

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích  
Zdravotně sociální fakulta

**RADIAČNÍ ZÁTĚŽ PACIENTŮ PŘI DIGITÁLNÍ A KONVENČNÍ  
RADIOGRAFII**

Bakalářská práce

Autor: Aleš Kraina

Vedoucí práce: Mgr. Zuzana Freitinger SKALICKÁ

4. května 2009

## **ABSTRACT**

### **Radiation patient load in digital and conventional radiography.**

To implement a digital service essentially means transition from the established SFR technique (i.e. screen-film radiography) to predominantly CR (Computed Radiography) or DR (Direct Radiography). The stated methods of digitalization differ in their use of a range of types of diagnostic equipment and image digitalization devices. The utilization of individual methods can, however, lead to different results in the amount of skin entry radiation dose and organs absorbed dose in patients undergoing ionizing radiation examination.

The objective of this thesis is to compare individual methods (i.e. SFR, CR, DR) generally used for image digitalization in respect of radiation stress for patients.

Radiation stress was compared both by measuring entry radiation dose on phantoms and by clinical results acquired from KAP meter.

To validate clinical results, the three most often examinations have been chosen: skull, chest and stomach examinations. They have been selected for their frequency and amount of radiation stress. The measured results were then compared with available foreign literature.

On the basis of the measurements acquired, it is apparent that Direct Radiography leads to radical reduction in radiation dose in patients. As regards Computed Radiography, it cannot be generally said whether it entails a lower dose in patients. The measured and consequently published figures imply that there are significant differences amongst individual manufactures of CR systems (for example, Fuji, Kodak, Konica, etc.), which do or do not lead, in comparison with SFR, to a lower radiation stress. According to the measurements published in this thesis, it can be stated that the use of state-of-the art CR technology could lead to reduction as high as 50 percent of the radiation stress if compared to SFR.

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma „RADIČNÍ ZÁTĚŽ PACIENTŮ PŘI DIGITÁLNÍ A KONVENČNÍ RADIOGRAFII“ jsem vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona c. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách.

V Českých Budějovicích, 4. května 2009

## **PODĚKOVÁNÍ**

Chtěl bych zde uvést poděkování vedoucímu mé práce Mgr. Zuzaně Freitinger Skalické za poskytnutí odborných připomínek při řešení dané práce. Dále bych chtěl poděkovat Doc. MUDr. Miloslavu Ročkovi, CSc. za umožnění provádění měření a sběru dat na Klinice zobrazovacích metod ve FN v Motole. Ing. Marcele Žákové za poskytnutí dat naměřených na RTG oddělení v Nemocnici Na Homolce. V neposlední řadě bych rád poděkoval Ing. Kateřině Daníčkové z FN v Motole za pomoc při měření a vyhodnocování naměřených hodnot.

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK:

ALARA	As Low As Reasonably Achievable (Tak nízké, jak je rozumně dosažitelné)
CAD	Computer Aided Detection (Počítačově-asistovaná detekce)
CCD	Charged Coupled Devices (Zařízení s vázanými náboji)
CR	Computed Radiography (Výpočetní radiografie)
CT	Computer Tomography (Výpočetní tomografie)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Digitální zobrazení a komunikace v medicíně)
DR	Direct Radiography (Přímá radiografie)
FPD	Flat Panel Detector (Plochý detektor)
ICRP	International Commission on Radiological Protection (Mezinárodní komise pro radiační ochranu)
NEMA	National Electrical Manufacturers Association (Národní sdružení výrobců v elektrotechnice)
NIS	Nemocniční informační systém
MR	Magnetická Rezonance
OD	Optická Denzita
PACS	Picture Archiving and Communication System (Obrazový komunikační a archivační systém)
RIS	Radiologický Informační Systém
SFR	Screen – Film – Radiography (Film-fóliová radiografie)
TFT	Thin Film Transistor (Tenký fóliový tranzistor)
US	Ultra Sound (Ultrazvuk – sonografie)

## **OBSAH:**

<b>1. ÚVOD</b> .....	<b>8</b>
<b>2. SOUČASNÝ STAV DANÉ PROBLEMATIKY</b> .....	<b>9</b>
<b>2.1 DŮVODY DIGITALIZACE</b> .....	<b>9</b>
<b>2.2 ZÁKLADNÍ ZOBRAZOVACÍ MATERIÁL POUŽÍVANÝ V KONVENČNÍ SKIAGRAFII</b> .....	<b>10</b>
<b>2.2.1 RENTGENOVÉ FILMY (SFR)</b> .....	<b>10</b>
<b>2.3 ZÁKLADNÍ ZOBRAZOVACÍ SYSTÉMY POUŽÍVANÉ V DIGITÁLNÍ SKIAGRAFII</b>	<b>11</b>
<b>2.3.1 PAMĚŤOVÉ FÓLIE (CR)</b> .....	<b>11</b>
<b>2.3.2 CCD DETEKTORY (CCD)</b> .....	<b>12</b>
<b>2.3.3 POLOVODIČOVÉ DETEKTORY (FPD)</b> .....	<b>13</b>
<b>2.3.3.1 PŘÍMÁ KONVERZE</b> .....	<b>13</b>
<b>2.3.3.2 NEPŘÍMÁ KONVERZE</b> .....	<b>14</b>
<b>2.4 ARCHIVACE OBRAZOVÉ DOKUMENTACE, PACS</b> .....	<b>16</b>
<b>2.4.1 PACS</b> .....	<b>16</b>
<b>2.4.2 DIAGNOSTICKÉ A KLINICKÉ STANICE</b> .....	<b>16</b>
<b>2.4.3 DICOM</b> .....	<b>16</b>
<b>2.4.4 NIS – NEMOCNIČNÍ INFORMAČNÍ SYSTÉM</b> .....	<b>17</b>
<b>2.4.5 HL 7 – HEALTH LEVEL SEVEN</b> .....	<b>17</b>
<b>2.5 RADIAČNÍ OCHRANA</b> .....	<b>18</b>
<b>2.5.1 CÍL RADIAČNÍ OCHRANY</b> .....	<b>18</b>
<b>2.5.1.1 ZDŮVODNĚNÍ ČINNOSTI (JUSTIFICATION OF A PRACTICE)</b> .....	<b>18</b>
<b>2.5.1.2 LIMITOVÁNÍ OZÁŘENÍ</b> .....	<b>18</b>
<b>2.5.1.3 OPTIMALIZACE OCHRANY</b> .....	<b>18</b>
<b>2.5.1.4 ZAJIŠTĚNÍ BEZPEČNOSTI ZDROJŮ</b> .....	<b>18</b>
<b>2.6 ZÁKLADNÍ DOZIMETRICKÉ VELIČINY V RADIOLOGII</b> .....	<b>19</b>
<b>2.6.1 KERMA VE VZDUCHU / K<sub>AIR</sub> / AIR KERMA</b> .....	<b>19</b>
<b>2.6.2 DOPADAJÍCÍ KERMA/ K<sub>I</sub> / INCIDENT AIR KERMA</b> .....	<b>19</b>
<b>2.6.3 SOUČIN KERMY VE VZDUCHU A PLOCHY/ K<sub>AP</sub> / AIR KERMA AREA PRODUKT</b> .....	<b>19</b>

2.6.4	EFEKTIVNÍ DÁVKA /E/ EFFECTIVE DOSE.....	20
3.	CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA .....	21
4.	METODIKA TESTU .....	22
4.1	POUŽITÉ RADIOLOGICKÉ VYBAVENÍ.....	22
4.2	POUŽITÁ RENTGENOVÁ VYŠETŘENÍ.....	26
4.2.1	PLÍCE (ZADOPŘEDNÍ PROJEKCE).....	26
4.2.2	BŘICHO (ZADOPŘEDNÍ PROJEKCE U VERTIGRAFU VSTOJE).....	27
4.2.3	LEBKA (ZADOPŘEDNÍ PROJEKCE) .....	28
4.3	MĚŘENÍ NA FANTOMECH.....	29
4.3.1	RADCAL .....	29
4.3.2	POPIS MĚŘENÍ PŘÍSTROJEM RADCAL .....	29
4.4	MĚŘENÍ KAP METREM V KLINICKÉ PRAXI.....	31
4.4.1	KAP METR.....	31
4.4.2	POPIS MĚŘENÍ KAP METREM .....	32
5.	VÝSLEDKY MĚŘENÍ.....	33
5.1	VÝSLEDKY MĚŘENÍ NA FANTOMECH .....	33
5.2	VÝSLEDKY MĚŘENÍ KAP METREM V KLINICKÉ PRAXI.....	35
6.	DISKUSE .....	38
6.1	VLASTNÍ MĚŘENÍ.....	38
6.2	SROVNÁNÍ VLASTNÍHO MĚŘENÍ S ODBORNOU LITERATUROU [8].....	38
6.3	SROVNÁNÍ VLASTNÍHO MĚŘENÍ S NEMOCNICÍ NA HOMOLCE [ING. M. ŽÁKOVÁ ] .....	40
7.	ZÁVĚR.....	43
9.	SEZNAM LITERATURY .....	44
10.	KLÍČOVÁ SLOVA .....	45

## 1. ÚVOD

Proč jsem si vybral za téma právě radiační zátěž pacientů při digitální a konvenční skiografii?

Moderní zdravotnická zařízení dnes preferují úplnou digitalizaci dat. Lékařské i ekonomické výhody tohoto řešení jsou zřejmé. Obecná představa je mít levný a integrovaný systém (PACS - Picture Archiving and Communication System) schopný archivovat, přenášet a zobrazovat digitální snímky. Pro stanovení diagnózy lékař – radiolog nejčastěji používá diagnostickou stanici vybavenou speciálním softwarem (aplikací), jejímiž výhodami jsou rychlost prohlížení, dostupnost všech obrazových dat na jednom místě a velké množství nástrojů pro měření, porovnávání a zobrazování snímků.

Zavedení digitálního provozu ve své podstatě znamená přechod z klasické tzv. film-fóliové snímkové techniky (SFR – Screen – Film – Radiography) nejčastěji na nepřímou digitalizaci (CR – Computed Radiography), nebo přímou digitalizaci (DR – Direct Radiography). Tyto metody digitalizace se vzájemně liší použitím různých typů diagnostických přístrojů a zařízení pro digitalizaci obrazu. Použití jednotlivých metod však může mít za důsledek rozdíl ve velikosti dopadové a absorbované dávky v orgánech u pacientů podstupujících vyšetření pomocí ionizujícího záření. Přínos musí vždy převážet újmu (ICRP 60, EC 1997). Dále by měly být všechny expozice optimalizovány tak, že dávky budou tak malé, jak jen lze rozumně dosáhnout (ALARA – As Low As Reasonably Achievable). V radiodiagnostice princip ALARA znamená, že zátěž způsobená vystavením účinkům ionizujícího záření by měla být co nejnižší, tak aby ještě byla získána dostatečně přesná diagnostická informace.

