR – magnetická rezonance

LAT – laterální, bočná

AP – anterioposterior, předozadně

PA – posteroanterior, zadopředně

PACS – picture archiving and communication system, systém pro archivaci a distribuci dat

DICOM – digital imaging and communications in medicine, mezinárodní standard pro distribuci a zobrazení obrazových dat

mDRÚ – místní diagnostické referenční úrovně

nDRÚ – národní diagnostické referenční úrovně

DLP – dose length product, součin kermý a délky

P_{KA} – součin kermý a plochy

DAP – dose area product, součin kermý a plochy

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] SEIDL, Zdeněk. Radiologie pro studium i praxi. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
- [2] ŠTÚDIE ZO ŠPECIÁLNEJ PEDAGOGIKY. Prešov: Vydavateľstvo Prešovskej univerzity, 2019, 8(1). ISSN 2585-7363.
- [3] FERDINAND, Marx, Zoltán BOREK, Karel FRIED, Miroslav HLADÍK, Václav SKOP a Vladimír TEICHMANN. ÚVOD DO ROENTGENOVÉ DIAGNOSTIKY. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1955. ISBN 301 08-22-101.361/54/SV 3-372- 4%.
- [4] Seminars in Nuclear Medicine: Radioactive artifacts: Historical sources of modern radium contamination. 1988, 18(1). ISSN 0001-2998.
- [5] VOMÁČKA, Jaroslav. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.
- [6] MALÍKOVÁ, Hana. Základy radiologie a zobrazovacích metod. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2019. ISBN 978-80-246-4036-5.
- [7] NEKULA, Josef et al. Radiologie. 3.vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005. ISBN 80-244-0259-9.
- [8] CHUDÁČEK, Zdeněk. Radiodiagnostika: I. část. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví BRNO, 1995. ISBN 80-7013-114-4.
- [9] CHADIM, Roman. HISTORIE A SOUČASNOST ARCHIVACE RTG OBRAZU. Plzeň, 2013. Bakalářská práce. ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ, Studijní program: Specializace ve zdravotnictví, Studijní obor: Radiologický asistent, Katedra záchranářství a technických oborů. Vedoucí práce Andrea Svobodová.
- [10] HRABAL, Kamil. Využití informačních technologií v radiodiagnostice. Pardubice, 2010. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice, Fakulta ekonomicko-

správní, katedra systémového inženýrství a informatiky. Vedoucí práce Tomáš Kořínek.

- [11] RITTOCH, Michal Michael. Trendy v digitální skiografii. Praha, 2007. Absolventská práce. Vyšší odborná škola zdravotnická a Střední zdravotnická škola Praha 1, Alšovo nábřeží 6, Studijní obor: Diplomovaný radiologický asistent. Vedoucí práce Jakub Pečený.
- [12] BURIAN, Martin. Porovnání přímé a nepřímé digitalizace vztažená na radiační zátěž pacientů. Brno, 2013. Bakalářská práce. MASARYKOVA UNIVERZITA, LÉKAŘSKÁ FAKULTA, KATEDRA RADIOLOGICKÝCH METOD. Vedoucí práce Michal Vichta.
- [13] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. Základy zobrazovacích metod. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-164-3.
- [14] PEKÁRKOVÁ, Darina. Historie diagnostického zobrazování. Olomouc, 2014. Bakalářská práce. UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI, FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD, Ústav radiologických metod.
- [15] SZOTKOWSKÁ, Nikola. Intervenční výkony pod CT kontrolou. Kladno, 2019. Bakalářská práce. ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE, FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ.
- [16] MÍRKA, Hynek a Jiří FERDA. Multidetektorová výpočetní tomografie: perfuzní vyšetření. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-185-8.
- [17] POTANČOK, Martin. Analýza užití digitalizace na radiodiagnostickém pracovišti. Praha, 2010. Bakalářská práce. Vysoká škola ekonomická v Praze, Fakulta informatiky a statistiky, Katedra informačních technologií. Vedoucí práce Renáta Kunstová.
- [18] *Atomový zákon*. In: . Česká republika: SÚJB, 2016, ročník 2016, číslo 263. Dostupné také z: <https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/legislativa/263-2016.pdf>
- [19] FELTL, David a Jakub CVEK. *Klinická radiobiologie*. Havlíčkův Brod: Tobiáš, 2008. ISBN 978-80-7311-103-8.

