

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích

Zdravotně sociální fakulta

## **Filtrace v digitální radiologii**

Bakalářská práce

Dne: 2. května 2011

Autor: Eva Svitáková

Vedoucí práce: Mgr. Ing. Martina Nováková

## **Abstract**

### **Filtration in digital radiology**

The bachelor's degree work especially deals with importance of filtration in the resulting quality of an X-ray image. It describes the creation, properties and interactions of X-rays with mass, creation of an X-ray image, and parameters and factors that influence its quality.

The main part of the degree work involves the monitoring of changes in the quality of an X-ray image while using a filter-type equalizer and under the conditions of measuring with a homogeneous phantom; further, under the same conditions while measuring with an anthropomorphic phantom, and also the comparing of quality of an image of several groups of patients while using a filter and without using a filter.

The outcome of the degree work is a tabular representation of the measured and processed values and their evaluation.

## **Abstrakt**

### **Filtrace v digitální radiologii**

Bakalářská práce pojednává především o významnosti filtrace ve výsledné kvalitě rentgenového obrazu. Popisuje vznik, vlastnosti a interakce rentgenového záření s hmotou, vznik rentgenového obrazu a parametry a faktory ovlivňující jeho kvalitu.

Hlavní částí práce je pozorování změn v kvalitě rentgenového snímku při použití vyrovnávacího filtru za podmínek měření s homogenním fantomem, dále za stejných podmínek při měření s antropomorfním fantomem a dále srovnávání kvality snímku několika skupin pacientů při použití filtru a bez použití filtru.

Výstupem práce je tabelární vyjádření naměřených a zpracovaných hodnot a jejich zhodnocení.

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s §47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby kvalifikační práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé kvalifikační práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích, 2. května 2011

## **Poděkování**

Chtěla bych touto cestou poděkovat paní Mgr. Ing. Martině Novákové za odborné vedení a cenné připomínky k mé bakalářské práci.

## Obsah

<b>Úvod</b> .....	<b>8</b>
<b>1</b> <b>Současný stav</b> .....	<b>8</b>
<b>1.1</b> <i>Rentgenové záření jako součást elektromagnetického spektra</i> .....	8
<b>1.2</b> <i>Současný stav na konkrétním pracovišti</i> .....	9
<b>1.3</b> <i>Významnost filtrace</i> .....	9
<b>1.4</b> <i>Potenciál filtrace ve vztahu ke kvalitě snímku</i> .....	9
1.4.1    Principy ochrany při využití zdrojů ionizačního záření v lékařství.....	10
<b>1.5</b> <i>Fyzikální charakteristika rentgenového záření a jeho vznik</i> .....	11
1.5.1    Energie rentgenového záření .....	17
1.5.2    Fyzikální účinky rentgenového záření.....	18
<b>1.6</b> <i>Zeslabení záření při průchodu hmotou</i> .....	22
1.6.1    Absorpční hrany .....	25
1.6.2    Faktory ovlivňující koeficient atenuace pro fotoelektrický jev.....	27
1.6.3    Faktory ovlivňující koeficient atenuace pro Comptonův jev .....	28
<b>1.7</b> <i>Biologické účinky rentgenového záření</i> .....	29
<b>1.8</b> <i>Vznik rentgenového obrazu</i> .....	30
1.8.1    Geometrie ohniska jako zdroje rentgenového záření .....	32
1.8.2    Geometrie obrazu .....	33
1.8.3    Parametry kvality snímku.....	34
<b>1.9</b> <i>Filtrace</i> .....	36
1.9.1    Typy filtrace .....	37
1.9.2    Parametry filtrace .....	39
<b>1.10</b> <i>Typy radiografických systémů používaných v současnosti</i> .....	40
1.10.1    Kvalita digitálního zobrazení .....	41
<b>2</b> <b>Cíl práce a hypotéza</b> .....	<b>43</b>
<b>2.1</b> <i>Hypotéza</i> .....	43
<b>2.2</b> <i>Cíl práce</i> .....	43
<b>3</b> <b>Metodika</b> .....	<b>43</b>
<b>3.1</b> <i>Rozsah vlastních měření</i> .....	44

3.2	<i>Orgán, na němž bude provedeno ověření.....</i>	45
3.3	<i>Popis zařízení použitého k experimentu.....</i>	47
3.4	<i>Popis konkrétních měření.....</i>	52
3.4.1	Měření č. 1 s homogenním zeslabujícím fantomem.....	52
3.4.2	Měření č. 2 s antropomorfním fantomem.....	55
3.4.3	Měření č. 3 s homogenním zeslabujícím fantomem tloušťky 5cm .....	58
3.4.4	Měření č. 4 u pacientů s vyšetřením obou ramen .....	59
3.4.5	Měření č. 5 u pacientů rozdělených podle pohlaví a hmotnosti .....	64
3.4.6	Měření č. 6 na raw datech pacientů při měření vysokého kontrastu .....	66
3.4.7	Měření č. 7 - měření vstupní povrchové dávky .....	67
4	<b>Výsledky práce .....</b>	<b>69</b>
4.1	<i>Měření č. 1 s homogenním zeslabujícím fantomem .....</i>	<i>70</i>
4.2	<i>Měření č. 2 s antropomorfním fantomem .....</i>	<i>75</i>
4.3	<i>Měření č. 3 s homogenním fantomem tloušťky 5cm.....</i>	<i>78</i>
4.4	<i>Měření č. 4 u pacientů s vyšetřením obou ramen.....</i>	<i>79</i>
4.5	<i>Měření č. 5 u pacientů rozdělených podle pohlaví a hmotnosti.....</i>	<i>80</i>
4.6	<i>Měření č. 6 na raw datech u pacientů za použití pomůcky pro měření vysokého kontrastu.....</i>	<i>83</i>
4.7	<i>Měření č. 7 - měření vstupní povrchové dávky .....</i>	<i>85</i>
5	<b>Diskuse .....</b>	<b>86</b>
6	<b>Závěr .....</b>	<b>88</b>
7	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>90</b>
8	<b>Klíčová slova.....</b>	<b>92</b>
9	<b>Přílohy.....</b>	<b>93</b>

## Úvod

Využití ionizujícího záření v současné medicínské praxi je velmi rozšířené. Jeho fyzikální vlastnosti jsou využívány v oblasti lékařské diagnostiky a jeho biologické účinky na živou tkáň zase umožňují jeho využití i jako léčebného prostředku. V průběhu více než stoleté praxe používání ionizujícího záření v lékařství vznikla řada sofistikovaných metod jeho aplikace a množství stejně sofistikovaných technických systémů. Bohužel, využití ionizujícího záření má nejen pozitivní, ale i negativní stránky. A stejně jako může pacientovi pomáhat, může mít i negativní účinky na jeho zdraví a i život. Je proto velmi žádoucí využívat tento nástroj v pohledu k lidskému zdraví co nejšetrněji a tedy i v rámci daných mezích s co největší efektivitou.

Pomineme-li technický pokrok, je v uvedeném pohledu velmi důležitá činnost personálu aplikujícího ionizující záření. S rostoucí složitostí zařízení rostou nároky na jeho kvalifikaci, ale také i možnosti jak pracovat efektivněji. Jednou z takových oblastí, kde lze pracovat efektivněji a to při menší radiační zátěži pacienta je kvalita radiologického snímku. Možné zlepšení kvality snímku s využitím přídavné filtrace a praktické využití této filtrace v práci radiologického asistenta je i obsahem této práce.

## 1 Současný stav

### 1.1 *Rentgenové záření jako součást elektromagnetického spektra*

Neoddělitelnou součástí našeho fyzikálního světa je elektromagnetické záření, je velmi rozmanité a sahá od nejdelších rozhlasových vln až po elektromagnetickou složku kosmického záření. [8] Zdroje elektromagnetického záření jsou přirozené (přírodní) a umělé, vyvolané činností člověka.

Vzhledem k zaměření této práce, bude dále věnována pozornost specifické složce spektra elektromagnetického záření, a to záření rentgenovému. Toto záření nese název po svém objeviteli, německém fyzikovi Wilhelmu Conradu Röntgenovi, který jej objevil při svých pokusech listopadu roku 1895.



## ***1.2 Současný stav na konkrétním pracovišti***

Na Radiodiagnostické oddělení Nemocnice Most byl instalován v roce 2009 plně digitální jedno-detektorový skiografický přístroj firmy Swissray. Součástí tohoto přístroje je i sada vyrovnávacích filtrů, které se pomocí magnetů umisťují na výstupní okénko rentgenky. K této sadě filtrů nebyla dodána žádná průvodní dokumentace ani návod na jejich použití.

Cílem této práce je na praktickém příkladu ukázat vhodnost použití přídavné filtrace, při standardně realizovaných projekcích, konkrétně u AP projekce ramenního kloubu. Projekci ramene jsem zvolila jako nejvhodnější vzhledem k nepravidelné geometrii a anatomickému uspořádání ramenního kloubu a dále s ohledem na poměrně snadnou dostupnost dat z praxe. Na ní bude použitelnost vyrovnávacích filtrů demonstrována.

## ***1.3 Významnost filtrace***

Při využití ionizujícího záření je kladen velký důraz na minimalizaci jeho možného negativního působení na pacienta. Radiodiagnostické a radioterapeutické přístroje jsou proto vybaveny prostředky, které umožňují tyto účinky udržovat v přiměřených mezích. Jedním z těchto prostředků je přídavná filtrace. Použitím filtru se záření stává pronikavějším, eliminují se nízkoenergetické fotony, které se nepodílí na tvorbě obrazu, pouze zatěžují pacienta vyšší povrchovou dávkou a podílí se na rozptýleném záření. Její použití má také pozitivní vliv na kvalitu snímku.

## ***1.4 Potenciál filtrace ve vztahu ke kvalitě snímku***

Obecně lze říci, že požadavek na rentgenový snímek spočívá v kvalitním zobrazení orgánu v daném rozsahu ve standardizovaných projekcích. Kvalitu snímku ovlivňují tyto faktory:

- technický,
- fyzikální,

- lidský faktor.

Pokud vyloučíme vliv na kvalitu snímku daný stavem technického vybavení, jehož úroveň je velkou měrou v rukách zřizovatelů a majitelů zdravotnických zařízení, zbývá zde velká oblast pro působení radiologického asistenta. Radiologický asistent může kvalitu snímku ovlivnit dodržováním správných standardů vyšetření, které jsou dány pravidly přesné projekce, cloněním, správně volenou expozicí, fixací a kompresí pacienta a dále právě přidavnou filtrací. V literatuře a odborných publikacích je často vyzdvihován pozitivní přínos při použití vyrovnávacích filtrů. [3][8][11]

#### 1.4.1 Principy ochrany při využití zdrojů ionizačního záření v lékařství

Lékařské ozáření spojené s používáním ionizujícího záření je všude na světě nejvýznamnějším zdrojem ozáření obyvatelstva z člověkem vytvořených zdrojů. Udržení této expozice na rozumné výši je pod dohledem státních institucí, které stanovují pravidla pro radiační ochranu. Cílem radiační ochrany je zabránit vzniku deterministických účinků ionizujícího záření a omezit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků na co nejnižší úroveň. [6][7]

Ozáření pacienta v rámci lékařského vyšetření nebo terapeutického zákroku nepodléhá zákonným limitům, ale musí být odůvodněno přínosem vyvažujícím rizika, která ozářením vznikají nebo mohou vzniknout, a musí být optimalizováno:

- princip zdůvodnění,
- princip optimalizace.

Princip zdůvodnění spočívá v myšlence, aby přínos a prospěch vyšetření převážil nad riziky ozáření a náklady, které vyšetření přináší. Podle principu optimalizace by měla být výše individuálních dávek tak nízká, jak je rozumně dosažitelné při respektování hospodářských a sociálních hledisek (ALARA – As Low reasonably Achievable).

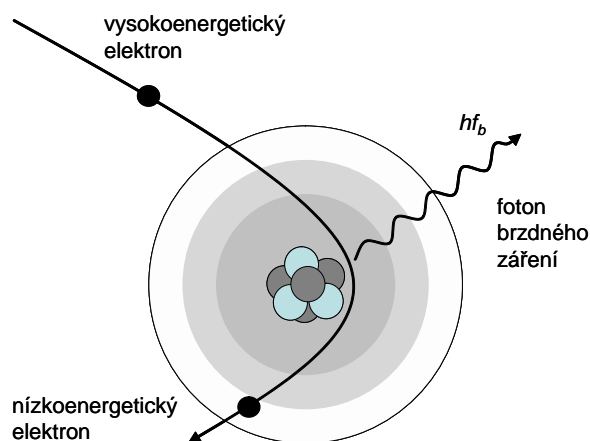
## 1.5 Fyzikální charakteristika rentgenového záření a jeho vznik

Rentgenové záření je ionizující elektromagnetické záření, představované proudem fotonů, o energiích desítek až stovek keV. Vlnové délky rentgenového záření leží v intervalu 10 – 0,1 nm, tomu odpovídá frekvence  $10^{17}$ -  $10^{20}$  Hz, [7] ve vakuu se šíří rychlostí světla. Rentgenové záření použitelné pro diagnostické účely vzniká srážkami vnějších elektronů s atomy těžkých kovů. K tomuto jevu dochází v rentgence prudkým zabrzděním elektronu materiálem anody. Energie elektronů se po dopadu přeměňuje v teplo (99%) a pouze 1% elektronů se podílí na vzniku rentgenového záření. Vzniklé rentgenové záření je dvojího typu: [14]

- brzdné,
- charakteristické.