Cílem této práce je vzájemné srovnání jednotlivých metod (SFR, CR, DR) běžně používaných pro digitalizaci obrazu v závislosti na radiační zátěži pacientů.



## 2. SOUČASNÝ STAV DANÉ PROBLEMATIKY

### 2.1 Důvody digitalizace

Rentgenový film dosud dominuje v medicínských zobrazovacích technologiích, ale podobně, jako u digitálních kamer a fotoaparátů, nastává nyní doba, kdy digitální systémy založené na počítačovém zpracování obrazu postupně doplní a částečně nebo úplně nahradí filmové zobrazovací systémy. Většina výrobců pohybujících se v oblasti rentgenové techniky dnes nabízí široké portfolio systémů pro bezfilmový provoz. Základní nabídku tvoří systémy pro nepřímou radiografii (CR), založené na paměťových foliích a digitální skiagrafické přístroje pro přímou radiografii (DR), založené na velkoplošných snímacích detektorech místo klasických bucky jednotek. Nedílnou součástí jsou pak systémy pro archivaci snímků (PACS), které umožňují jejich následné prohlížení a vyhodnocování na speciálních diagnostických stanicích.

Zatímco v jiných průmyslových odvětvích probíhal s nástupem informačních technologií prudký vývoj, rentgenový přístroj se za více než 100 let od prvního použití v základním principu příliš nezměnil. S postupným zaváděním dalších zobrazovacích metod jako je magnetická rezonance (MR) a počítačová tomografie (CT) si stále více lékařů osvojuje techniky a principy počítačového zobrazování a tak tyto metody pronikají i do oblastí dříve vyhrazené tradiční radiografii. Příkladem je např. využití softwaru dříve využívaného převážně v CT pro automatické čtení snímků, tzv. computer aided detection (CAD), který se snaží najít v obraze známky malignity [3].

Plné zavedení digitálního provozu dříve nebylo možné, protože tehdejší CCD detektory a ploché detektory, zcela nepokrývaly veškeré rentgenové disciplíny. Jednalo se o robustní rentgenová zařízení, která komplikovala jejich nasazení v případech, kdy není možné pacienta transportovat na takovéto pracoviště, nebo v případech kdy pacient nespolupracuje (např. pacienti v kóma na lůžku) a je potřeba zhotovit snímek mimo rentgenové pracoviště.

Tuto nevýhodu v poslední době odstraňuje zavedení flexibilních paměťových fólií, s nimiž se během přípravy a expozice zachází prakticky stejně jako s konvenčním filmem. Ploché detektory také prošli určitým vývojem a jsou dnes již dostupné

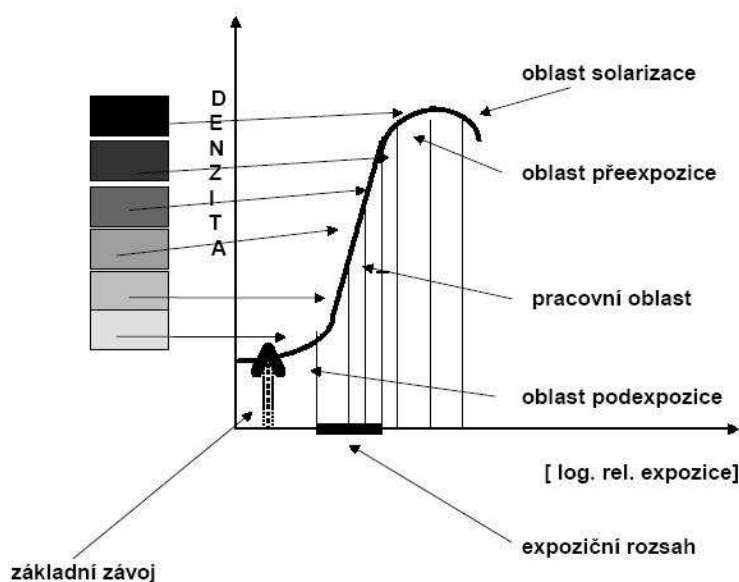
v podobě kompaktních mobilních bezdrátových zařízení, které umožňují provádět stejné snímky jako na konvenční film-kazetu a téměř on-line snímek přenést do centrálního archivu, kde je připraven pro další zpracování lékařem.

## 2.2 Základní zobrazovací materiál používaný v konvenční skiografii

### 2.2.1 Rentgenové filmy (SFR)

Většina rentgenových vyšetření se provádí na filmy fóliové, které jsou uloženy mezi zesilovacími fóliemi. Fóliový film je senzibilizován na světlo, které emituje zesilovací fólie – modrý nebo zelený program. Nejčastěji používané formáty rentgenových filmů: 13 x 18, 18 x 24, 24 x 30, 30 x 40, 15 x 40, 20 x 40, 35 x 35, 35 x 43 cm.

Bez fóliové filmy se používají jen málo. Obraz vzniká působením paprsků rentgenového záření na film, který je světlotěsně zabalen v černém papíře. Uplatňují se především jako zubní filmy. Složení vrstev je stejné jako u fóliových filmů, jenom emulzní vrstvy jsou ještě silnější. Film je senzibilizován na rentgenové záření. Bez fóliové filmy poskytují vysokou ostrost kresby, kontrast je však v porovnání s fóliovým filmem menší [2].



Obr. 1 Charakteristická křivka

Rozlišovací schopnosti rentgenových filmů se zatím digitální systémy jen přibližují. Dodatečná digitalizace (skenování) vyžaduje kvůli požadavku na čtení vysokých hustot speciální konstrukci skeneru – obraz je snímán bod po bodu laserovým paprskem (He-Ne) nebo prosvětlován intenzivním světelným zdrojem (400W žárovka s optikou) a snímán řádkovým snímačem. Pro snímání optické hustoty (denzity)  $OD > 3.5$ , kterou dosahují rentgenové snímky (filmy), v žádném případě nevyhoví běžný kancelářský scanner. Neskenovaný obraz však nelze dále upravovat tzn. měnit jeho jas, kontrast, atd.



*Obr. 2 Filmový Scanner KODAK LS75 Film Digitizér*

## **2.3 Základní zobrazovací systémy používané v digitální skiografii**

### **2.3.1 Paměťové fólie (CR)**

Paměťové fólie, někdy také nazývané fosforové desky (neobsahují prvek fosfor, ale mikrokrystaly na bázi BaFBr nebo BaFI) se používají pro nepřímou skiografii. Záznamu obrazu se dosáhne po expozici rentgenovým zářením, kde dopadající zářivá energie způsobí excitaci elektronů, které zůstávají zachyceny ve vyšší energetické hladině (elektronové pastě). Postupným ozářením (skenováním) jednotlivých bodů fólie červeným laserem se elektrony převedou zpět; přitom pohlcená energie se vyzáří ve formě modrého záření, úměrného intenzitě exponujícího rentgenového záření. Obraz je zaznamenán ve standardní matici o velikosti jednoho pixelu  $100 \mu\text{m}$  [4].



Obr. 3 Cyklus obrazu zachyceného na paměťovou fólii

S fólií se zachází podobně jako s filmem, je však opakovaně použitelná (až 20 000 x); zaznamenaný obraz lze vymazat intenzivním světlem. Pro získání použitelného snímku je třeba zaznamenaný obraz vizualizovat ve čtečce (někdy nazývané skener). Pro tuto nepřímou metodu digitalizace se ujalo označení CR (computed radiography). Nejčastěji používané formáty CR kazet: 13 x 18, 18 x 24, 24 x 30, 35 x 35, 35 x 43 cm[3].



Obr. 4 CR scanner Philips PCR Eleva S Plus

### 2.3.2 CCD detektory (CCD)

CCD detektory se používají v nepřímé skiografii, kde vynikají svým prostorovým rozlišením a mají velmi malé rozměry. Nutností je však použití systému čoček a optických vláken, které koncentrují obraz z luminiscenčního štítu na malou plošku CCD. CCD detektor je ve své podstatě polovodičový element (čip) přeměňující světelné záření na elektrický signál. Zkratka CCD v sobě skrývá slovní spojení Charge Coupled Device. Tyto fotocitlivé obvody převádějí dopadající světlo na elektrický náboj. Ten je

pak měřen a převáděn do digitální podoby. V rentgenové diagnostice se používají CCD detektory zejména v mamografii a to z důvodu malé velikosti snímaného pole. V mamografii se používá zejména pro stereotaktické a bioptické vyšetření, velikost pole dosahuje velikosti až 8 x 8 cm [4].



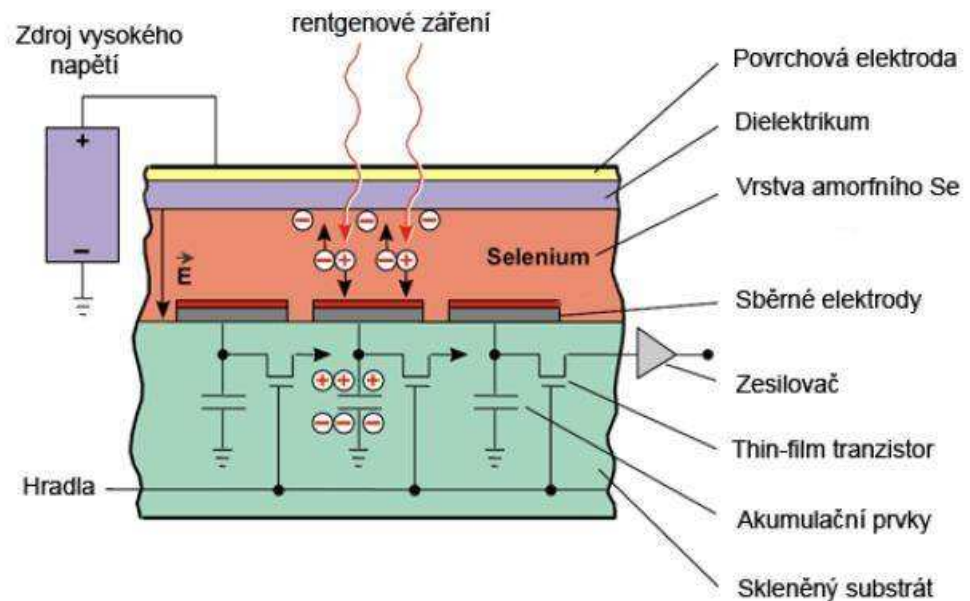
*Obr. 5 Využití CCD detektoru v mamografii*

### **2.3.3 Polovodičové detektory (FPD)**

V současné době existují dvě metody jak transformovat rentgenové záření na digitální signál, které dělíme na „Přímou“ a „Nepřímou“ konverzi.