- [20] Radiobiologie: VELIČINY DOZIMETRIE IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ. *Radiobiologie* [online]. [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/15/154.html>
- [21] ULLMANN, Vojtěch. Radiační ochrana: Biologické účinky ionizujícího záření. *AstroNuklFyzika* [online]. [cit. 2020-05-22]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>
- [22] ICRP *Publication 103*. UK: ELSEVIER, 2007. ISBN 978-0-7020-3048-2. ISSN 0146-6453.
- [23] CCD a CMOS detektory. In: *Optixs* [online]. [cit. 2020-05-22]. Dostupné z: <https://www.optixs.cz/detektory-zareni-31k/ccd-a-cmos-detektory-14p>
- [24] JUTTNEROVÁ, Sandra. Ultrasonografie: Lékařské využití. *Interaktivní učebnice sonografie* [online]. Ostrava, 2016 [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: http://www.jtarchitekt.cz/lekarske_vyuziti.html?fbclid=IwAR1B5K7WxXPHQ Nz32a4wbC2PpXMV0kLdhwpLbz0HnP3A0ff05FNytZHvSoU
- [25] NEDBAL, Pavel. Konvenční radiologické zobrazovací postupy 1: Skiaskopie. In: *In slideshare* [online]. Plzeň, 2016 [cit. 2020-05-17]. Dostupné z: <https://www.slideshare.net/PavelNedbal/krzp1-13>
- [26] ICRP, 201x. Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. ICRP Publication 1XX Ann. ICRP 4X(X-X)
- [27] PALMA, L Dalla. Cost analysis of digital vs analogue radiography. *European Radiology* [online]. 2000, 2000(10), 386-9 [cit. 2020-05-19]. DOI: 10.1007/PL00014100. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/12322796_Cost_analysis_of_digital_vs_analogue_radiography
- [28] CARROLL, Quinn B. *Practical Radiographic Imaging*. 8. vydání. Illinois: CHARLES C THOMAS, 2007. ISBN 10 0-398-07705-3. 13 978-0-398-07705-1.
- [29] *Metody ověřování dodržování diagnostických referenčních úrovní v oblasti radiodiagnostiky*. České Budějovice, 2008. Bakalářská práce. JIHOČESKÁ

UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH, FAKULTA ZDRAVOTNĚ
SOCIÁLNÍ. Vedoucí práce Jaroslav Storm.

- [30] ČESKÁ REPUBLIKA. *Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje: Národní diagnostické referenční úrovně*. In: . Česká Republika, 2016, ročník 2016, číslo 422. Dostupné také z: <https://www.tzb-info.cz/docu/predpisy/download/V422-2016.pdf>

10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek č.1 Rozdělení přímé digitalizace se způsoby zachycení rentgenového záření [11]	21
Obrázek č. 2 Základní princip přímé a nepřímé konverze DR systému [10]..	22
Obrázek č. 3 CCD čip [23]	22
Obrázek č. 4 CMOS čip (23)	23
Obrázek č. 5 Rozdíl ve využití strukturovaného a nestrukturovaného amorfního scintilačního krystalu [11]	24
Obrázek č. 6 Detektor přímé konverze a-Se [11]	25
Obrázek č. 7 Přímá skiaskopie [25]	26
Obrázek č. 8 Amplitudy odraženého ultrazvukového signálu při biometrii oka [24].....	38
Obrázek č. 9 Tabulka jakostního činitele Q u různých druhů záření [29].....	44
Obrázek č. 10 Tabulka radiačních váhových faktorů pro různé druhy záření [1]	44
Obrázek č. 11 Tabulka tkáňových váhových faktorů [22]	45
Obrázek č. 12 Graf porovnání národních a místních referenčních úrovní s mediánem nasbíraných hodnot DLP	53
Obrázek č. 13 Graf porovnání národních a místních referenčních úrovní s mediánem nasbíraných hodnot P_{KA}	57
Obrázek č. 14 Graf rychlosti pořízení snímků	60

11 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka č. 1 Nasbírané hodnoty DLP vybraných vyšetření.....	51
Tabulka č. 2 Hodnoty mDRÚ a nDRÚ pro vyšetřované oblasti.....	52
Tabulka č. 3 Nasbírané hodnoty P_{KA} vyšetření hrudníku v projekcích PA a LAT	54
Tabulka č. 4 Nasbírané hodnoty P_{KA} vyšetření Bederní páteře v projekcích AP a LAT.....	55
Tabulka č. 5 Nasbírané hodnoty P_{KA} vyšetření Břicha v projekci AP	55
Tabulka č. 6 Hodnoty mDRÚ a nDRÚ pro vyšetřované oblasti.....	56
Tabulka č. 7 Postupy při pořízení rentgenového snímku na analogovém systému a digitálních přístrojích	58
Tabulka č. 8 Položky dalších finančních nákladů po pořízení systému.....	60
Tabulka č. 9 Výhody digitálního snímku.....	61
Tabulka č. 10 Příklady radiodiagnostických pracovišť	62
Tabulka č. 11 Kapacita úložišť ukázkových pracovišť	63