### Brzdné rentgenové záření

Vznik brzdného záření souvisí se změnou kinetické energie dopadajícího fotonu v důsledku jeho zpomalení nebo prudké změny směru působením vazebních sil v blízkosti jádra atomu.



Obr 1: Vznik brzdného záření

Pro generované brzdné záření platí, že množství uvolněných fotonů je přímo úměrné vzdálenosti interakce od jádra atomu: [17]

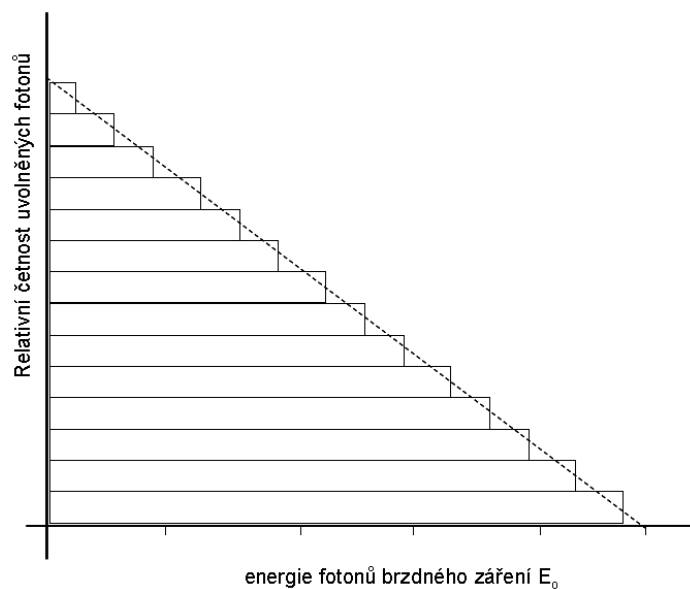
$$n \approx R,$$

a současně je energie těchto fotonů nepřímo úměrná stejnému parametru: [17]

$$hf \approx 1/R,$$

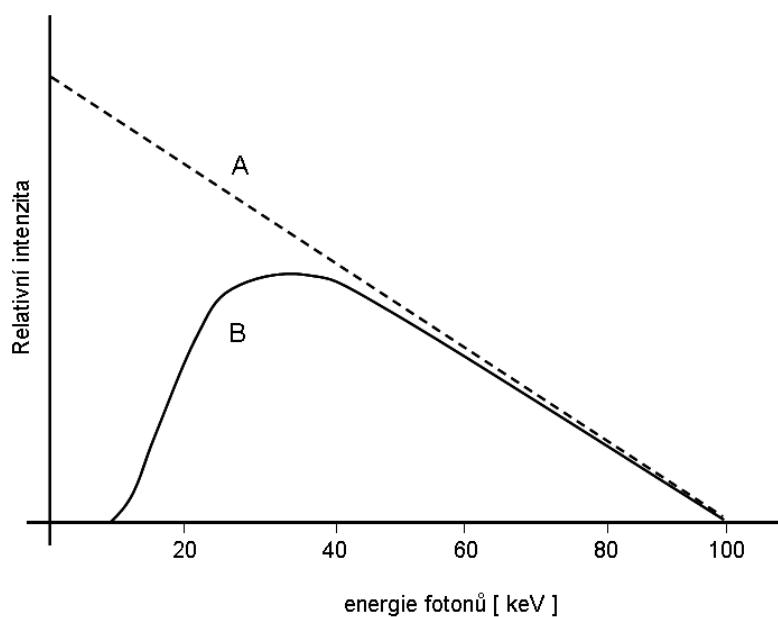
kde:  $n$  - počet generovaných fotonů brzdného záření,  $R$  - vzdálenost od jádra, v němž dochází k interakci,  $hf$  - energie fotonu brzdného záření .

Pomocí těchto zjednodušených pravidel lze vyjádřit závislost energie a četnosti uvolňovaných fotonů brzdného záření následujícím grafem, zachycujícím spojité spektrum primárního rentgenového záření.



Obr. 2: Produkce brzdného záření [17]

Vlivem útlumu některých částí této primární podoby brzdného záření při jeho průchodu sklem rentgenové lampy, sklem okénka a případně i dodatečnou filtrací, má výsledné energetické spektrum brzdného záření tvar, který ukazuje obrázek 3. Zde jsou uvedeny dvě křivky, A a B. A je energetické spektrum primárního brzdného záření, B je energetické spektrum brzdného záření vystupujícího z rentgenky (zeslabené vlivem jednotlivých konstrukčních částí rentgenky a chladicího média).



Obr. 3: Energetické spektrum primárního a výsledného brzdného záření rentgenky [17]

Pro určení energie brzdného záření platí zákon zachování energie, pomocí něhož lze popsat přeměnu potenciální energie elektronu urychleného mezi elektrodami rentgenky v jeho kinetickou energii: [17]

$$E_p = E_k = Ue = \frac{1}{2}mv^2 \quad [J],$$

kde:  $E_p$  - potenciální energie elektronu,  $E_k$  - kinetická energie elektronu,  $U$  - napětí elektrod rentgenky,  $e$  - náboj elektronu

a následně její plnou přeměnu v energii fotonu brzdného záření  $E_f$ :

$$E_k = E_f = hf$$

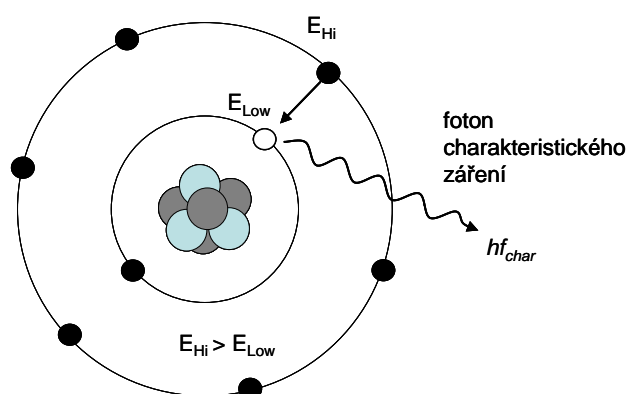
Této energii odpovídá minimální vlnová délka  $\lambda_{\min}$  : [17]

$$\lambda_{\min} = \frac{c}{f} = \frac{hc}{Ue} = \frac{1234,5}{U} \quad [nm],$$

kde:  $e$  - náboj elektronu,  $h$  – Planckova konstanta,  $C$  – rychlost světla,  $U$  – napětí elektrod rentgenky.

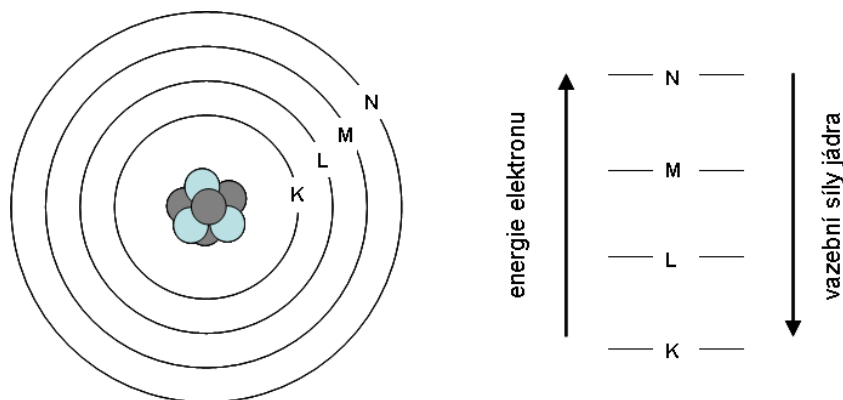
### Charakteristické záření

Toto záření vzniká interakcí elektronu emitovaného žhavenou katodou rentgenky s elektronem v obalu atomu prvku, který tvoří materiál anody. K tomuto jevu dochází při zvyšování energie dopadajících elektronů nad určitou specifickou hranici, která je charakteristická vždy pro konkrétní prvek. Urychlený elektron vyrazí elektron v určité slupce a prázdné místo je zaplněno elektronem ze vzdálenější slupky. To je provázáno vyzářením fotonu charakteristického rentgenového záření. Nejčastěji k této interakci dochází s elektrony vrstev K a L. [12]



Obr. 4: Emise fotonu charakteristického záření [17]

Obecné schéma obsazení energetických hladin v atomu ukazuje následující obrázek.



Obr. 5: Energetický model hladin elektronů v atomu [17]

Rozdíl energií je vyzářen ve formě fotonu charakteristického záření  $hf_{char}$ : [17]

$$hf_{char} = E_{Hi} - E_{Low},$$

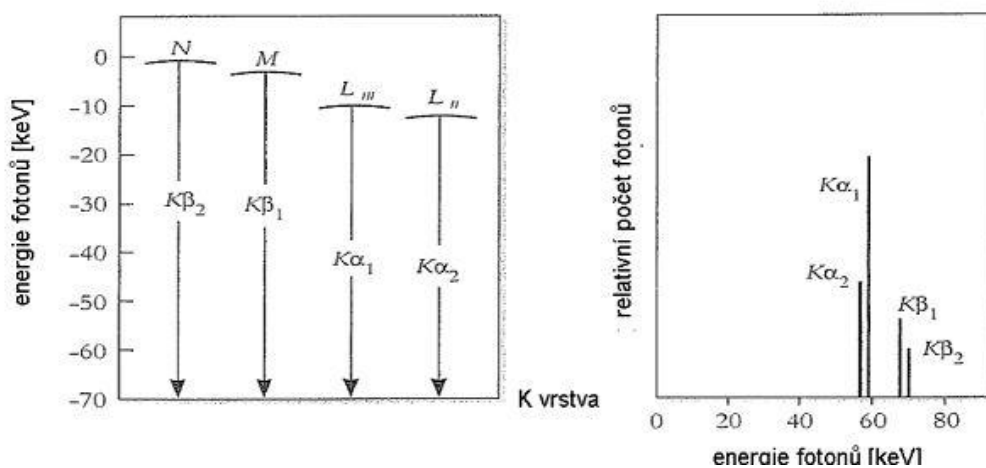
kde:  $E_{Hi}$  - energie elektronu vyšší orbity,  $E_{Low}$  - energie elektronu nižší orbity.

K jevu dochází až po dosažení určité energie dopadajících elektronů. Její velikost musí být vyšší, než je vazební energie, která je charakteristická pro každý prvek a vzrůstá spolu s atomovým číslem. Příklady hodnot těchto energií pro K vrstvu elektronů jsou uvedeny v následující tabulce.

Tab. 1 Přehled vazební energie pro K vrstvu u několika prvků [17]

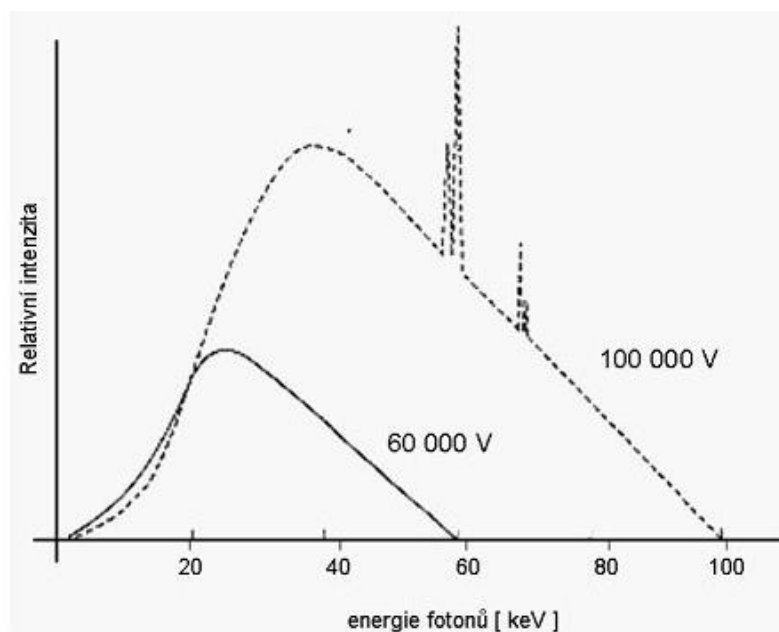
Prvek	Vazební energie [keV]	Relativní atomová hmotnost
H	0,013	1
C	0,28	12
Al	1,56	27
Ca	4,04	40
Cu	8,98	63
Mo	20,0	96
W	69,5	183

Ve spektru charakteristického záření se popsáný jev projevuje jako energetické špičky, odpovídající přechodu elektronů z vyšších energetických hladin do nižších. Na obrázku 6 je uveden příklad takovýchto energetických špiček pro anodu z wolframu.