#### **2.3.3.1 Přímá konverze**

Latentní rentgenový obraz je přímo převáděn na elektrický signál. Tato technologie se zakládá na nanesení detekční polovodičové vrstvy (matice fotodiod) na tenkou vrstvu tranzistorů TFT (Thin Film Tranzistor), přičemž každé fotodiodě odpovídá jeden tranzistor. Typickým příkladem je použití detekční vrstvy složené z amorfního Selenu (a-Se). Selen se používá především díky výborným detekčním vlastnostem a velmi vysoké prostorové rozlišovací schopnosti.



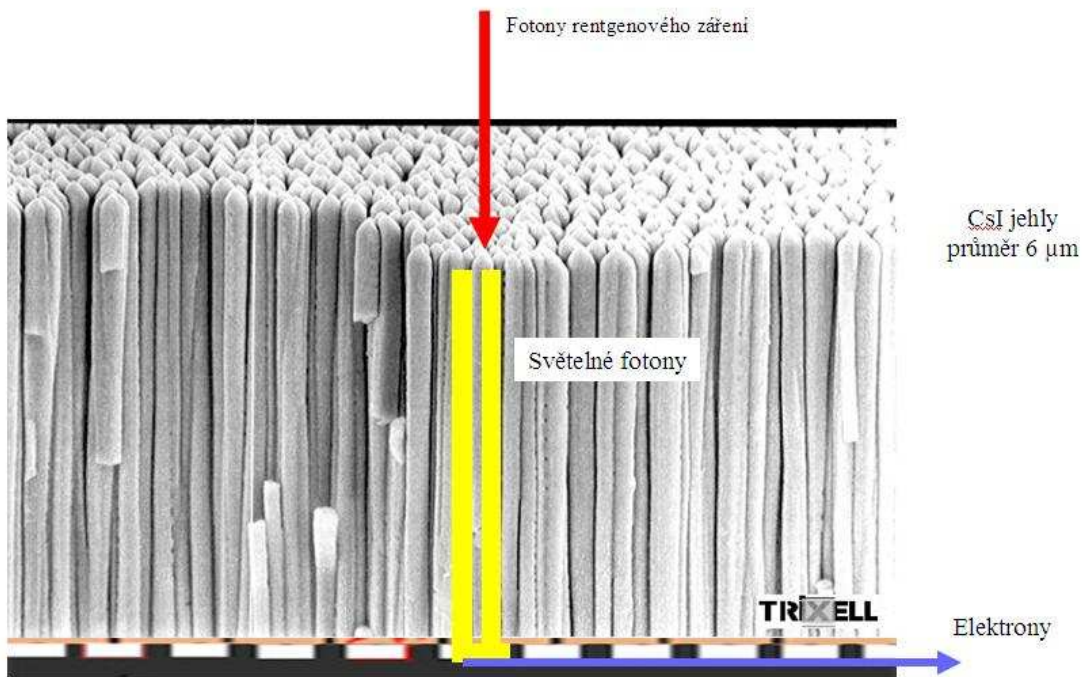
Obr. 6 Přímá konverze

### 2.3.3.2 Nepřímá konverze

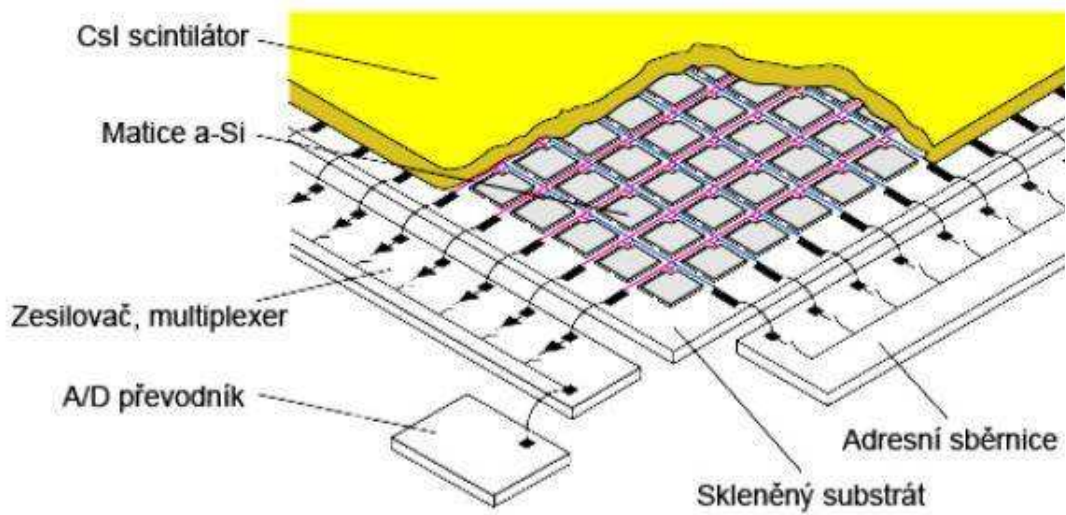
Pro nepřímou konverzi se používají detektory typu flat panel nejčastěji se scintilátorem (luminiscenční látka) o velikosti až 43 x 43 cm. Konstrukce je totožná s technologií přímé konverze, ale navíc je zde luminiscenční vrstva. Po dopadu rtg záření na scintilátor se emituje viditelné světlo odpovídající intenzitě dopadového rtg záření. Následně je viditelné světlo zaznamenáno maticí detektorů.

Nevýhodou těchto systémů je možný rozptyl světla mezi luminoforem a detekční vrstvou fotodiod, což limituje dosažitelné parametry. Pro nepřímou konverzi se nejčastěji používají detektory s uspořádanou krystalickou strukturou CsI.

Paralelní struktura podélných krystalů o průměru jednotek  $\mu\text{m}$  a délce stovky  $\mu\text{m}$  značně potlačuje rozptyl světla a zlepšuje tak dosažitelné parametry. Tyto krystaly jsou silně hygroskopické a v uvedené struktuře se chovají jako miniaturní optická vlákna [4].



Obr. 7 CsI Scintilátor



Obr. 8 Obrazové schéma detektoru s nepřímou konverzí

## **2.4 Archivace obrazové dokumentace, PACS**

Analogové zobrazení je k dispozici nejčastěji na snímcích, méně na videu. U digitálních přístrojů jsou data primárně uložena v paměti počítače přístroje a potom mohou být převedena do jiného počítače, kde jsou dlouhodobě archivovány. Mohou se vytisknout, posílat po síti na jiná pracoviště, vložit do prezentace apod.

Systém umožňující zpracování, prohlížení nebo posílání na různá pracoviště nemocnice je obecně označován jako PACS.

### **2.4.1 PACS**

PACS – „Picture Archiving and Communication System“. Hlavní úkol tohoto zařízení je ukládání, správa a přenos digitálních obrazových dat z různých zdrojů (RTG, CT, MR, NM, RT, US ...). Systém je schopen přenášet i data z endoskopie, mikroskopů, fotografie z operací a dalších zobrazovacích modalit. Systém umožňuje srovnat starší a novou dokumentaci, měření nejrůznějších údajů, rekonstrukce 3D obrazu, vypálení obrazů na CD. Hlavní komponentou PACSu je datové úložiště s velkou kapacitou paměti a program, který data ovládá. PACS dnes tvoří součást nemocničního nebo radiologického informačního systému (NIS, RIS).

### **2.4.2 Diagnostické a klinické stanice**

Vyhodnocovací diagnostické stanice jsou výkonné počítače opatřené v ideálním případě dvojicí monochromatických monitorů s vysokým rozlišením (3 – 5 Mpix) s medicínským atestem. Počítače jsou vybaveny speciálním softwarem pro prohlížení a práci DICOM obrázky. Klinické stanice jsou naopak jednodušší PC třeba i osobní (notebooky), vybavené pouze prohlížečem DICOM obrázků.

### **2.4.3 DICOM**

Standard DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) byl vyvinut v National Electrical Manufacturers Association (NEMA) pro distribuci a zobrazování medicínských snímků (RTG, CT, MR, US atd.). Standard, který má zajistit univerzální kompatibilitu pro všechny uživatele a pro všechny typy zobrazení. Každý obraz je doprovázen informacemi o modalitě vyšetření a jeho parametrech, označením



provedené studie a číslem snímku, daty pacienta, informací pro přenos přes síť. Tyto systémy se neustále rozvíjejí, nyní je nejpoužívanější DICOM 3.

Prakticky všechny digitální přístroje jsou se systémem DICOM 3 kompatibilní, pracují s ním. DICOM má ale zhruba 15 základních částí, které musí být i kompatibilní s typem PACSu a NISu určité nemocnice.

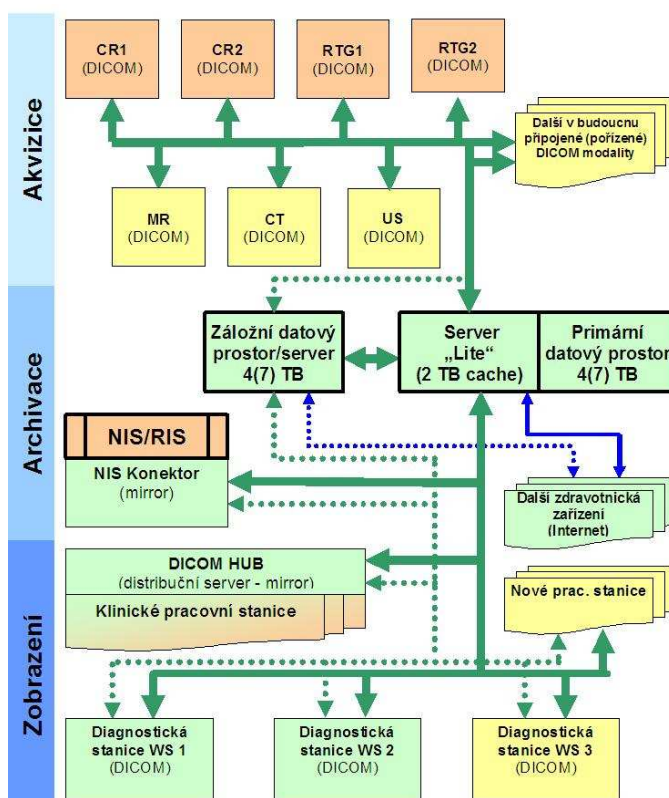
#### 2.4.4 NIS – Nemocniční Informační Systém

Obsahuje textové informace o pacientech, medicínské informace jako jsou výsledky laboratorních a zobrazovacích metod. Součástí NIS je tedy i RIS – Radiologický Informační Systém.

PACS a NIS/RIS tvoří základ informačních systémů, všechny informace můžeme získat elektronickou formou, může vzniknout tzv. bezfilmová nemocnice.

#### 2.4.5 HL 7 – Health Level Seven

Standard upravující komunikaci mezi informacemi v NISu nebo PACSu [2].



Obr. 9 Schéma řešení PACS

## **2.5 Radiační ochrana**

### **2.5.1 Cíl radiační ochrany**

Cíl (smysl) radiační ochrany vychází ze současných poznatků o účincích ionizujícího záření, jež je dosahováno uplatňováním následujících principů radiační ochrany [5]:

#### **2.5.1.1 Zdůvodnění činnosti (justification of a practice)**

Každý, kdo využívá jadernou energii nebo provádí činnosti vedoucí k ozáření nebo zásahy k omezení přírodního ozáření nebo ozáření v důsledku radiačních nehod, musí dbát na to, aby toto jeho jednání bylo odůvodněno přínosem, který vyváží rizika, která při těchto činnostech vznikají nebo mohou vzniknout.

#### **2.5.1.2 Limitování ozáření**

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen omezovat ozáření osob tak, aby celkové ozáření způsobené možnou kombinací ozáření z činností vedoucích k ozáření nepřesáhlo v součtu stanovené limity.

#### **2.5.1.3 Optimalizace ochrany**

Každý, kdo využívá jadernou energii nebo provádí činnosti vedoucí k ozáření nebo provádí zásahy k omezení přírodního ozáření nebo ozáření v důsledku radiačních nehod, je povinen dodržovat takovou úroveň jaderné bezpečnosti, radiační ochrany, fyzické ochrany a havarijní připravenosti, aby riziko ohrožení života, zdraví osob a životního prostředí bylo tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při uvážení hospodářských a společenských hledisek.

#### **2.5.1.4 Zajištění bezpečnosti zdrojů**

Bezpečnostní kultura musí usměrňovat přístupy a chování při používání zdrojů. Ochrana a bezpečnost zdrojů má být zajištěna řádným řízením, dobrou technikou, systémem zabezpečení jakosti a výcvikem a vzděláváním personálu.

Lékařské ozáření jednotlivých osob se odůvodňuje očekávaným individuálním zdravotním prospěchem pacienta. V případě preventivní péče, včetně vyhledávacích

vyšetření, je lékařské ozáření možné uskutečnit pouze, pokud je zdůvodněno očekávaným přínosem pro jedince, u něhož bude nemoc odkryta, s uvážením možnosti léčebného ovlivnění nemoci. V některých případech může být důvodem vyhledávacích vyšetření ochrana skupin obyvatelstva.

## 2.6 Základní dozimetrické veličiny v radiologii

### 2.6.1 Kerma ve vzduchu / $K_{air}$ / Air Kerma

Tato veličina je základní veličinou v radiologii a je měřena v referenční vzdálenosti od ohniska  $d_{ref}$  volně ve vzduchu.

### 2.6.2 Dopadající Kerma/ $K_i$ / Incident Air Kerma

Tato Kerma je měřena ve vzduchu ve vzdálenosti od ohniska  $d$  odpovídající místu vstupu záření do pacienta bez započtení zpětného rozptylu.

Veličina často používaná ve výpočetních programech pro stanovení efektivních dávek je *Vstupní povrchová Kerma* /  $K_e$  / *Entrance Surface Air Kerma*. Tato Kerma je definovaná pro vzdálenost ohnisko – kůže  $d$  se započtením zpětného rozptylu.

$$K_e = K_i \cdot BSF = K_{air} \cdot \left( d / d_{ref} \right)^2 \cdot BSF$$

Praktickou používanou jednotkou  $K_i$  i  $K_e$  je mGy. Veličina  $K_{air}$  je často vyjadřována v normalizované formě jako výtěžnost záření v mGy/mAs.

### 2.6.3 Součin Kermy ve vzduchu a plochy/ $KAP$ / Air Kerma Area Produkt

Součin Kermy ve vzduchu a plochy svazku ( $S$ ) je integrál kermy ve vzduchu přes plochu svazku v rovině kolmé na osu svazku měřené ve stejné vzdálenosti od ohniska. Tato veličina je nezávislá na vzdálenosti ohnisko – detektor.

$$KAP = \oint_S K(x, y) dx dy$$

V praxi nejvíce používaná jednotka je Gy.cm<sup>2</sup> a cGy.m<sup>2</sup>.

#### 2.6.4 Efektivní dávka /E/ Effective Dose

Vyjadřuje celkovou míru závažnosti ozáření, jako by se jednalo o celotělové ozáření.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_{R,T} w_T w_R D_{T,R}$$

$w_T$  je tkáňový váhový faktor vyjadřující různou citlivost orgánů. Přehled viz [6]. Praktickou používanou jednotkou je mSv.

Vstupní povrchová Kerma se z KAP vypočítá vydělením velikosti (S) radiačního pole a vynásobením BSF (tabelování). Vstupní povrchová Kerma je základní veličinou pro výpočet efektivní dávky E. Počítá se metodou Monte Carlo programem např. PCXMC [7].

### **3. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA**

V praktické části práce jsem se zaměřil na porovnání radiační zátěže při skiagrafických vyšetřeních s použitím třech typů detektorů (SFR, CR, DR). Prvotním předpokladem vyplývajícím z klinických studií [8] je, že digitalizace vede ke snížení radiační zátěže.

Radiační zátěž jsem porovnával jednak měřením vstupní povrchové kermy na fantomech a také porovnáním klinických výsledků získaných z KAP metru.

Pro ověření klinického výsledku jsem zvolil tři nejčastěji prováděná vyšetření a to lebky, hrudníku a břicha. Důvodem tohoto výběru byla četnost a míra radiační zátěže. Naměřené výsledky budou srovnány s dostupnou zahraniční literaturou.

Měření a sběr klinických dat bylo provedeno na Klinice zobrazovacích metod UK 2. LF, Fakultní nemocnice v Motole. Klinika zobrazovacích metod ročně provádí přes 250 tisíc vyšetření. Vzhledem k tomu, že v současné době dochází ke kompletní digitalizaci celého pracoviště, bylo možné získat data ze všech porovnávaných metod a to film-fóliové skiografie (SFR), skiografie s použitím paměťových fólií (CR) a digitální skiografie (DR).

## 4. METODIKA TESTU

### 4.1 Použité radiologické vybavení

Pro měření výsledků radiační zátěže na pacienta při snímkování film-fóliovou technikou (SFR) a paměťovou fólií (CR) jsem použil skiografický přístroj firmy Philips s výrobním označením BuckyDiagnost CS2 v konfiguraci: stropní závěs s rtg zářičem, elevační stůl s bucky jednotkou, vertigraf s bucky jednotkou (obr. 10). Přístroj byl vybaven vysokofrekvenčním generátorem o výkonu 50 kW, rentgenovým zářičem s rotační anodou a ohnisky o velikosti 0.6/1.2 mm.



*Obr. 10 Philips BuckyDiagnost CS2*

V případě měření vstupní povrchové kermy při snímkování na kazetu s filmem (SFR), byla expoziční automatika rentgenového přístroje seřízena pro používaný typ kazet a filmů. Snímky byly prováděny na kazetách se zesilovacími fóliemi

„OKAMOTO LUS F“ S400 (obr. 11) vybavené filmy Kodak T-MAX G/RA (zelený program).



*Obr. 11 RTG kazety OKAMOTO*

Rentgenové snímky byly vyvolávány ve vyvolávacím automatu KODAK M6B za použití chemikálií RETINA. K vyvolávacímu automatu byl připojen „multiloader“ systém pro vyvolávání za denního světla (obr. 12).



*Obr. 12 Vyvolávací automat KODAK M6B s multiloaderem*

V případě měření radiační zátěže snímkováním na kazetu s paměťovou fólií (CR) byla expoziční automatika seřízena pro používaný typ CR kazet (obr. 13). Snímky byly prováděny na CR kazetách Fuji typ ST-IV a následně digitalizovány ve čtečce Fuji Profect CS (obr. 14).



*Obr. 13 CR kazety Fuji*



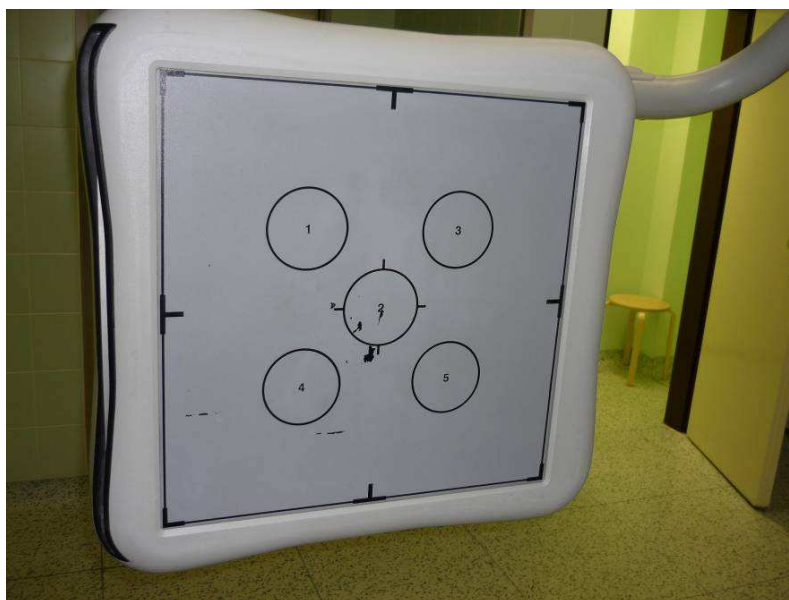
*Obr. 14 CR systém Fuji Profect CS*



Pro snímkování technikou DR jsme použili traumatologický rtg přístroj Kodak DR 9500 (obr. 15) s plochým detektorem TRIIXEL CsI 4600 s nepřímou konverzí obrazu (obr. 16). Přístroj byl vybaven vysokofrekvenčním generátorem o výkonu 65 kW, rentgenovým zářičem s rotační anodou a ohnisky o velikosti 0.6/1.2 mm a plochým detektorem o velikosti 43 cm x 43 cm (3000 x 3000 pixelů).