Obr. 6: Výskyt spektra charakteristického záření pro anodu z wolframu [17]





Obr. 7: Celkové energetické spektrum rentgenové záření pro anodu z wolframu při 60 kV a 100 kV [17]

Výsledné spektrum je složené z brzdného a charakteristického záření, pro názornost je opět pro anodu z wolframu na (obr. 7).

### 1.5.1 Energie rentgenového záření

Energie generovaného rentgenového záření závisí na kinetické energii urychlených elektronů, kterou ovlivňuje velikost anodového napětí rentgenky. Při průniku biologickým materiálem je energie rentgenového záření předávána absorbující látce formou reakce s elektrony atomů prvků, z nichž je složena. Toto předání energie charakterizuje veličina, nazývaná LET. LET (Linear Energy Transfer) popisuje množství energie  $dE$ , kterou předá ionizující částice tkáni při letu po dráze  $dx$ . [17]

$$L = \frac{dE}{dx} \quad [keV / \mu m],$$

kde:  $dE$  – energie předaná pohybující se částicí,  $dx$  – dráha, kterou částice urazila při přenosu energie.

Energii fotonu můžeme vyjádřit vztahem: [17]

$$E = hf \quad [eV],$$

kde: E - energie rentgenového záření, h – Planckova konstanta, f - frekvence záření.

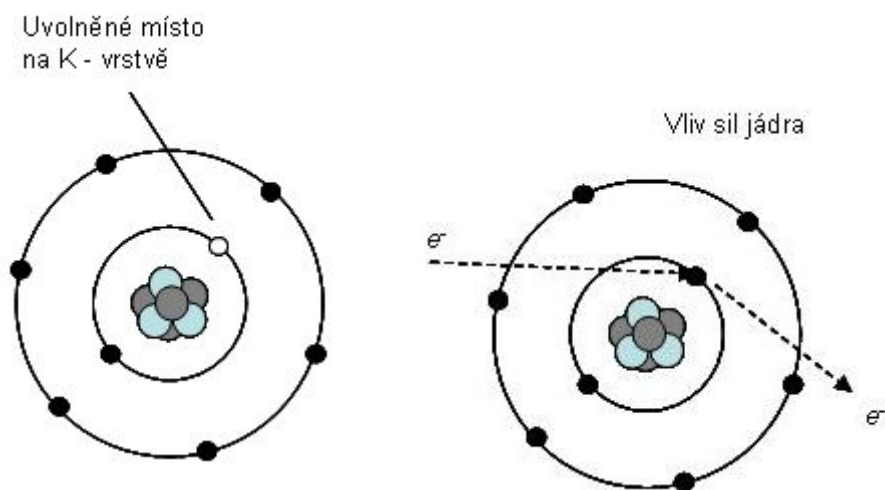
### 1.5.2 Fyzikální účinky rentgenového záření

Při působení rentgenového záření na hmotu dochází v závislosti na energii fotonů a protonovém čísle absorbující látky k několika základním interakcím s hmotou:

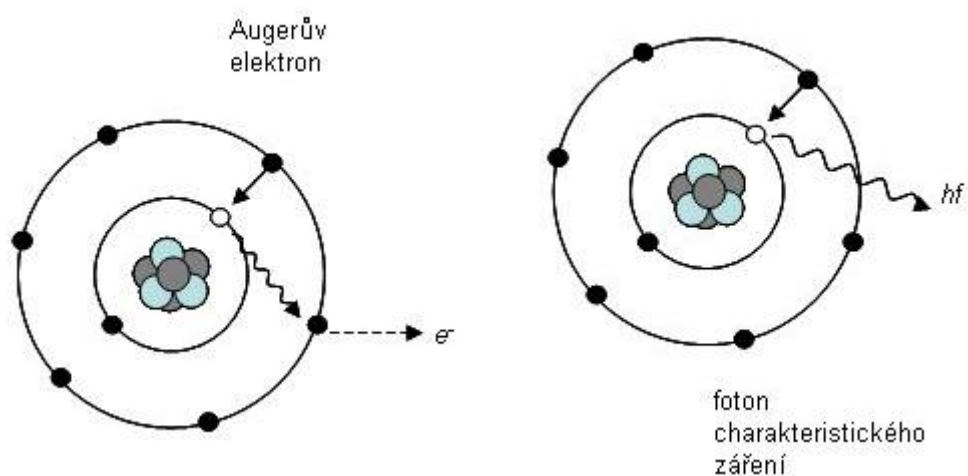
- **pružnému rozptylu** – kinetická energie se nemění v jiný druh energie, foton pokračuje v pohybu s odlišným směrem s nižší energií a hybností, [14]
- **nepružnému rozptylu** – dochází k přeměnám kinetické energie částice na jiné druhy energie, je doprovázen excitací nebo ionizací (vznik sekundárního ionizujícího záření),
- **excitaci** - na vnějších slupkách atomů, elektron absorbuje energii ionizujícího záření a dostává se do excitovaného stavu, ve kterém setrvává krátkou dobu. Při de-excitaci dojde k návratu do základního energetického stavu a přebytek energie je uvolněn ve formě kvanta elektromagnetického záření (charakteristické),
- **absorpci** – foton rentgenového záření předá atomu hmoty energii,
- **ionizaci** – energie fotonu způsobí vyražení elektronu z obalu atomu, z kterého se stává kladný iont (primární ionizace). Některé elektrony (vyražené elektrony) mohou získat tak velkou energii, že samy dále ionizují (sekundární ionizace).

Procesy excitace a de-excitace (návrat do původního stavu) se vyskytují v těle pacienta a v obrazových receptorech a jsou důležité pro tvorbu rentgenového obrazu. Uvolněním elektronu z vnitřního orbitalu je atom vysoce excitovaný, v ionizovaném stavu (obr. 8).

Návrat atomu do původního stavu probíhá vyzářením charakteristického záření nebo uvolněním Augerova elektronu (obr. 9). K procesu uvolnění Augerova elektronu může dojít předáním energie některému elektronu na vyšší slupce, který se pak uvolní a vyzáří jako tzv. Augerův elektron.



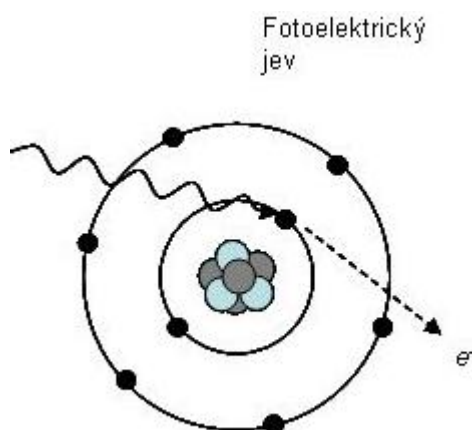
Obr. 8: vlevo: Stav excitace, vpravo: Působení sil jádra (Coulombovské síly) – proces excitace/ionizace [17]



Obr. 9: vlevo: De-excitace (návrat do původního stavu) uvolněním Augerova elektronu, vpravo: De-excitace uvolněním fotonu charakteristického záření [17]

K zeslabení záření při průchodu fotonů materiálem dochází především vlivem fotoelektrického jevu a Comptonova rozptylu.

**Fotoelektrický jev** – dopadající foton předá veškerou svou energii pevně vázanému elektronu absorbující látky, zaniká a část energie se spotřebuje na práci potřebnou k uvolnění elektronu, zbytek se přemění v kinetickou energii vyraženého elektronu, který dále ionizuje.



Obr. 10: Fotoelektrický jev – proces excitace/ionizace [17]

Energetická výměna je vyjádřena Einsteinovou rovnicí: [7]

$$hf = W + \frac{1}{2}mv^2 \quad [eV],$$

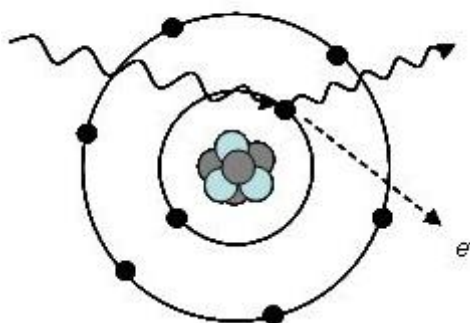
kde:  $hf$  – energie dopadajícího fotonu,  $W$  - energie potřebná k odtržení elektronu z elektronového obalu atomu (ionizační energie),  $\frac{1}{2}mv^2$  - kinetická energie uvolněného elektronu.

Fotoelektrický jev se projevuje hlavně u fotonů s nižší energií. Pravděpodobnost tohoto jevu vzrůstá s atomovým číslem prvku. Nízko-energetické fotony snižují pronikavost záření, což je zdánlivá nevýhoda. Prakticky tyto nízkoenergetické fotony

zvětšují koeficient lineárního útlumu mezi dvěma tkáněmi, které mají minimální rozdíl atomového čísla. V konečném důsledku tak nízkoenergetické záření umožňuje provádět diagnostické vyšetření citlivých tkání, při dostatečné kvalitě zobrazení. To je výhodné například u mamografického snímkování. Na druhou stranu použití nízkých energií zlepšujících kvalitu obrazu s sebou nese zvýšení zátěže povrchových tkání pacienta při vyšetření.

**Comptonův rozptyl** – foton při průchodu látkou mění svou dráhu i energii

Comptonův jev



*Obr. 11: Comptonův rozptyl – proces excitace/ionizace [17]*

Foton předá jen část své energie slabě vázanému elektronu z vnějších orbitalů atomu za vzniku volného elektronu a fotonu s nižší energií. Rozptýlený elektron dále ionizuje a excituje, až ztrácí energii a rekombinuje se s jiným atomem. Foton postupně dalšími interakcemi ztrácí energii a může zaniknout fotoelektrickým jevem. Energetickou výměnu popisuje vztah: [7]

$$E_f = hf + \frac{1}{2}mv^2 \quad [eV],$$

kde:  $E_f$  - energie dopadajícího fotonu,  $hf$  – energie rozptýleného fotonu,  $\frac{1}{2}mv^2$  - energie uvolněného elektronu.

Tato interakce převládá u středních energií záření (100keV – 10Mev) s látkami s nízkým atomovým číslem a pravděpodobnost tohoto jevu klesá s rostoucí energií fotonů.

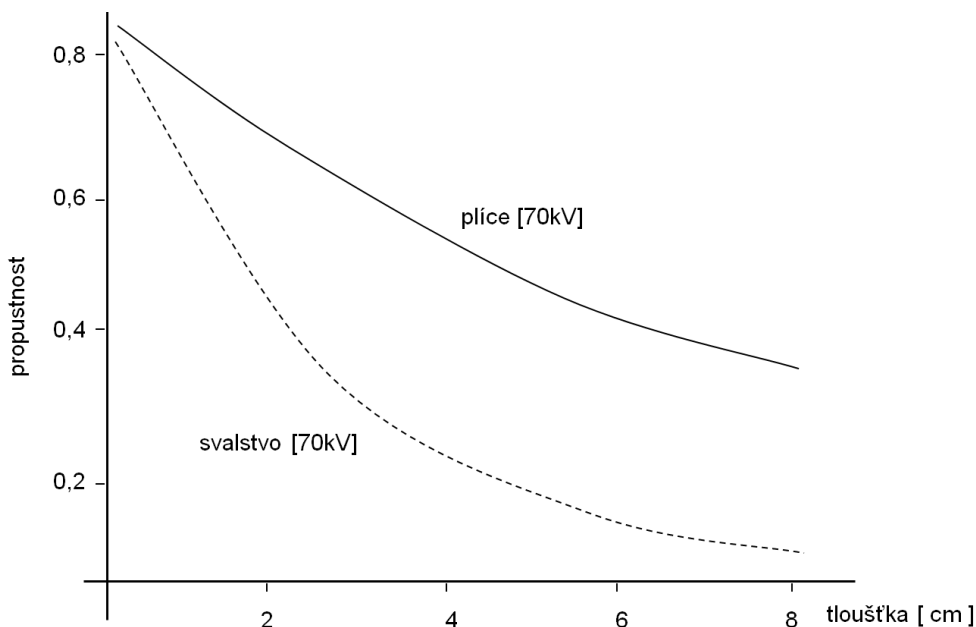
**Vznik elektron – pozitronových párů** – k tomuto jevu dochází při vysokých energiích záření a u absorpčních materiálů s vysokým protonovým číslem. Energie musí být vyšší než 1,02MeV. V blízkosti atomového jádra nebo jiné částice se energie elektromagnetického záření zcela přemění na částice elektron a pozitron. [7]

$$hf = E_e + E_p + 2m_e c^2 \quad [eV],$$

kde:  $E_e$  – energie vzniklého elektronu,  $E_p$  – energie vzniklého pozitronu,  $2m_e c^2$  – kvanta s energiemi odpovídajícími klidové energii elektronu.