*Obr. 15 Kodak DR 9500*



*Obr. 16 Plochý detektor Trixel CsI 4600*

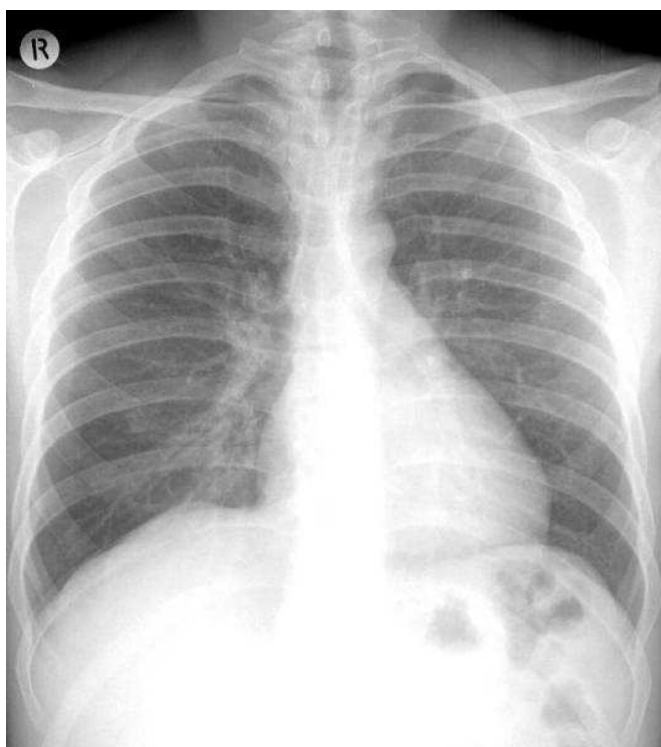
## 4.2 Použitá rentgenová vyšetření

### 4.2.1 Plíce (Zadopřední projekce)

Příprava pacienta: svlečen do pasu, sejmout ozdoby. Povel nemocnému „nadechnout a nedýchat“. Kazeta: 35/35 nebo 35/43 – formát na výšku nebo napříč podle konfigurace hrudníku. Sekundární clona jen při tvrdé technice.

Příprava projekce: Pacient stojí nebo sedí při vertigrafu. Na vertigraf nalehne hrudníkem, brada je na horním okraji desky (většinou je pro bradu jakýsi žlábek). HK jsou lehce ohnuty v loktech, vytočeny dovnitř, hřbety rukou se opírají o boky, ramena jsou stlačena dolů. Horní okraj kazety je 2 cm nad processus spinosus C7 nebo 4 cm nad rameny. Podélný světelný pruh primární clony je nad středem páteře. Centrální paprsek jde kolmo na střed kazety, tj. průsečíkem páteře a spojnice mezi dolními úhly lopatek.

Stranové označení: zrcadlově. Napětí: 125 kV (při tvrdé technice), 60 – 70 kV (při běžné technice). Ohnisková vzdálenost je 150 cm [1].



*Obr. 17 Rentgenogram plic v AP projekci*

#### 4.2.2 Břicho (Zadopřední projekce u vertigrafu vstoje)

Příprava pacienta: má jen spodní prádlo nebo nemocniční kalhoty a ženy podprsenku. Kazeta: 35/43 nebo 35/35, ohnisková vzdálenost 100, lépe 150 cm. Nutná je sekundární clona.

Příprava projekce: Nemocný stojí břichem u vertigrafu, na páteř dopadá podélný světelný pruh primární clony, příčná (vodorovná) osa kazety je 5 cm nad bikristální čárou. Centrální paprsek míří do středu kazety. Clony jsou rozevřeny po obvodu kazety. Stranové označení: zrcadlově. Napětí: 90 kV při ohniskové vzdálenosti 150 cm.

Poznámka: Snímek může být pořízen na sklopné stěně po skiaskopickém vyšetření břicha lékařem; zacentrování snímku provede lékař [1].



*Obr. 18 Prostý snímek břicha*

### 4.2.3 Lebka (Zadopřední projekce)

Snímky lebky se provádějí většinou vleže, a to při ohniskové vzdálenosti 100 cm; pokud snímkuje v sedě či vstoje, používáme ohniskové vzdálenosti 150 cm. Stačí univerzální fólie. Povel před expozicí je „nedýchat“.

Příprava pacienta: Všechny ozdoby a jakékoliv cizí předměty na hlavě a v ústech, jsou-li odstranitelné, musí nemocný odložit. Kazeta 24/30 na výšku. Nutná je sekundární clona.

Příprava projekce: Pacient leží na břiše, hlavu má přitaženou k bradě tak, aby německá horizontála probíhala kolmo ke stolu. HK jsou podél těla. Horní konec kazety je 2 – 3 cm nad kraniálním okrajem lebky. U silných lidí je vhodné vypodložit čelo. Je třeba dávat pozor na to, aby zevní zvukovody byly ve stejné vzdálenosti od úložné desky. Sagitální rovina lebky musí ležet pod podélným světelným pruhem primární clony. Centrální paprsek míří nad střed kazety kolmo. Clony jsou rozevřeny tak, že ohraničují lebku. Stranové označení zrcadlově. Napětí: 70 kV.

Poznámka: Mezi hlavu pacienta a úložnou desku je z hygienických důvodů vhodné položit tenkou vrstvu papírové vaty. Německá (frankfurtská) horizontála spojuje horní okraj zevního zvukovodu a dolní okraj očníce. Při úrazech můžeme snímkovat lebku v AP projekci [1].



Obr. 19 Rentgenogram lebky v PA projekci

## 4.3 Měření na fantomech

### 4.3.1 RADCAL

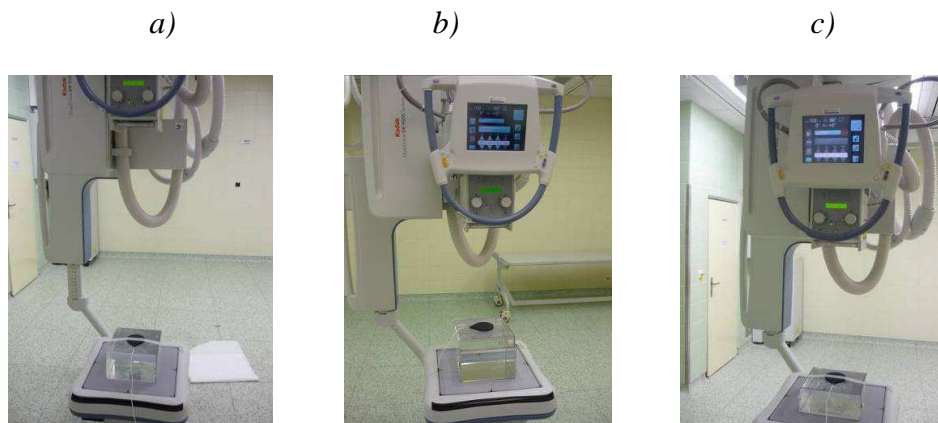
Měřicí přístroje americké firmy RADCAL CORPORATION patří v současnosti k nejstabilnějším a nejpřesnějším dozimetrickým přístrojům. V řadě zemí se používají jako referenční dozimetrický standard a uplatní se při nejširších aplikacích včetně radiodiagnostiky a radiační ochrany. Také v ČR jsou jimi vybavena všechna regionální centra SÚJB, ČMI, EZÚ Praha a řada servisních firem a zdravotnických zařízení.

Víceúčelové dozimetrické přístroje RADCAL pokrývají širokým spektrem ionizačních komor měřící rozsahy od 0,1 nGy do 20 kGy a od 0,1  $\mu$ Gy/hod do 6 kGy/hod v rozsahu energií od 10 keV do 6 MeV.

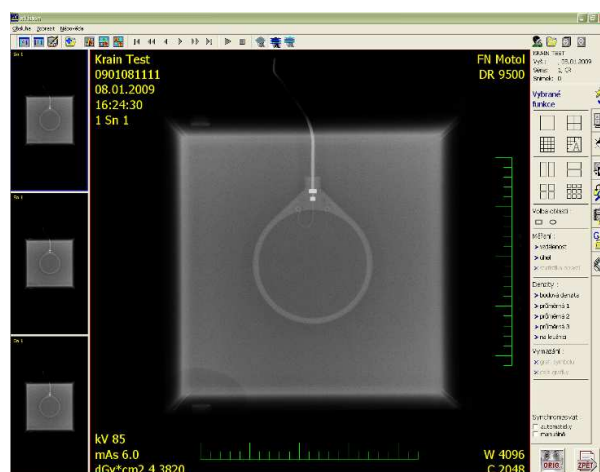
Dozimetry spolu s neinvazivním měřičem napětí 4082 mohou měřit během jedné expozice kermu, kermový příkon, anodové napětí a expoziční čas, což z nich dělá velice univerzální přístroje pro měření v rámci programu jakosti rentgenových vyšetření.

### 4.3.2 Popis měření přístrojem RADCAL

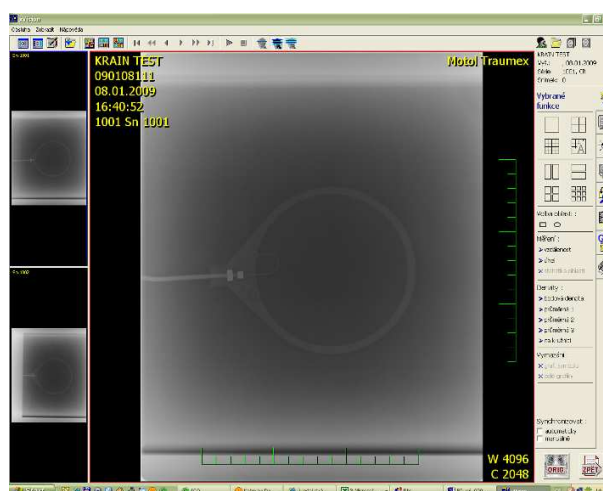
Pro vyšetření břicha v AP projekci jsme zvolili fantom 20 cm vody, plíce 15 cm a lebka 10 cm. Fantom je vyroben ze syntetického akrylového skla (PMMA), jedná se o kvádr naplněný vodou o vnějším rozměru 25 x 25 cm. Pro měření byla Ionizační komora umístěna uprostřed na horní ploše fantomu, objem fantomu vždy překrýval komůrky expozičního automatu. Výsledkem měření byla vstupní povrchová kerma (se započtením zpětného rozptylu) v mGy či  $\mu$ Gy.