### 1.6 Zeslabení záření při průchodu hmotou

Při průchodu rentgenového záření hmotou dochází vždy k jeho oslabení, jevy popsanými v předchozích kapitolách. Toto zeslabení pro danou tloušťku prozařované tkáně závisí na napětí rentgenky, hustotě tkáně a atomovém čísle prvků, které tvoří její skladbu. Průchodnost záření se tak může významně lišit pro každou tkáň (obr. 12).



Obr. 12: Průchod rentgenového záření různými typy tkáně při napětí 70kV [17]

Pro materiál (tkáň) tloušťky  $x$  je poměr mezi dopadajícím a prošlým zářením dán vztahem: [17]

$$I(x)/I(0) = e^{-\mu x},$$

kde:  $I(0)$  – intenzita dopadajícího záření,  $I(x)$  – intenzita prošlého záření,  $x$  – tloušťka prozařovaného materiálu,  $\mu$  - koeficient lineárního útlumu.

Uvedený vztah je znám jako Bouger - Lambert - Beeruv zákon, zákon exponenciálního útlumu, který vyjadřuje závislost pohlčeného záření na vlastnostech materiálu. Útlum záření v materiálu je vyjádřen lineárním koeficientem zeslabení  $\mu$ , který je funkcí hustoty daného materiálu, jeho atomového čísla a energie dopadajícího záření. Podobný význam má i ukazatel, se kterým se můžeme často setkat pod názvem tloušťka polovrstvy. Tento ukazatel vyjadřuje tloušťku materiálu, který při daném lineárním koeficientu zeslabení způsobí snížení toku částic na polovinu: [17]

$$D = \frac{\ln 2}{\mu} = 0,693 / \mu \quad [mm],$$

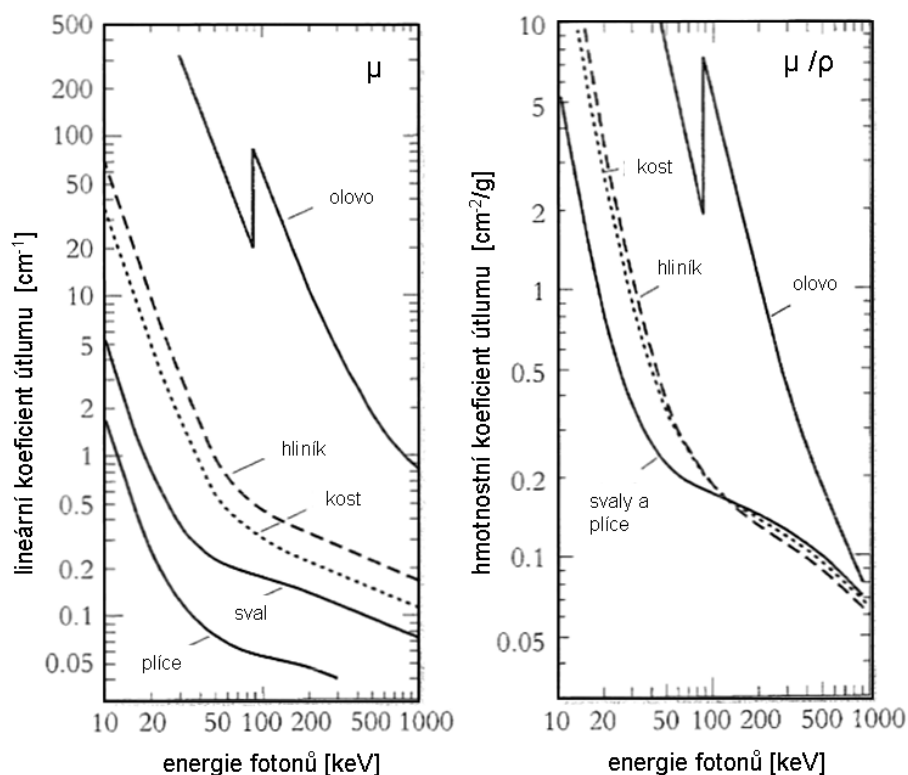
kde:  $\mu$  – lineární koeficient útlumu.

Kromě již uvedeného lineárního součinitele zeslabení se používá také hmotnostní součinitel zeslabení. Vzájemný vztah mezi oběma součiniteli zeslabení je dán vztahem: [17]

$$\mu_m = \mu / \rho \quad [m^2 kg^{-1}],$$

kde:  $\mu$  – lineární koeficient útlumu,  $\rho$ - měrná hmotnost daného materiálu (tkáň).

Jak koeficient zeslabení tak i inverzně k němu tloušťka polovrstvy je specifická pro každý materiál a pro energii dopadajícího záření. Stejně pravidlo platí z tohoto pohledu i pro zeslabení záření v tkáni, jak ukazuje následující obrázek.



Obr. 13: závislost lineárního a hmotnostního koeficientu zeslabení [17]

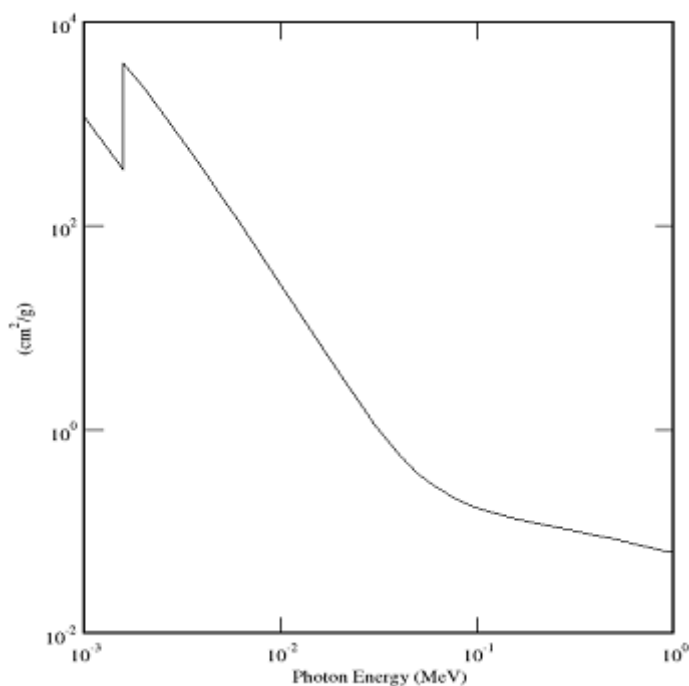
Jak již bylo uvedeno, na zeslabení záření v materiálu (tkáni) se podílí společně Comptonův rozptyl a fotoelektrický jev. Z tohoto pohledu lze i koeficient útlumu vyjádřit jako součet dvou dílčích koeficientů, odpovídajících útlumu záření v důsledku obou jevů: [17]

$$\mu = \mu_{\text{FOTOF}} + \mu_{\text{COMPT}}$$

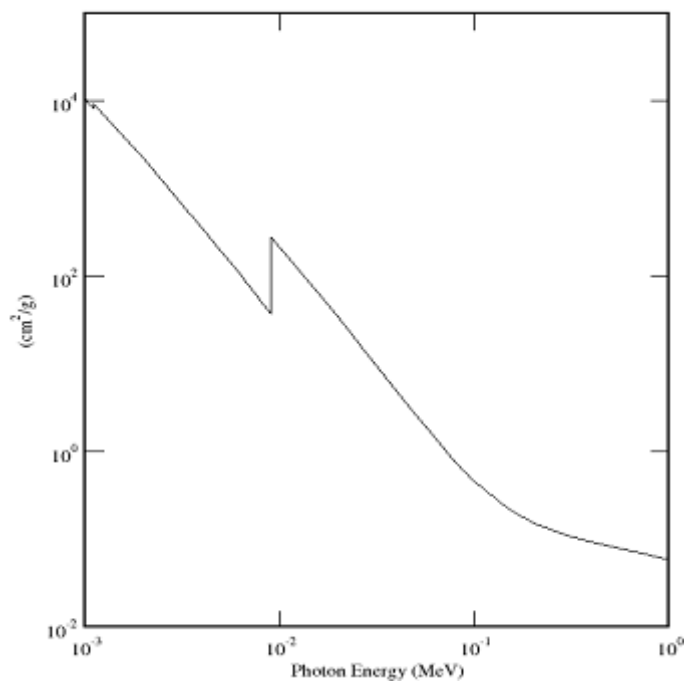


### 1.6.1 Absorpční hrany

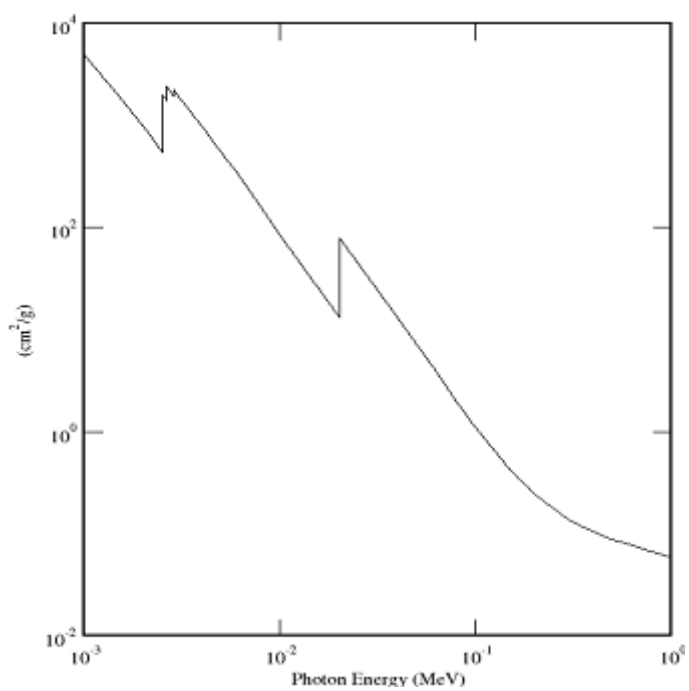
V předchozím obrázku 13 jsou patrné skokové změny v koeficientu útlumu, které jsou markantní především v charakteristice olova. Tyto oblasti skokových změn se nazývají absorpční hrany. Ke vzniku absorpční hrany dochází, pokud do prostoru elektronového obalu dopadne foton s energií, která odpovídá energii dané elektronové vrstvy. Pokud je tato energie fotonu vyšší než potřebná ionizační energie vrstvy, daná vrstva se může ionizovat a skokově se změní součinitel absorpce. S výhodou lze tento jev použít pro odfiltrování některých složek rentgenového záření. Příklady absorpčních koeficientů pro vybrané materiály jsou uvedeny na následujících obrázcích. Specifické hodnoty absorpčních hran K – vrstvy jsou uvedeny v tabulce 2.



Obr. 14: Absorbční spektrum hliníku [13]



*Obr. 15: Absorpční spektrum mědi [13]*



*Obr. 16: Absorpční spektrum molybdenu [13]*

Tabulka 2: Specifické hodnoty absorpčních hran K-vrstvy [17]

Prvek	Ionizační energie K-vrstvy [keV]	$\mu / \rho$ [cm <sup>2</sup> /g]
Al	1.56	3957
Cu	8.98	278,4
Mo	19,99	80,5
Pb	88,01	7.68

### 1.6.2 Faktory ovlivňující koeficient atenuace pro fotoelektrický jev

Experimentálně bylo zjištěno, že hmotnostní koeficient zeslabení pro fotoelektrický jev se mění v závislosti:

- na atomovém čísle ozařovaného prvku,
- na energii dopadajícího fotonu.

Ve vztahu k atomovému číslu ozařovaného prvku platí, že koeficient atenuace roste přibližně s třetí mocninou atomového čísla: [17]

$$[\tau / \rho](Z) \approx Z^3,$$

kde:  $\tau$  – hmotnostní koeficient zeslabení pro fotoelektrický jev,  $\rho$ - měrná hmotnost daného materiálu (tkáň),  $Z$  – atomové číslo.

Ve vztahu k energii dopadajícího fotonu platí, že pravděpodobnost incidence fotonu s elektronem klesá přibližně s třetí mocninou energie fotonu: [17]

$$[\tau / \rho](hf) \approx (hf)^{-3},$$

kde:  $\tau$  – hmotnostní koeficient zeslabení pro fotoelektrický jev,  $\rho$ - měrná hmotnost daného materiálu (tkáň),  $hf$  – energie dopadajícího fotonu.

### 1.6.3 Faktory ovlivňující koeficient atenuace pro Comptonův jev

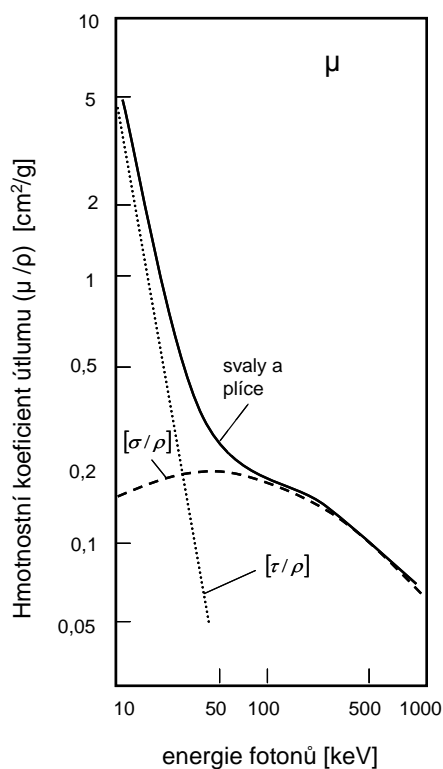
Na rozdíl od fotoefektu se u Comptonova jevu jen velmi málo liší pravděpodobnost interakce v závislosti na atomovém čísle a energii fotonu. Fyzikálně tato pravděpodobnost závisí na hustotě elektronů na jeden kilogram, neboli elektronové denzitě. Poměr  $\sigma/\rho$  klesá pro větší protonová čísla v důsledku snižování poměru  $N/Z$ , tj. poměru počtu neutronů a relativní hmotnosti atomu. To je spojeno s klesající elektronovou denzitou.

Příklady hodnot elektronové denzity pro prvky a látky nejčastěji se vyskytující v biologickém materiálu jsou uvedeny v tabulce 3.

Tab. 3: Fyzikální vlastnosti některých prvků [17]

Prvek	Hustota kg/m <sup>3</sup>	Atomové číslo	Elektronová denzita [e <sup>-</sup> /kg]
Vodík	0,0899	1	5,97 x 10 <sup>-26</sup>
Uhlík	2250	6	3,01 x 10 <sup>-26</sup>
Vzduch	1,293	7,8	3,01 x 10 <sup>-26</sup>
Voda	1000	7,5	3,34 x 10 <sup>-26</sup>
Svalová tkáň	1040	7,6	3,31 x 10 <sup>-26</sup>
Tuk	916	6,5	3,34 x 10 <sup>-26</sup>
kost	1650	12,3	3,19 x 10 <sup>-26</sup>

Z tohoto důvodu mají např. měkké tkáně obsahující ve větším množství vodík větší koeficient útlumu pro Comptonův jev než pro kosti, které naopak mají větší hustotu. Hmotnostní koeficient Comptonova jevu se snižuje v závislosti na energii dopadajících fotonů. Nicméně v běžném diagnostickém rozsahu je možné jej brát jako konstantní hodnotu proti koeficientu pro fotoefekt (obr. 17).



Obr. 17: Proměnlivost koeficientů útlumu fotoefektu a Comptonova jevu [17]

V souhrnu lze hmotnostní koeficient útlumu pro Comptonův jev vyjádřit: [17]

$$[\sigma/\rho](Z) \approx \begin{cases} 0,2 \text{ cm}^2/\text{g} \dots \text{pro materiály s vyšším atomovým číslem} \\ 0,4 \text{ cm}^2/\text{g} \dots \text{pro vodík} \end{cases}$$

### 1.7 Biologické účinky rentgenového záření

Biologické působení ionizujícího záření na živou hmotu se projevuje mechanismy platnými i pro látky neživé jako jsou absorpce, excitace a dále navazuje řada dějů, které jsou podmíněny složitostí organizace živé hmoty a mohou vést k funkčním změnám na úrovni buněčné, orgánové nebo celého organismu. Účinky rentgenového záření na živou tkáň je možné posuzovat dle dvou teorií: [10]

**Zásahová teorie** – vychází z přímého zasažení buňky, při níž dochází k absorpci energie, k následné ionizaci a poškození zasažené struktury tkáně.

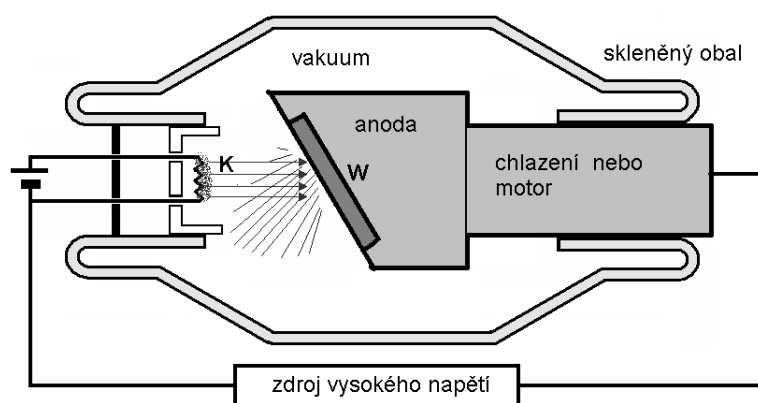
**Radikálová teorie** – základem je nepřímý účinek ionizujícího záření na molekuly vody (radiolýza vody). Při ní vznikají volné radikály a dále produkty schopné oxidace. Mezi volné kyslíkové radikály řadíme superoxidový radikál  $O_2^{\cdot-}$ , perhydroxylový radikál  $HO_2^{\cdot}$ , peroxid vodíku  $H_2O_2$ , hydroxylový radikál  $OH^{\cdot}$  a singletový kyslík  $^1O_2$ . Hydroxylový radikál nejvíce poškozuje biomolekuly. [10]



Volné radikály způsobují funkční a strukturální poruchy buněk a jejich organel, nejzávažnější jsou defekty DNA. Jednoduché zlomy jsou snadno reparovatelné v průběhu dvou až čtyř hodin po ozáření, dvojné zlomy však často způsobují ztrátu původní informace a mohou se projevit smrtí buněk.

### 1.8 Vznik rentgenového obrazu

V současné době jsou jako zdroje rentgenového záření používány vakuové elektronky diodového typu s rotační anodou nazývané rentgenky. Konstrukčně jde o hermeticky uzavřenou skleněnou trubici s vysokým stupněm vakua, v jejíž ose jsou umístěny dvě elektrody – katoda a anoda (obr. 18).



Obr. 18: Schéma konstrukce rentgenky [14]

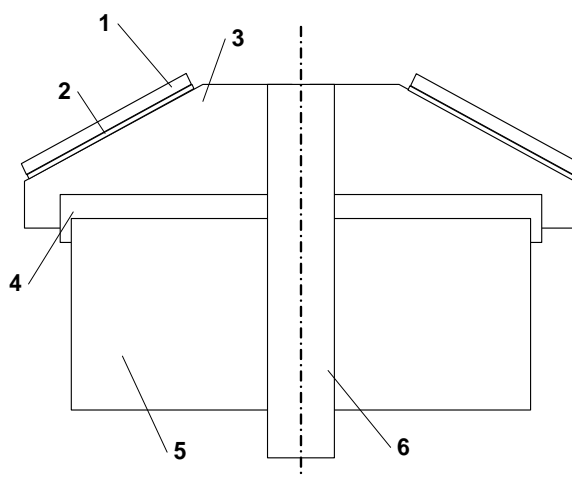
Každá rentgenka musí splňovat čtyři základní požadavky, nezbytné pro vznik rentgenového záření: [12]

- uvolnění elektronů,
- zvýšení jejich kinetické energie,
- jejich volnou cestu,
- vhodný brzdový element k jejich zastavení.

Klíčovými konstrukčními prvky rentgenky jsou katoda a anoda.

**Katoda** - je tvořena wolframovým vláknem, které má vysoký bod tání (3 422 °C) a je mechanicky stálé. Zde se tepelnou emisí uvolňují elektrony a pomocí fokusační misky se směřují do jednoho místa na anodě, do tzv. ohniska. Fokusační zařízení má stejnou polaritu jako katoda, proto odpuzuje elektrony emitované vláknem katody a usměrňuje je k anodě. Protože při různých vyšetřovacích metodách jsou různé požadavky na výkon a velikost ohniska, jsou rentgenky vyráběny jako dvouohniskové.

**Anoda** - je místo, kde vzniká rentgenové záření po dopadu elektronů. Protože přibližně jen 1 % dopadajících elektronů se přemění v rentgenové záření a zbývajících 99 % se přemění v teplo, musí být anoda vyrobena z vhodného materiálu. Tento musí mít velkou tepelnou odolnost a současně umožňovat vznik záření potřebných vlastností. Anoda se proto často vyrábí v kompozitním provedení, kdy základ tvoří například těleso ze slinutého grafitu a dopadový terč – ohnisko, je z molybdenu. Pro rentgenky pro diagnostiku požadujeme co nejmenší ohnisko s co největším výkonem při co nejkratší expoziční době. Konstrukční uspořádání takového typu anody je na obrázku 19.



Obr. 19: Konstrukce anody: [16]

1. dopadový terč – wolfram, slitina wolframu a rhenia,
2. upevnění terče – platinová, titanová pájecí slitina,
3. těleso anody – molybden,
4. upevnění tělesa terče – pájecí slitina s paladiem,
5. nosič anody – grafit,
6. rotor – měď.

Výkon rentgenky, tj. množství rentgenového záření generovaného rentgenkou závisí na počtu elektronů, které dopadnou na anodu. Toto množství se reguluje změnou proudu, kterým se žhaví vlákno katody. Pronikavost záření se reguluje změnou velikosti napětí mezi katodou a anodou, čím je vyšší napětí, tím je záření pronikavější v důsledku jeho kratší vlnové délky.

#### 1.8.1 Geometrie ohniska jako zdroje rentgenového záření

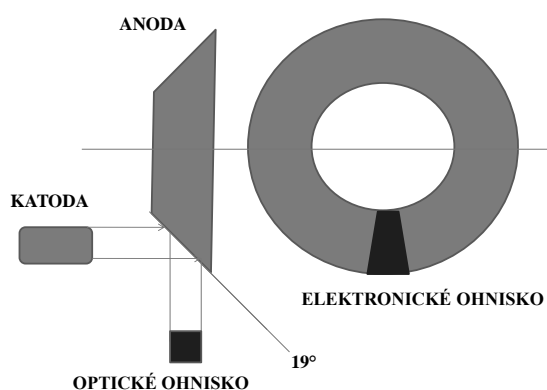
Pro kvalitu výsledného obrazu má zásadní význam velikost i tvar ohniska. Největší ostrost kresby získáme s co nejmenším ohniskem. Elektronové ohnisko má tvar obdélníku, avšak vhodným sklonem anody ( $19^\circ$ ) se projekčně zmenší na čtvercové (optické), které umožňuje větší ostrost kresby (obr. 20). Čím je ohnisko větší, tím větší je jeho výkon, tím menší je ovšem ostrost kresby. Velký výkon ohniska zkracuje



expoziční dobu a tím snižuje riziko pohybové neostrosti. Volba ohniska závisí na vlastnostech vyšetřovaného objektu, použité technice a cíli vyšetření. Velikost ohniska určuje dosažitelnou prostorovou rozlišovací schopnost zobrazení, tzv. geometrickou neostrost  $N_g$ : [2]

$$N_g = O \frac{b}{F - b} \quad [mm],$$

kde:  $O$  - udává velikost optického ohniska,  $b$  - vzdálenost objekt-detektor,  $F - b$  - vzdálenost ohnisko-objekt.



Obr. 20: Schéma čárového ohniska rentgenky s otáčivou anodou [12]

### 1.8.2 Geometrie obrazu

Rentgenový obraz je dvojrozměrný, stínový obraz trojrozměrného objektu. Na vzniku rentgenového obrazu se podílí zdroj záření, vyšetřovaný objekt a průmětna ve formě filmu, flat panelu či stínítka zesilovače. Vzájemné postavení těchto tří komponent zásadně ovlivňuje vzniklý obraz. Ze zdroje záření vychází rozbíhavý svazek paprsků, je-li zdroj v nekonečnu od objektu, probíhají paprsky již prakticky rovnoběžně a nerozbíhavě. V důsledku tohoto faktu rozeznáváme dvě základní projekce: [12]

- projekci paralelní – paprsky se šíří rovnoběžně,

- projekci centrální – paprsky se šíří rozbíhavě, svazek záření má tvar kužele nebo komolého jehlanu. Centrální projekce může být kolmá nebo šikmá.