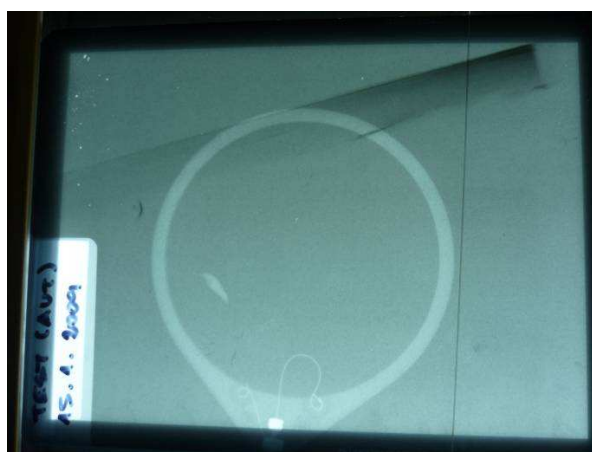
Obr. 20 Geometrie měření na fantomu a) plíce b) břicho c) lebka



Obr. 21 Obrazový výstup z měření na fantomu břicha přístrojem Radcal na DR



Obr. 22 Obrazový výstup z měření na fantomu břicha přístrojem Radcal na CR

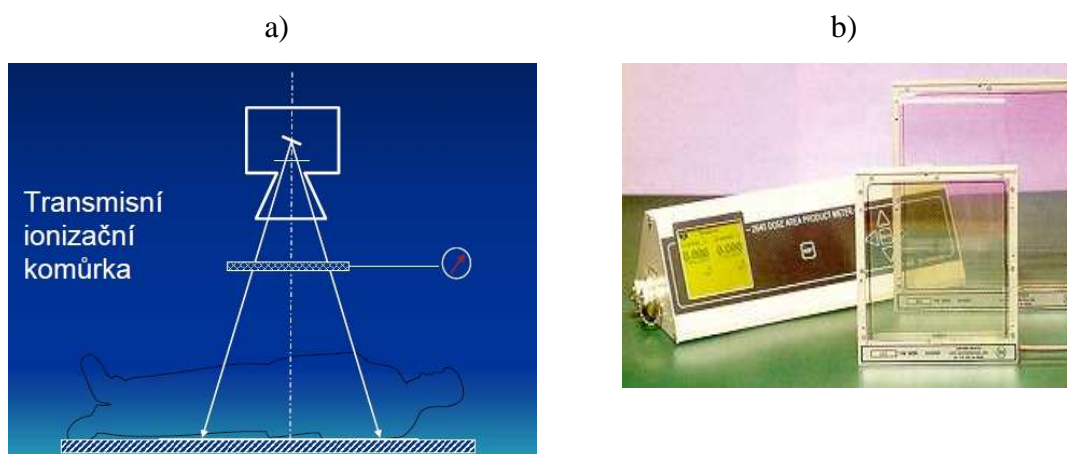


Obr. 23 Obrazový výstup z měření na fantomu břicha přístrojem Radcal na SFR

## 4.4 Měření KAP metrem v klinické praxi

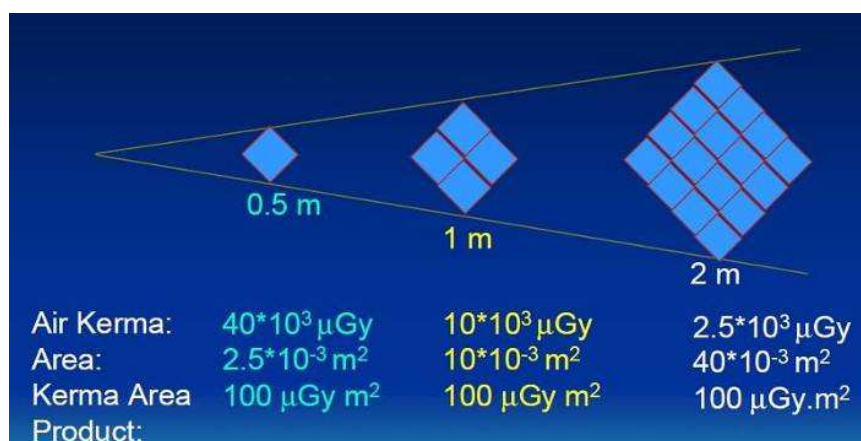
### 4.4.1 KAP metr

KAP metr je plochá transmisní ionizační komůrka umístěná přímo na rtg zářiči pod primární clonou. KAP metr měří tzv. „plošnou dávku“ v reálném čase, což je fyzikálně součin dopadající kermy (bez započtení zpětného rozptylu) a ozářené plochy. Typickým výstupem je hodnota uvedená v  $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ .



Obr. 24 a) Schematické geometrické umístění KAP metru u skiagrafického rtg  
b) vlastní KAP metr

Hodnota KAP je nezávislá na ohniskové vzdálenosti od zdroje. Zatímco dopadající kerma klesá se čtvercem vzdálenosti od ohniska, ozářená plocha naopak se čtvercem vzdálenosti roste.



Obr. 25 Princip funkce KAP metru

#### 4.4.2 Popis měření KAP metrem

Na základě doporučení [6], jsou pro stanovení místních diagnostických referenčních úrovní (MDRÚ) pro daný výkon dostatečná data 10 pacientů. MDRÚ se stanovují jako aritmetický průměr ze snadno měřitelných dávkových veličin (např. KAP) 10 standardních pacientů o hmotnosti  $70\pm 5\text{kg}$ . Srovnání těchto hodnot slouží k rychlé indikaci úrovně optimalizace radiační ochrany a oddělení dobré a špatné praxe v rámci zdravotnického zařízení.

Pro posouzení radiační zátěže v klinické praxi bylo tedy vybráno vždy 10 pacientů pro každý typ vyšetření při použití daného detektoru obrazu. Výsledkem měření byly hodnoty KAP v  $\text{dGy}\cdot\text{cm}^2$  pro modalitu DR a  $\text{mGy}\cdot\text{m}^2$  pro modalitu CR a SFR (jeden přístroj). Platí  $1\text{ Gy}\cdot\text{cm}^2 = 10\text{ dGy}\cdot\text{cm}^2 = 0,1\text{ mGy}\cdot\text{m}^2$ .



## 5. VÝSLEDKY MĚŘENÍ

### 5.1 Výsledky měření na fantomech

<b>Plíce AP (DR)</b>					
	SID (cm)	AEC	fantom	kVp	$K_e$ ( $\mu$ Gy)
1	150	ano	15 cm	125	141,8
2	150	ano	15 cm	125	119,3
3	150	ano	15 cm	125	117,4
<b>Břicho AP (DR)</b>					
	SID (cm)	AEC	fantom	kVp	$K_e$ ( $\mu$ Gy)
1	102	ano	20 cm	85	576,2
2	102	ano	20 cm	85	574,4
3	102	ano	20 cm	85	586,5
<b>Lebka PA (DR)</b>					
	SID (cm)	AEC	fantom	kVp	$K_e$ ( $\mu$ Gy)
1	102	ano	10 cm	70	166,3
2	102	ano	10 cm	70	177,5
3	102	ano	10 cm	70	176,0

Tab. 1 - Měření vstupní povrchové Kermy na povrchu fantomu – přímá digitalizace

<b>Test Philips BuckyDiagnost</b>					
<b>Plíce PA (CR)</b>					
	SID (cm)	AEC	fantom	kVp	$K_e$ ( $\mu$ Gy)
1	150	ano	15 cm	125	147,6
2	150	ano	15 cm	125	146,1
3	150	ano	15 cm	125	145,5
<b>Břicho AP (CR)</b>					
	SID (cm)	AEC	fantom	kVp	$K_e$ ( $\mu$ Gy)
1	100	ano	20 cm	85	669,5
2	100	ano	20 cm	85	669,7
3	100	ano	20 cm	85	669,0
<b>Lebka PA (CR)</b>					
	SID (cm)	AEC	fantom	kVp	$K_e$ ( $\mu$ Gy)
1	100	ano	10 cm	77	93,81
2	100	ano	10 cm	77	93,36
3	100	ano	10 cm	77	93,09

Tab. 2 - Měření vstupní povrchové Kermy na povrchu fantomu – nepřímá digitalizace

<b>Plíce AP (SFR)</b>					
	SID (cm)	AEC	fantom	kVp	$K_e$ ( $\mu$ Gy)
1	150	ano	15 cm	74	490,0
2	150	ano	15 cm	74	490,2
3	150	ano	15 cm	74	491,8
<b>Břicho AP (SFR)</b>					
	SID (cm)	AEC	fantom	kVp	$K_e$ (mGy)
1	100	ano	20 cm	81	1,223
2	100	ano	20 cm	81	1,188
3	100	ano	20 cm	81	1,282
<b>Lebka PA (SFR)</b>					
	SID (cm)	AEC	fantom	kVp	$K_e$ ( $\mu$ Gy)
1	100	ano	10 cm	65	149,4
2	100	ano	10 cm	65	149,7
3	100	ano	10 cm	65	147,0

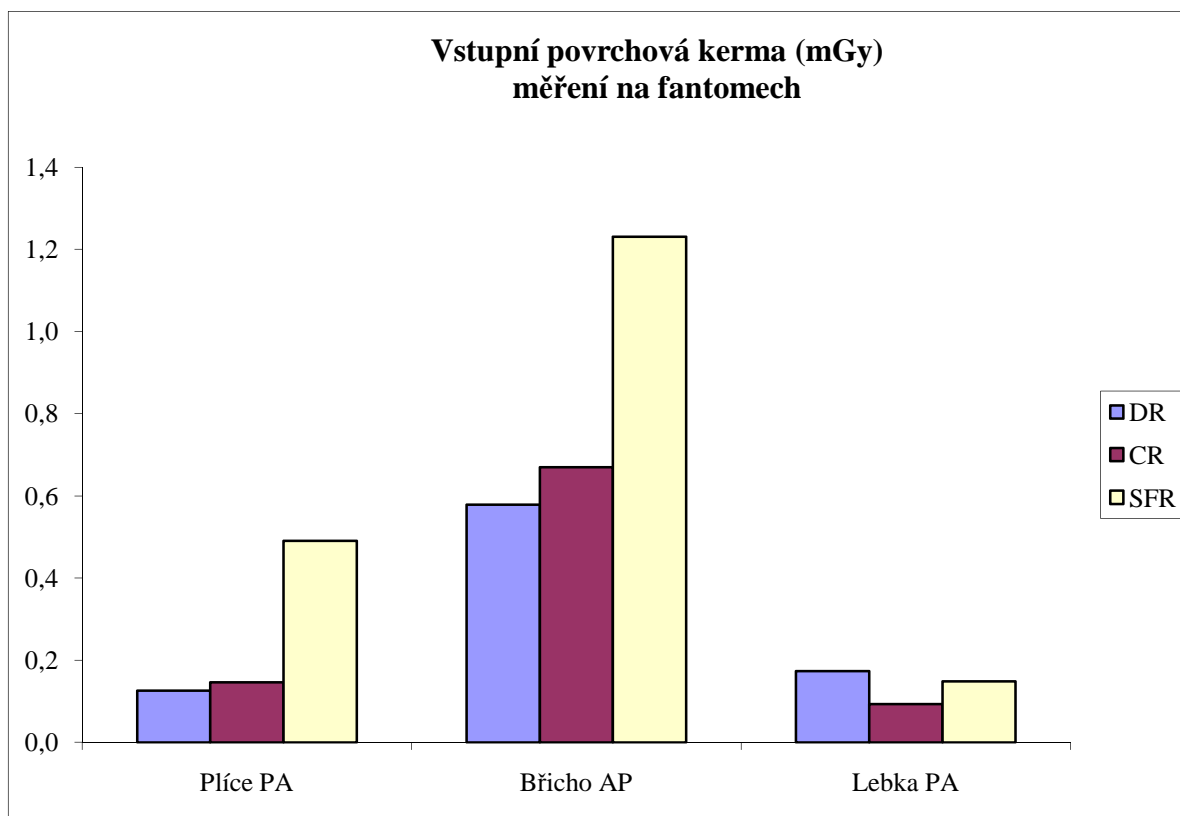
Tab. 3 - Měření vstupní povrchové Kermy na povrchu fantomu – film-fólie