### 1.8.3 Parametry kvality snímku

Od rentgenového obrazu požadujeme, aby byl co nejkvalitnější, tzn., aby přinášel co nejvíce diagnostických podrobností o objektu, aby splňoval všechny kvalitativní parametry, mezi které řadíme ostrost a kontrast, jež určují rozlišovací schopnost rentgenového obrazu. Rozlišovací schopnost představuje počet informací, jež může zaznamenat a poskytnout jednotka plochy rentgenového obrazu. Čím je rozlišovací schopnost rentgenového obrazu větší, tím větší je jeho diagnostický obsah a lékařská hodnota. Ve smyslu informační teorie považujeme rentgenový obraz za soubor informací, které jsou zaznamenány na filmu jako zčernání různé intenzity, velikosti a tvaru. Rozlišení jako parametr je dáno ostrostití, kontrastem a šumem. [12]

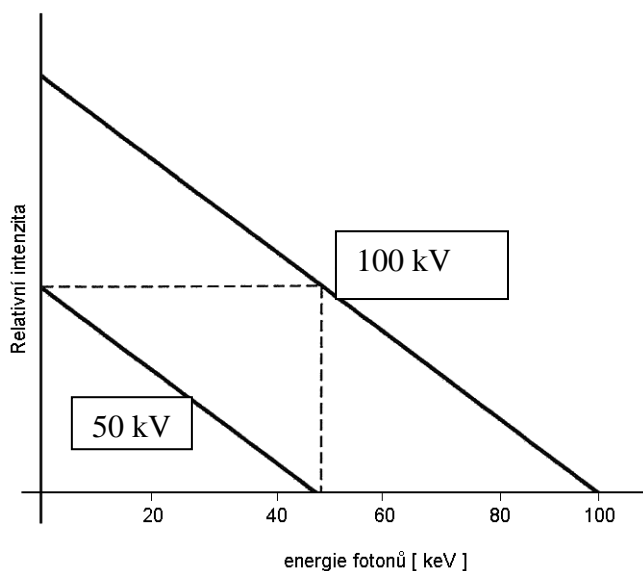
**Ostrost** (neostrost) – je co nejpřesnější zobrazení okrajů detailů objektu. Neostrost celkovou rozdělujeme na geometrickou, pohybovou a vnitřní:

- geometrická neostrost je určována tvarem, velikostí a sklonem ohniska rentgenky. Čím je ohnisko menší, pravidelného tvaru a vhodnějšího sklonu, tím je větší výsledná ostrost kresby rentgenového obrazu. Pro ostrost kresby je klíčová vzdálenost ohnisko – objekt – film, čím je vzdálenost ohnisko – objekt větší a objekt – film menší, tím je ostrost kresby větší,
- pohybová neostrost zahrnuje spontánní, autonomní pohyby (dýchací, střevní peristaltika) nebo úmyslné pohyby. Čím je expoziční doba delší, tím je riziko pohybové neostrosti větší. Pohybovou neostrost může také způsobit pohyb ohniska nebo filmu během expozice,
- vnitřní neostrost ve filmovém provozu zahrnuje neostrost filmového materiálu a zesilovacích folií danou velikostí zrna a dále přiléháním zesilovacích folií k filmu.

**Kontrast** - vyjadřuje rozdíl ve zčernání dvou sousedních míst rentgenového obrazu.

Kontrast v rentgenovém obrazu je ovlivňován následujícími faktory:

- složením objektu a jeho tloušťkou – absorpční poměry jsou v lidském těle různé a ty určují, kolik se absorbuje záření a kolik ho projde a dopadne na film. Tato difference v absorpci záření různými částmi objektu vyvolá různý stupeň zčernání ve výsledném rentgenovém obraze, tedy různou intenzitu prošlého záření a umožní vzájemné rozlišení detailů,
- kvalitou primárního svazku záření – ta je určena vlnovou délkou, danou napětím na rentgence (obr. 21). Čím jsou kilovolty vyšší, tím je záření pronikavější, neboť má vyšší energii a objektem je méně absorbováno. Tvrdší záření ovšem podmiňuje i vznik většího množství sekundárního záření,
- množstvím sekundárního záření,
- kvalitou fotografického materiálu a jeho zpracováním v případě filmového provozu a v případě digitálního provozu citlivostí detektorového elementu,



*Obr. 21: Vliv napětí rentgenky na energetické spektrum brzdového záření [17]*

- akvizičním kontrastem – tj. minimální změnou signálu, kterou lze ještě rozlišit. Je dán poměrem odlišnosti útlumu rentgenového záření na odpovídajících sousedních paprscích vymezených velikostí pixelu snímané plochy: [2]

$$K = (Max - Min) / (Max + Min),$$

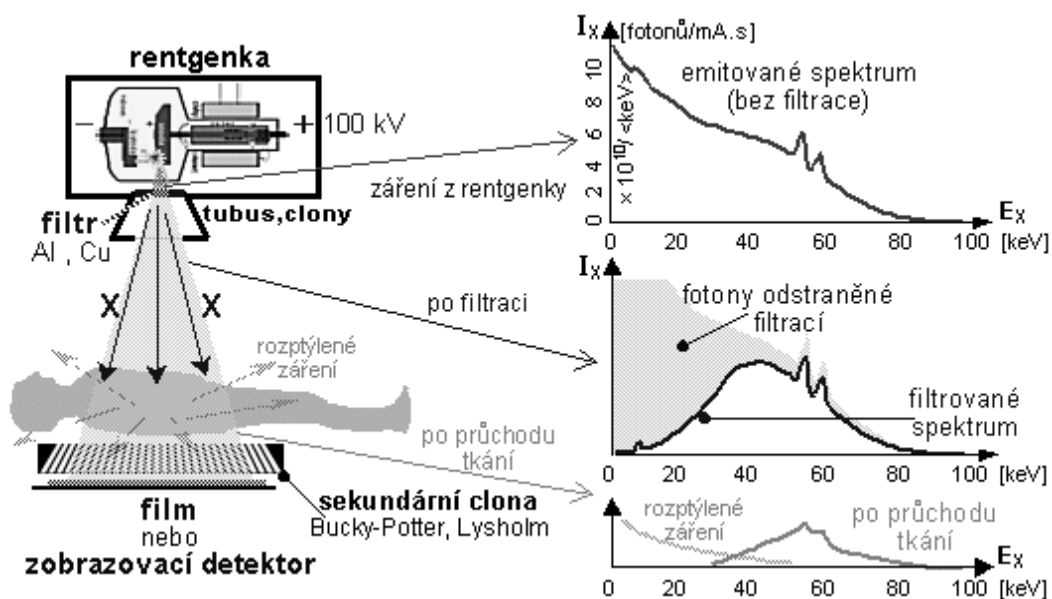
kde: K – kontrast, Max – maximální stupeň odlišnosti, Min – minimální stupeň odlišnosti záření ve dvou pixelech.

**Šum** - vzniká v digitální radiografii, negativně ovlivňuje kvalitu snímku, jeho zdrojem jsou fyzikální procesy při tvorbě obrazu. V závislosti na původu rozlišujeme šum: [2]

- strukturální – vytváří jej anatomické struktury, které nejsou podstatné,
- pohybový – vzniká pohybem (pacient, orgány),
- fyzikální – je způsoben vlivem fyzikálních a elektronických zdrojů vázaných na signálovou radiaci,
- kvantový šum – je závislý na hustotě zářivého toku signálové radiace a se snižující se touto hodnotou roste.

### **1.9 Filtrace**

Filtrace ovlivňuje kvalitu rentgenového záření. Primární svazek vycházející z rentgenky je směsí paprsků různé vlnové délky. Na tvorbě obrazu se podílí pouze krátkovlnné záření, naopak záření dlouhé vlnové délky zatěžuje výsledný obraz negativně a také zvětšuje radiační zátěž, protože se v něm ve velké míře absorbuje (obr. 22). Filtrace má význam nejen pro zvýšení homogenity primárního záření, ale i pro snížení kožních dávek záření.



Obr. 22: Schéma uspořádání rentgenky, filtru, primární a sekundární clony [14]

Tento obrázek znázorňuje:

vlevo – uspořádání rentgenky, filtru, primárních a sekundárních clon, filmu či detektoru, vpravo - průběh změny spektra emitovaného z rentgenky ještě před průchodem fotonů primární filtrací v závislosti na intenzitě fotonů a jejich energii. Na dalším průběhu sledujeme změnu spektra způsobenou primární filtrací a použitím primárních clon. Dochází k odstranění nízkoenergetických fotonů a průběh filtrovaného spektra má nejvyšší intenzitu v polovině svého průběhu. Poslední graf zobrazuje průběh intenzity sekundárního záření a změnu průběhu spektra fotonů po jejich utlumení v tkáni.

### 1.9.1 Typy filtrace

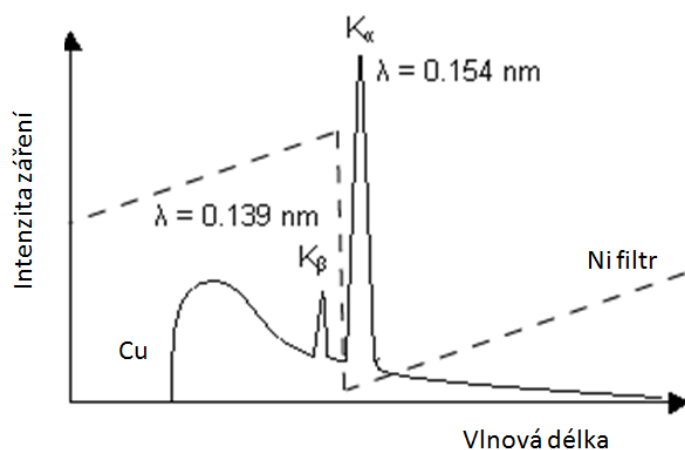
**Primární filtrace** – pohlcuje část měkkého záření a je tvořena sklem rentgenky, výstupním okénkem krytu rentgenky a olejem. Standardně je primární filtrace ekvivalentní asi 1mm hliníku, tato filtrace nepostačuje a proto je zvyšována.

**Přídavná filtrace** - je zajišťována vyměnitelnou vrstvou vhodné látky vloženou do výstupního okénka rentgenky. Tyto filtry (měď) mohou být automaticky vkládány při volbě standardního protokolu, zvláště při volbě dětských programů nebo manuálně při

expozicích vyšších než 90kV, dle doporučení výrobce. Podskupinou přídavné filtrace jsou vyrovnávací filtry, mají specifický tvar determinující jejich použití na konkrétní projekci určitého orgánu. Na výstupní okénko rentgenky jsou připevněny magnety.

Součet primární a přídavné filtrace je celková filtrace a tato je ekvivalentní asi 2mm hliníku. Zvýšením filtrace z 1mm Al na 3mm Al se sníží povrchová dávka až o 30%, aniž se zhorší kvalita výsledného rentgenového obrazu. [12]

Materiál přídavných filtrů je hliník a měď, v některých speciálních případech, kdy potřebujeme ostřejší a selektivnější filtraci určitých oblastí energie, se používají další materiály umožňující filtraci tzv. K-hranou. Tato filtrace je založena na výrazně zvýšené absorpci fotonového záření při energii rovné nebo mírně vyšší než je vazbová energie elektronů na slupce K atomů použitého materiálu. Princip této filtrace je na obrázku 23.



Obr. 23: Filtrace K-hranou, materiál anody Cu, materiál filtru Ni [15]

Kombinací standardního filtru (Al, Cu) a filtru z vhodného materiálu s využitím efektu K-hrany výsledně obdržíme pásmový filtr. Tento pásmový filtr vybírá určitý úsek energií ze spojitého spektra rentgenového záření, používá se molybdenový nebo rhodiový filtr. Tato filtrace se používá např. u mamografií, kde filtr odřezává fotony vyšších energií než cca 20-23keV pro dosažení lepšího kontrastu. K-hrana molybdenu odřezává fotony vyšších energií než cca 20keV, K-hrana rhénia fotony vyšších energií než cca 23keV. [14]

### 1.9.2 Parametry filtrace

Hodnota filtrace se udává ekvivalentem nejčastěji používaného materiálu, v rentgenové diagnostice v ekvivalentu hliníku nebo mědi. Čím je filtr silnější a z prvku o vyšším protonovém čísle, tím je zeslabení záření větší. Tedy čím větší je celková filtrace, tím je větší homogenita záření, značně stoupne podíl krátkovlnného záření a záření se celkově stává tvrdším.

Stanovení vlastní filtrace rentgenového zářiče upravuje česká technická norma ČSN EN 60522. Vlastní filtraci definuje jako: ekvivalentní filtrace, k níž dochází v rentgenovém zářiči v důsledku použití trvale upevněných materiálů, zachycujících svazek rentgenového záření, které při žádné aplikaci nemají být odstraněny a nejsou opatřeny prostředky umožňující jejich odstranění za normálního použití. Hodnoty polotloušťky a ekvivalentní filtrace, stanovené v souladu s touto normou, platí pro referenční materiály tohoto složení: [9]

- hliník o čistotě 99,9% nebo vyšší a o hustotě  $2,70\text{g.cm}^3$ ,
- měď o čistotě nejméně 99,9% nebo vyšší a hustotě  $8,90\text{g.cm}^3$ .

Pro prohlášení o shodě s touto normou musí být hodnota vlastní filtrace rentgenového zářiče vyjádřena v milimetrech tloušťky příslušného materiálu v případě, že vlastní filtrace je tvořena jediným materiálem (např. beryliem), jinak [9]

- hliníku u rentgenových zářičů se jmenovitým napětím rentgenky nepřekračujícím 150kV, spolu s napětím rentgenky, použitým při zkoušce, nebo
- mědi u rentgenových zářičů se jmenovitým napětím rentgenky překračujícím 150kV, spolu s napětím rentgenky, použitým při zkoušce.

Filtrace nebo referenční materiály musí být popsány jejich chemickými značkami. Napětí rentgenky, použité při zkoušce musí být uvedeno v kilovoltech.

### ***1.10 Typy radiografických systémů používaných v současnosti***

V současné době se na radiodiagnostických pracovištích můžeme setkat s analogovými nebo digitálními systémy. Digitální systémy se dělí dále dle způsobu převodu rentgenového záření na elektrický signál do dvou kategorií:

- systémy nepřímé digitalizace,
- systémy přímé digitalizace.

**Nepřímá digitalizace** - místo filmového materiálu používá kazety s opakovatelně použitelnou obrazovou folií. Tyto paměťové folie obsahují mikrokrystaly na bázi např. CsI. Rentgenové záření způsobí excitaci elektronů, které zůstávají zachyceny ve vyšší energetické hladině. Exponovaná kazeta se vkládá do čtecího zařízení, kde postupným ozářením jednotlivých bodů folie červeným laserem se elektrony převedou zpět do své energetické hladiny a přebytečná energie se vyzáří ve formě modrého záření, úměrného intenzitě dopadajícího rentgenového záření. Latentní obraz se převede na elektrický signál v digitální formě. Obrazy se přenášejí elektronicky po síti a zobrazují se na monitorech pracovních stanic

**Přímá digitalizace** - má místo kazety plochý panelový detektor, který přímo vytváří obraz v digitální formě. V současnosti jsou k dispozici dva typy obrazových detektorů:

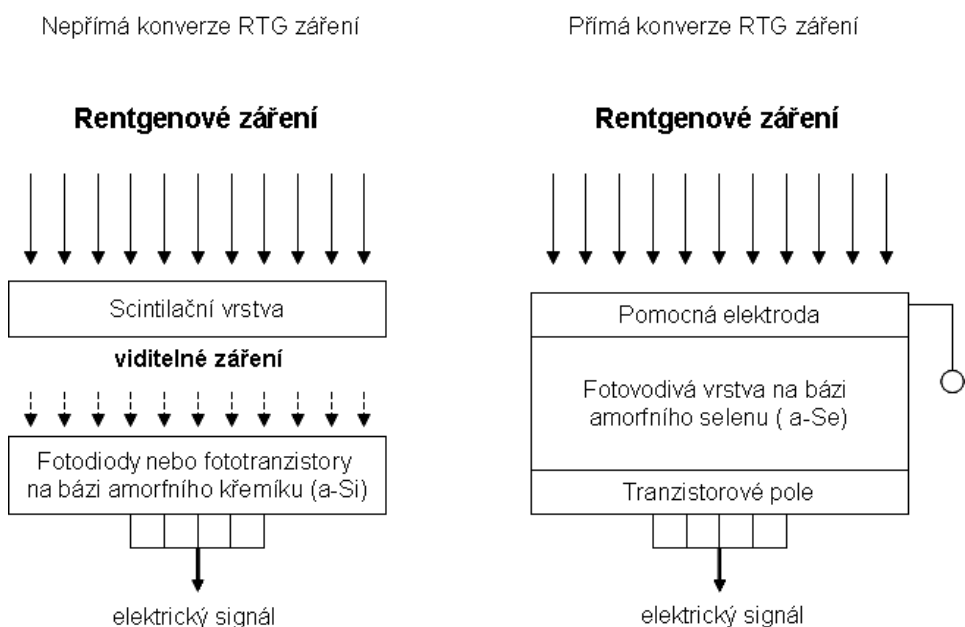
- Obrazový detektor FPD s přímou konverzí (direct conversion) [1]

Obrazový detektor tohoto typu realizuje převod rentgenového záření na signál elektrický v jednom kroku. Jako detekční materiál se nejčastěji používá amorfní selen (a-Se). Selen vyniká vodivostí při působení světla. Rentgenové záření dopadá na fotovodivou selenovou vrstvu, přičemž dochází k tvorbě elektron – děrových párů. Elektrony se pohybují ke katodě a v obvodu vznikne proudový impuls. Tento impuls je převeden ke sběrací elektrodě kondenzátoru, odkud je sejmuto tranzistorovým polem (obr. 24). Tato metoda využívá vnitřní fotoelektrický jev.



- **Obrazový detektor FPD s nepřímou konverzí**

Detektor tohoto typu realizuje převod rentgenového záření na signál elektrický ve dvou krocích. V prvním kroku využívá fluorescence, rentgenové záření je transformováno na viditelné světlo a vzniká světelný meziobraz. Ve druhém kroku je tento mezi-obraz převeden 2D polem fotodiod (amorfnní křemík a-Si) na elektrický signál. Ke konstrukci luminiscenční vrstvy se používají dva typy luminoforů.

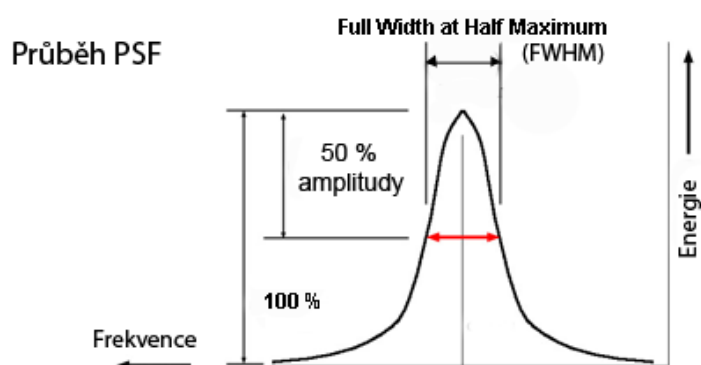


*Obr. 24: Schéma nepřímé a přímé konverze [1]*

### 1.10.1 Kvalita digitálního zobrazení

Kvalitu procesu zobrazení lze z obecného hlediska popsat kvantitativními veličinami: [2]

- impulsní charakteristikou PSF (Point Spread Funktion), která obecně vyjadřuje odezvu zobrazovacího systému na Dirackův impuls nebo pomocí hodnocení LSF (Line Spread Funktion), které popisuje odezvu na čárový zdroj,
- modulační přenosovou funkcí MTF (Modulation Transfer Function) – určování šířky přenášeného pásma na jednotlivých prostorových frekvencích,
- veličinou FWHM (Full Width at Half Maximum) – udává šířku v polovině maximální výšky impulsní charakteristiky PSF akviziční aperturové funkce. Čím vyšších nabývá hodnot, tím nižší je dosažené prostorové rozlišení (obr. 25),



Obr. 25: Impulsní charakteristika PSF s vyznačeným FWHM [2]

- kontrastní rozlišovací schopností – schopnost rozlišit co nejmenší rozdíl denzity,
- dynamikou signálu – rozsah hodnot denzity, který lze procesem zobrazení zpracovat, úměrný rozsahu signálu na výstupu obrazového detektoru,
- časovou rozlišovací schopností – (akviziční obrazová frekvence) – schopnost zobrazit rychlé časové změny (důležité u skiaskopie),
- linearitou převodu obrazové souřadnice – (gradační zkreslení) – rozsah hodnot denzity, které lze v procesu zobrazení zpracovat s konstantní citlivostí,
- linearitou převodu poziční souřadnice – (geometrické zkreslení obrazu) – schopnost zobrazení bez pozičního zkreslení, detekční kvantovou účinností DQE (Detective Quantum Efficiency) je objektivní parametr hodnotící celkovou účinnost procesu zobrazení jak z hlediska získaného signálu, tak i z hlediska doprovodného šumu SNR

## **2 Cíl práce a hypotéza**

### **2.1 Hypotéza**

Předpokládám, že použitím vyrovnávacího filtru, dojde ke zvýšení kvality snímku v důsledku kompenzace ostrého přechodu mezi vyšetřovanou tkání a okolním prostředím bez tkáně. Toto zlepšení není spojeno se zvýšením radiační zátěže.

### **2.2 Cíl práce**

Cílem této práce je na praktickém příkladu prokázat vhodnost použití vyrovnávacího filtru při standardně realizované projekci AP ramenního kloubu. Porovnat trend hodnot dávek z DAP-metru a expozičních hodnot při použití vyrovnávacího filtru s hodnotami bez použití vyrovnávacího filtru. Za tímto účelem budou provedeny skupiny měření, která jsou detailněji popsána v dalším oddíle. Veškerá měření budou provedena za účelem ověření zvýšení kvality snímku při použití vyrovnávacího filtru a zjišťování trendů expozičních hodnot a hodnot plošného dávkového součinu.

## **3 Metodika**

Literární sběr dat týkajících se vzniku rentgenového záření a faktorů ovlivňující kvalitu snímku. V rámci sběru dat byla provedena měření:

- s homogenním fantomem,
- s antropomorfním fantomem,
- měření na skupině pacientů reprezentujících standardního pacienta,
- měření vstupní povrchové kermy na antropomorfním fantomu.

Při uvedených měřeních bylo provedeno sledování trendů hodnot:

- DAP-metru,
- expozičních parametrů,

- hodnot ovlivňujících kvalitu výsledného digitálního rentgenogramu pomocí Pixel Value v ROI, hodnot vysokého a nízkého kontrastu, minimální a maximální denzity rentgenogramu.

Určila jsem dopadovou dávku výpočtem z hodnot DAP-metru:

$$\text{dopadová dávka} = \frac{\text{plošný dávkový součin}}{\text{plocha}} \quad [\text{mGy}].$$

Všechna měření byla provedena s vyrovnávacím filtrem a bez filtru.

### 3.1 Rozsah vlastních měření

Při měření byl použit homogenní a antropomorfní fantom, dále byla provedena studie se skupinou pacientů reprezentujících standardního pacienta.

a) S homogenním fantomem:

- měření za postupného snižování objemu po 1cm: z 10 na 1cm při použití vyrovnávacího filtru a bez filtru,
- měření za postupného snižování objemu po 1cm: z 10 na 1cm při zvýšení přídavné filtrace na 0,1mm Cu při použití vyrovnávacího filtru a bez filtru,
- měření za postupného snižování objemu po 1cm: z 10 na 1cm při zvýšení přídavné filtrace na 0,2mm Cu při použití vyrovnávacího filtru a bez filtru,
- měření za postupného snižování objemu po 1cm: z 10cm na 1cm při zvýšení přídavné filtrace na 0,3mm Cu při použití vyrovnávacího filtru a bez filtru,
- měření s homogenním fantomem tloušťky 5cm při použití vyrovnávacího filtru a bez filtru při sledování hodnot kvality snímku na surových datech před konečným zpracováním.