<b>Vstupní povrchová Kerma (mGy)</b>			
modalita	Plíce PA	Břicho AP	Lebka PA
DR	0,126	0,579	0,173
CR	0,146	0,669	0,093
SFR	0,491	1,231	0,149

Tab. 4 – Srovnání naměřených vstupních povrchových kerem pro různé detektory

%	Plíce PA	Břicho AP	Lebka PA
DR vs CR	-14	-13	+85
DR vs SFR	-74	-53	+17
CR vs SFR	-70	-46	-37

Tab. 5 – Srovnání naměřených vstupních povrchových kerem pro různé detektory v %



*Graf 1. – Grafické srovnání naměřených vstupních povrchových kerem pro různé detektory*

## 5.2 Výsledky měření KAP metrem v klinické praxi

<b>DR</b>					
plíce PA		Břicho AP		Lebka PA	
kVpp	dGy.cm <sup>2</sup>	kVp	dGy.cm <sup>2</sup>	kVp	dGy.cm <sup>2</sup>
125	0,400	85	10,678	70	3,306
125	0,604	85	2,064	70	1,102
125	0,500	85	3,132	70	4,420
125	0,502	85	5,836	70	3,890
125	0,694	85	1,930	70	4,833
125	0,653	85	10,370	70	1,122
125	0,658	90	2,456	70	2,925
125	0,878	90	5,773	70	3,997
125	0,750	90	9,390	70	3,253
125	0,576	95	5,380	70	1,315
průměr	<b>0,622</b>		<b>5,701</b>		<b>3,016</b>
medián	0,629		5,577		3,280

*Tab. 6 – KAP pro jednotlivá vyšetření – přímá digitalizace*

<b>CR</b>					
plíce PA		Břicho AP		Lebka PA	
kVp	$\mu\text{Gy.m}^2$	kVp	$\mu\text{Gy.m}^2$	kVp	$\mu\text{Gy.m}^2$
125	5,90	85	82,00	77	14,32
125	5,70	85	84,50	77	9,10
125	5,53	85	95,60	77	10,80
125	5,41	85	97,22	77	13,44
125	9,09	85	78,98	77	15,23
125	11,16	85	69,40	77	9,87
125	9,38	85	87,63	77	10,50
125	15,13	85	91,25	77	11,31
125	8,09	85	82,36	77	10,88
125	11,59	85	94,44	77	11,12
průměr	<b>8,70</b>		<b>86,34</b>		<b>11,66</b>
medián	8,59		86,07		11,00

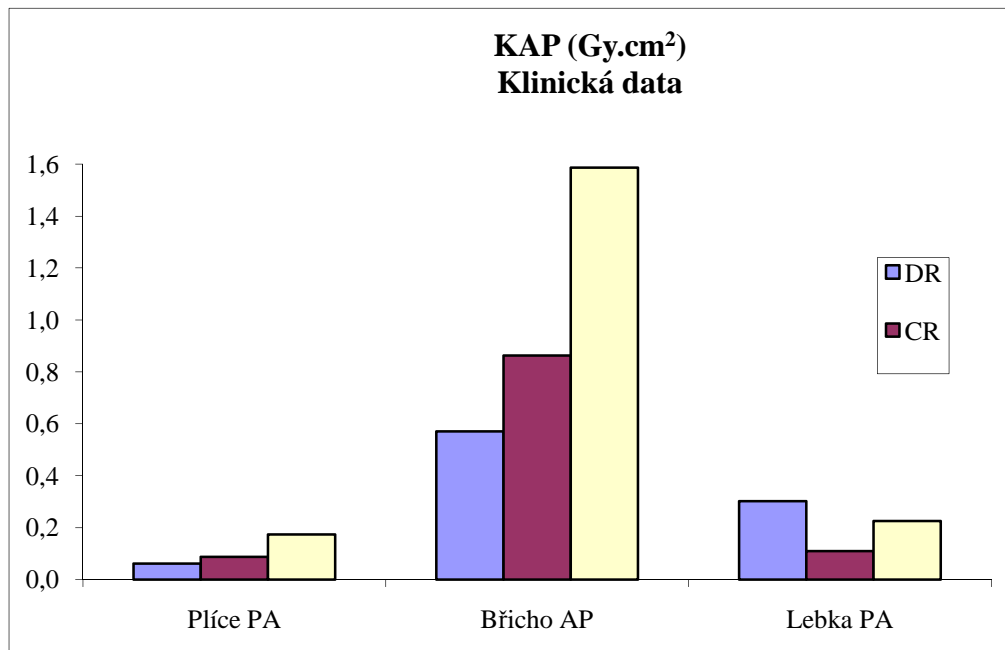
Tab. 7 – KAP pro jednotlivá vyšetření – nepřímá digitalizace

<b>SFR</b>					
plíce PA		Břicho AP		Lebka PA	
kVp	$\text{mGy.m}^2$	kVp	$\text{mGy.m}^2$	kVp	$\text{mGy.m}^2$
73	0,013	81	0,186	65	0,017
73	0,022	85	0,157	60	0,033
73	0,018	81	0,125	65	0,019
73	0,023	81	0,107	65	0,024
73	0,015	85	0,160	60	0,021
73	0,016	81	0,108	60	0,021
73	0,018	81	0,125	65	0,014
73	0,019	81	0,173	65	0,022
73	0,015	81	0,194	60	0,030
73	0,014	85	0,251	65	0,024
průměr	<b>0,017</b>		<b>0,159</b>		<b>0,023</b>
medián	0,017		0,159		0,022

Tab. 8 – KAP pro jednotlivá vyšetření – film-fólie

<b>KAP (<math>\text{Gy.cm}^2</math>)</b>			
modalita	<b>Plíce PA</b>	<b>Břicho AP</b>	<b>Lebka PA</b>
<b>DR</b>	0,062	0,570	0,302
<b>CR</b>	0,087	0,863	0,116
<b>SFR</b>	0,173	1,587	0,225

Tab. 9 – Srovnání naměřených KAP pro různé detektory dle vyšetření



*Graf 2. – Grafické srovnání naměřených KAP pro různé detektory dle vyšetření*

%	Plíce PA	Břicho AP	Lebka PA
DR vs CR	-29	-32	+175
DR vs SFR	-64	-64	+34
CR vs SFR	-50	-47	-51

*Tab. 10 – Srovnání naměřených vstupních povrchových kerem pro různé detektory v %*

## 6. DISKUSE

### 6.1 Vlastní měření

Abychom mohli radiační zátěž objektivně posoudit, bylo provedeno nejprve měření na fantomech a po té porovnáno s daty klinickými.

Z výsledků tab. 5 vyplývá, že radiační zátěž je jednoznačně nejnižší pro vyšetření na DR, kromě vyšetření lebky. Asi o 15 % je radiační zátěž vyšší při vyšetření za použití CR, u lebky naopak o 85 % nižší než při použití DR a o 37 % než při použití SFR. Použití SFR při měření na fantomech představuje nejvyšší radiační zátěž cca o 40 %, výjimkou je vyšetření plic, u kterého je markantní rozdíl 70 %, což je způsobeno tím, že při vyšetření pomocí SFR byla na pracovišti používána pro snímkování měkká technika, s přechodem na digitální provoz je používána tvrdá technika.

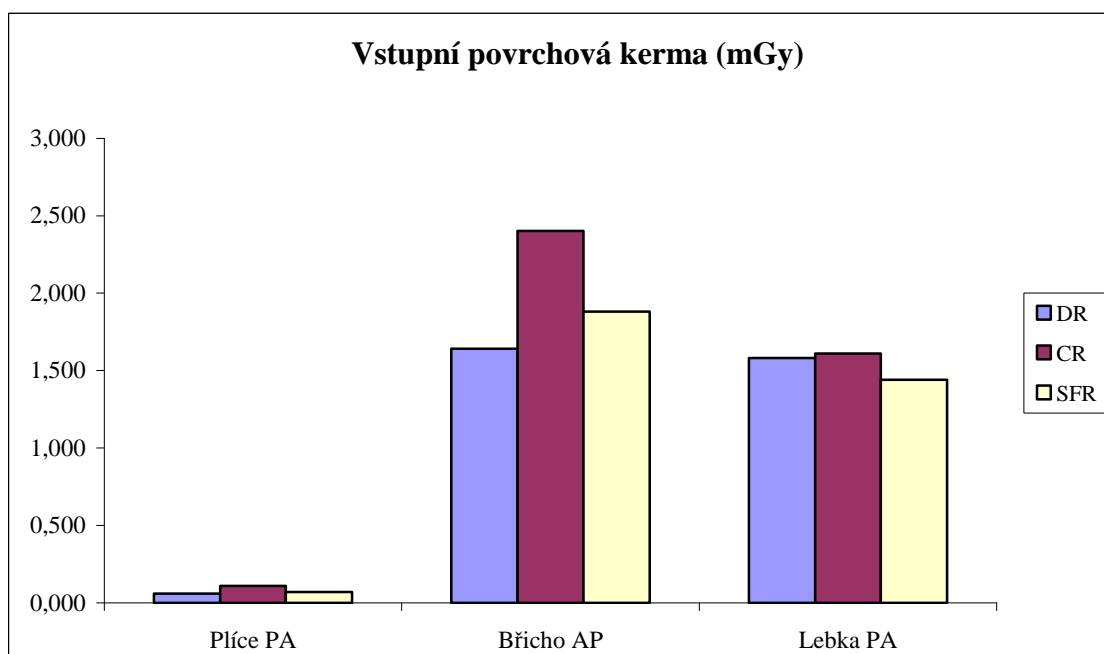
Když porovnáme procentuální rozdíly získané z klinických dat (tab. 10) dojdeme obdobným výsledkům, které jsme získali měření na fantomech. DR představuje nejnižší radiační zátěž, u CR je cca 30 % vyšší a u filmu o 60 % vyšší než u DR. Výjimku je vyšetření lebky, kde je radiační zátěž u CR nejnižší.

### 6.2 Srovnání vlastního měření s odbornou literaturou [8]

V článku G. Compagnoneho et al. (2006) [8] je porovnána radiační zátěž pacientů při různých skiagrafičeských vyšetřeních na přístrojích využívajících pro obrazový záznam systém film fólie (SFR), paměťové fólie pro nepřímou digitalizaci (CR) a flat panel pro přímou digitalizaci (DR). Pro přehlednost jsou data seřazena do tabulek a grafů.

<b>Vstupní povrchová kerma (mGy)</b>			
modalita	Plíce PA	Břicho AP	Lebka PA
DR	0,06	1,64	1,58
CR	0,11	2,40	1,61
SFR	0,07	1,88	1,44

*Tab. 11 – Srovnání naměřených vstupních povrchových kerem pro různé detektory [8]*



*Graf 3. – Grafické srovnání naměřených vstupních povrchových kerem pro různé detektory [8]*

<b>Srovnání v %</b>			
DR vs CR	-45	-32	-2
DR vs SFR	-14	-13	+10
CR vs SFR	+57	+28	+12

*Tab. 12 – Srovnání naměřených vstupních povrchových kerem pro různé detektory v % [8]*

Radiační zátěž pacienta je v článku G. Compagnoneho et al. (2006) [8] srovnávána ve veličině vstupní povrchová kerma, naše měření je však provedeno ve veličině součin kermy a plochy (KAP). Abychom se vyhnuli chybě vnesené při přepočítání jedné veličiny na druhou, porovnáváme mezi sebou procentuální rozdíly, které hodnotí radiační zátěž objektivně.

Dle publikovaných výsledků G. Compagnoneho et al. (2006) [8] je radiační zátěž při použití DR nejnižší, výjimkou je vyšetření lebky, kde je radiační zátěž o 10 % vyšší než při použití SFR. Při použití SFR je radiační zátěž obecně o cca 15 % vyšší než DR.

Nejvyšší radiační zátěž pro pacienty představuje použití CR, pro vyšetření plic až o 60 % více než za použití klasického filmu.

Naše výsledky jsou odlišné. Nejnižší radiační zátěž představuje shodně DR výjimkou je vyšetření lebky, kde je radiační zátěž o 30 % vyšší než při použití SFR, ale překvapivě o 175 % vyšší než při použití CR. SFR představuje nejvyšší radiační zátěž při všech sledovaných typech vyšetření. Radiační zátěž při použití CR je asi o polovinu nižší při použití filmu.

Razantně odlišný výsledek při použití SFR a CR je zřejmě způsoben použitím různých paměťových fólií od různých výrobců. V článku G. Compagnoneho et al. (2006) [8] byl použit CR systém Kodak, pro vlastní měření ve FN Motol CR systém Fuji.

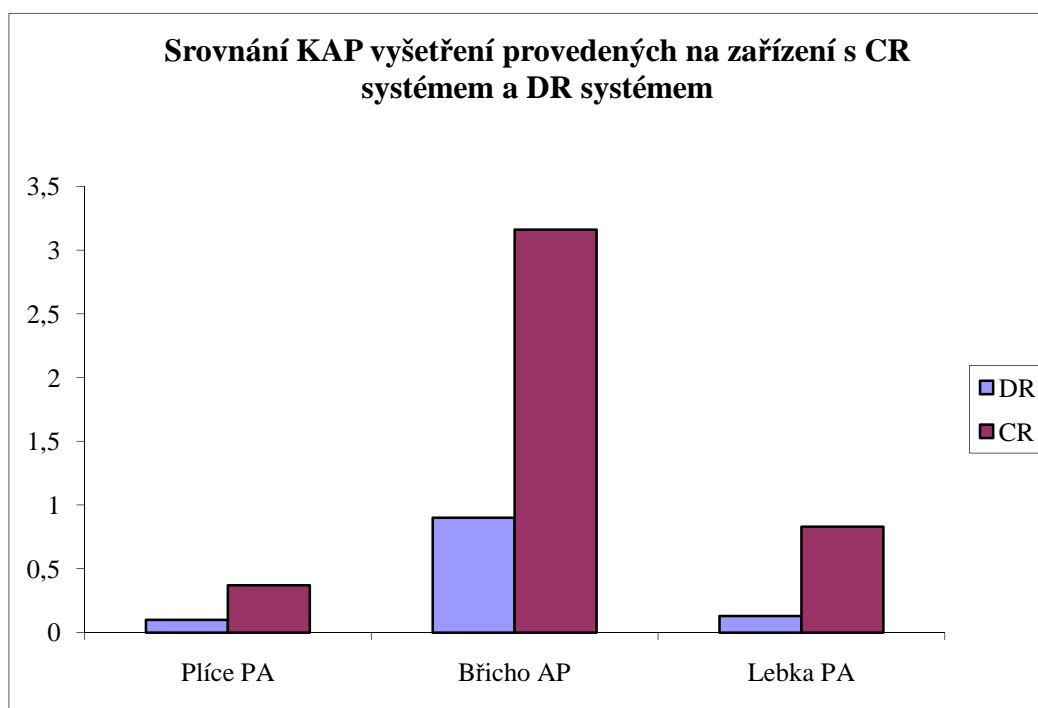
### 6.3 Srovnání vlastního měření s Nemocnicí Na Homolce [Ing. M. Žáková ]

Ing. M. Žáková porovnávala radiační zátěž pacienta ve veličině součin kermy a plochy (KAP) pouze u systému DR a CR. Výsledky získané z klinické praxe na přístrojích XR/d Revolution (DR systém) a Siregraph s čtečkou Konica CS-1 (CR systém) jsou prezentovány v následujících tabulkách a grafu.

KAP (Gy.cm <sup>2</sup> )			
modalita	Plíce PA	Břicho AP	Lebka PA
DR	0,1	0,9	0,13
CR	0,37	3,16	0,83

Tab. 13 – Srovnání vyšetření provedených na zařízení s CR systémem a DR systémem





Graf. 4. srovnání vyšetření provedených na zařízení s CR systémem a DR systémem

%	Hrudník PA	Břicho AP	Lebka PA
DR vs CR	-73	-72	-84

Tab. 14. Srovnání naměřených vstupních povrchových kerem pro různé detektory v %

Z tab. 14 vyplývá, že DR systém snižuje radiační zátěž pacienta oproti vyšetření, které bylo provedené CR systémem. Procentuální rozdíly jsou však daleko významnější než FN v Motole, což může opět ukazovat na nižší citlivost používaného CR systému. Sporným vyšetřením je vyšetření lebky. V Nemocnici Na Homolce vychází radiační zátěž pro vyšetření DR významně nižší, kdežto ve FN v Motole, je naopak významně vyšší. Tato skutečnost by měla být dále prověřena a radiační zátěž optimalizována.

Získaná klinická data nám umožnila porovnat jednotlivé systémy mezi nemocnicemi.

<b>DR</b>			
KAP (Gy.cm <sup>2</sup> )	Plíce PA	Břicho AP	Lebka PA
FNM	0,062	0,57	0,302
NNH	0,1	0,9	0,13
FNM vs NNH	-38	-37	+132

*Tab. 15. Srovnání naměřených KAP mezi nemocnicemi pro DR*

<b>CR</b>			
KAP (Gy.cm <sup>2</sup> )	Plíce PA	Břicho AP	Lebka PA
FNM	0,087	0,863	0,11
NNH	0,37	3,16	0,83
FNM vs NNH	-76	-73	-87

*Tab. 16. Srovnání naměřených KAP mezi nemocnicemi pro CR*

Z výsledků vyplývá, že detektory systémů DR i CR používaných ve FN v Motole jsou citlivější.

## 7. ZÁVĚR

Na jaký digitální systém se zaměřit z hlediska radiační zátěže na pacienta, přímá nebo nepřímá radiografie?

Na základě naměřených výsledků je patrné, že přímá radiografie vede k radikální redukci dávky na pacienta. Podle dostupné odborné literatury má přímá radiografie (DR) i další nesporné přednosti:

- odpadá manipulace s paměťovým médiem
- lepší rozlišovací schopnost (proti konvenčním CR systémům)
- lepší citlivost (proti konvenčním CR systémům)
- žádné přenosné součásti a s tím spojená nízká poruchovost

V případě nepřímé digitalizace CR nelze obecně říci, že zde dochází ke snížení dávky na pacienta. Z naměřených a publikovaných hodnot vyplývá, že mezi jednotlivými výrobci CR systémů (Fuji, Kodak, Konica, atd.) jsou velké rozdíly, které buď vedou anebo nevedou, oproti konvenční skiografii SFR, ke snížení radiační zátěže. Dle měření uvedených v této práci, lze konstatovat, že použití kvalitní CR technologie (např. Fuji ve FN Motol) vede až k polovičnímu poklesu radiační zátěže oproti SFR.

Mezi další výhody nepřímé radiografie (CR) oproti filmové radiografii (SFR) lze zahrnout:

- zlepšení průchodnosti rentgenového pracoviště, snímek je po načtení CR systémem ihned k dispozici
- šetří se náklady na filmy, chemikálie, archivační kapacity (místnosti, personál), i na přepravu vlastních snímků
- zástupnost čteček v případě poruchy nebo odstavení z důvodů servisní údržby
- komfortní prohlížečí i diagnostické nástroje pomohou stanovit včasnou a přesnou diagnózu.
- nezanedbatelné je také zvýšení pohodlí pacienta, pacient nečeká na snímek

V současné době se jeví nepřímá (CR) radiografie perspektivnější pro konvenční radiologická pracoviště, zatímco specializovaná pracoviště dávají přednost přímé digitalizaci (DR).

## 9. SEZNAM LITERATURY

1. CHUDÁČEK, Zdeněk. Radiodiagnostika. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-114-4.
2. NEKULA, J., CHMELOVÁ, J.. Vybrané kapitoly z konvenční radiologie. OU Ostrava, 2005. ISBN 80-7368-057-2.
3. MARTINEK, Jiří. Digitalizace rentgenového obrazu 3 [online]. Publikováno 19. 10. 2004 [cit. 2009-01-08]. Dostupné z: <http://www.foma.cz/Upload/foma/prilohy/Digitalizace%20rentgenového%20obrazu%204.pdf>
4. JEROLD T. BUSHBERG, J., ANTHONY SEIBERT, EDVIN M. LEIDHOLDT Jr, JOHN M. BOONE. The Essential Physics of Medical Imaging. 2nd edition, Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. ISBN: 0-683-30118-7.
5. MATZNER, Jan. Radiační Ochrana, doplňkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního programu „B5345 – Specializace ve zdravotnictví“.
6. Národní radiologické standardy - Radiologická fyzika „Postupy pro stanovení a hodnocení dávek pacientu při lékařském ozáření. Soubor doporučení a návod pro tvorbu místních radiologických postupů (standardů) na pracovištích radiologických oborů v České republice. Vydává Ministerstvo zdravotnictví ČR ve spolupráci se Státním úřadem pro jadernou bezpečnost a Českou společností fyziků v medicíně.
7. PETOUSSI-HENSS, ZANKL, M., DREXLER, G., PANZER, W., REGULLA, D. Calculation of Backscatter Factors for Diagnostic Radiology Using Monte Carlo Methods, Phys. Med. Biol. 1998, 43, 2237-2250.
8. COMPAGNONE, G. Comparison of radiation doses to patients undergoing standard radiographic examinations with conventional screen–film radiography, computed radiography and direct digital radiography, The British Journal of Radiology. 2006, 79,899–904

## **10. KLÍČOVÁ SLOVA**

Radiační zátěž, konvenční radiografie, přímá a nepřímá digitalizace, digitální radiografie, paměťové fólie, ploché detektory