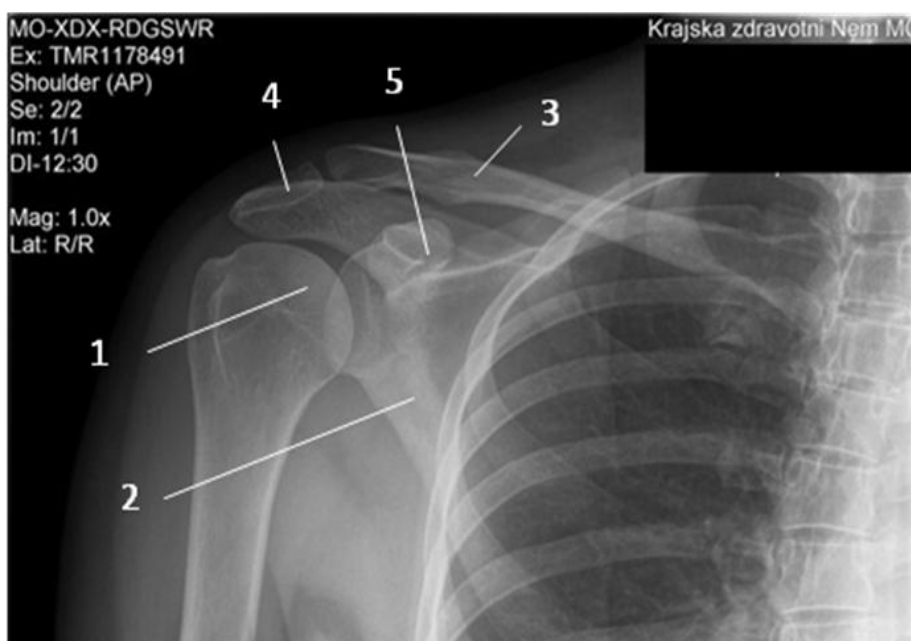
b) S antropomorfním fantomem:

- měření při použití vyrovnávacího filtru a bez filtru,
- měření při zvýšení přídavné filtrace na 0,1mm Cu s filtrem a bez filtru,
- měření při zvýšení přídavné filtrace na 0,2mm Cu s filtrem a bez filtru,

- měření při zvýšení přídavné filtrace na 0,3mm Cu s filtrem a bez filtru.
- c) Měření na skupinách pacientů:
- pacienti při vyšetření obou ramen,
  - na skupině pacientů reprezentující standardního pacienta 170cm/70kg,
  - na skupině pacientů nad 80kg.
- d) Měření na raw datech (před počítačovým zpracováním) u skupiny pacientů za použití pomůcky ke stanovení vysokého kontrastu.
- e) Měření vstupní povrchové kermy při použití antropomorfního fantomu.

### 3.2 *Orgán, na němž bude provedeno ověření*

Ověření hypotézy bude provedeno na snímku ramenního kloubu. Charakteristika ramenního kloubu – základní anatomické struktury (obr. 26).



Obr. 26: Rentgenogram ramenního kloubu: 1. Hlavice humeru (pažní kosti), 2. scapula (lopatka), 3. Clavicula (klíční kost), 4. Acromion, 5. Processus coracoideus

Charakteristika ramenního kloubu:

Ramenní kloub tvoří 2 klouby:

- **gleno-humerální (GH) kloub** – běžně nazývaný ramenní kloub, rameno – typ kulovitého kloubu v mělké jamce, což umožňuje pohyb paže dopředu, dozadu i do boku a současně i rotační pohyby,
- **akromio-klavikulární (AC) kloub** – umístěný mezi zevním koncem klíční kosti a akromionem (část lopatky tvořící nejvyšší místo ramenního kloubu = nadpažek).

Příčiny problémů ramenního kloubu: [4]

- úrazová příčina,
- zánětlivá onemocnění a artróza – postupné degenerativní (artrotické) změny na chrupavkách a kostech ramena. Mezi tyto nemoci řadíme celou řadu různých chorob zcela odlišných příčinou vzniku, svým průběhem i závažností, které rozdělujeme do následujících skupin:
  - zánětlivé formy revmatismu, degenerativní nemoci,
  - metabolické nemoci pohybového ústrojí,
  - revmatismus, další nemoci pohybového ústrojí a muskuloskeletární projevy některých vnitřních chorob,
- neúrazová příčina – vrozené anomálie kvality pojivové tkáně – kloubního pouzdra a vazů.

Při snímkování většiny oblastí pohybového ústrojí, postižených revmatickými nemocemi, se zhotovují snímky ve dvou projekcích, nejčastěji předozadní (AP) a bočné v případě úrazu. [12]

Projekce předozadní, ventrodorzální: pacient obnažen do půli těla, vzdálenost ohnisko – film 100cm, dlaň směřuje vzhůru k rentgence, vyšetřovaná končetina podél trupu, dole mírně od trupu vzdálena. Centrální paprsek kolmo na střed filmu, na processus coracoideus, stranová značka v distálním rohu filmu.

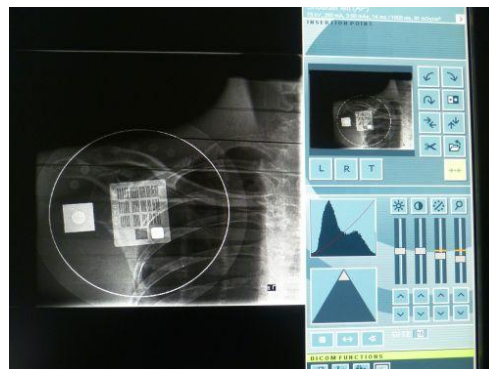
### 3.3 Popis zařízení použitého k experimentu

**Pracoviště:** RDG, Krajská zdravotní, a.s., Nemocnice Most, o.z.

**Charakter zařízení** - rentgenové zařízení diagnostické skiagraficko-skiaskopické stacionární, plně digitální.



Obr. 27: vlevo: Fotografie okénka rentgenky, vpravo: Fotografie flat panelu



Obr. 28: vlevo: Dotykový displej ovládacího panelu s možností volby protokolu vyšetření, vpravo: Monitor pro úpravu rentgenogramů

Tab. 3: Technické údaje zařízení:

Výrobce	Swissray Medical AG, Turbistrasse 25-27, Hochdorf
Firemní označení	ddRFormula®
Datum instalace	únor 2009
Rentgenový zářič	Optitop 150/40/80 HC – 100L
Jmenovité napětí	150 kV
Vlastní filtrace	1,5 mm SI/80kV
Výrobce	Siemens
Rentgenka	Optitop 150/40/80 HC
Jmenovité napětí	150kV
Ohnisko	0,6/1,00 mm
Kolimační zařízení, clony	typ: AI 02 0468249 G052G
Celková filtrace	2,94 mm Al (včetně KAP metru)
Přídavné filtry	0,1 mm Cu / 0,2 mm Cu /0,3 mm Cu
Generátor napětí	GEN – X 4000
Rozsah regulace napětí	40-150kV po 1kV, větší kroky po 2kV
Rozsah regulace mA	10-1000mA – velké ohnisko
Rozsah regulace mAs	0,5-800mAs – malé ohnisko
Expoziční čas	1 ms – 5 s
Aktivní plocha detektoru	43 cm x 43 cm
A/D konvertor	14 bit
Senzitivita	kombinace film – zesilující fólie 400
Protirozptylová mřížka (Lysholmova clona):	Model No.:05766683 (Siemens), 15:1; 80 L/cm; fokus 150 cm
Ovládací konzole	eXpert5000 se software Weiss Vision XG
KAP metr	Vacutec 2004OEM
Software pro vyhodnocení rtg obrazu	Swissvision

### Specifikace použitých filtrů

- Vyrovnávací filtr určený pro snímkování ramenního kloubu tloušťky 1,5cm (obr. 29)
- Přídavná filtrace 0,1mm Cu, 0,2 mm Cu a 0,3 mm Cu

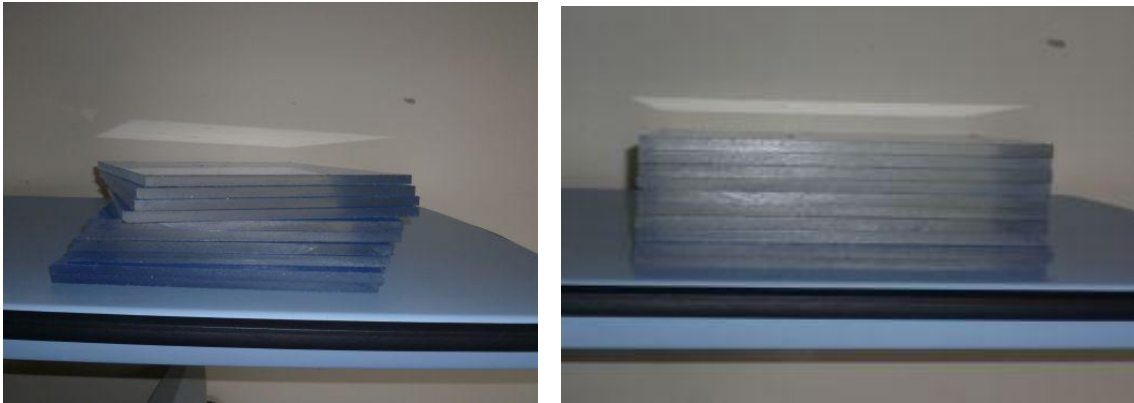




*Obr. 29: Fotografie vyrovnávacího filtru pro účel snímkování ramenního kloubu tloušťky 1,5cm*

### **Použité fantomy**

- 1) Fantom PMMA: homogenní desky pro účely imitace pacienta pro zkoušky provozní stálosti, čtvercového rozměru tloušťky 1cm, počet desek – 10ks (obr. 30)



*Obr. 30: Fotografie homogenního fantomu (10cm)*

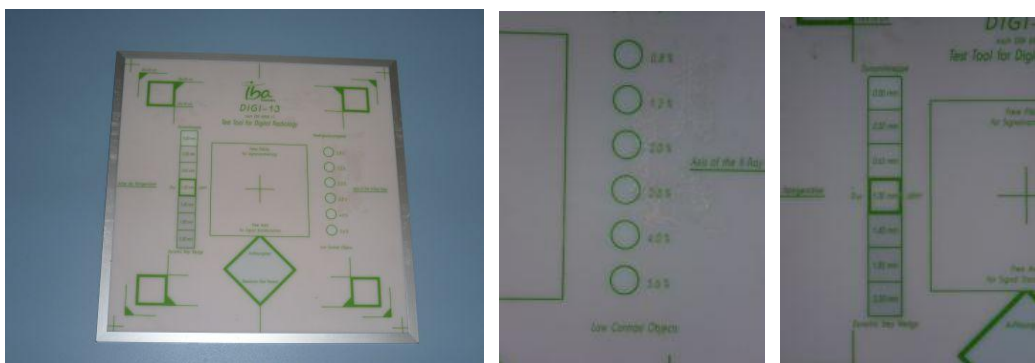
- 2) Antropomorfní fantom, jedná se o torzo horní poloviny hrudníku s klíčními kostmi a lopatkami bez pažní kosti. Fantom byl zapůjčen ze Státního úřadu pro radiační ochranu (obr. 31).



*Obr. 31: Antropomorfni fantom*

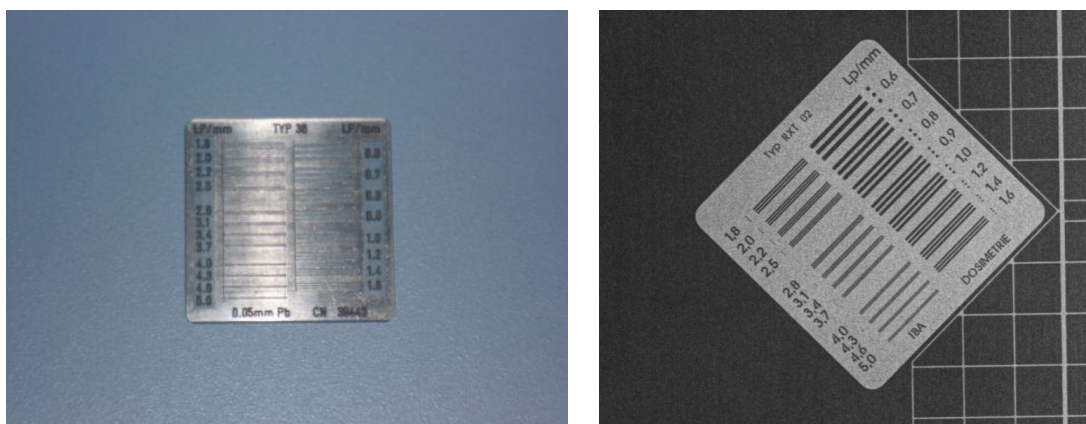
3) Testovací pomůcka pro CR a DR systémy – DIGI-13: multifunkční testovací pomůcka pro digitální skiagrafická pracoviště (obr. 32). Pomocí fantomu lze testovat:

- geometrii ozářeného pole,
- prostorové rozlišení,
- rozlišení při nízkém i vysokém kontrastu,
- optickou denzitu,
- artefakty.



Obr. 32: Fotografie testovací pomůcky pro CR a DR systémy – DIGI-13, uprostřed detail na měření nízkého kontrastu, vpravo: detail na měření maximální, střední a minimální denzity

4) Vysoko-kontrastní zkušební pomůcka (obr. 33)



Obr. 33: Fotografie pomůcky na měření vysokého kontrastu, vlevo: tato pomůcka na rentgenogramu

5) Dozimetr s ionizační komůrkou  $1\text{cm}^3$ , typ 77334, s vyhodnocovací jednotkou PTW - NOMEX. Přístroj byl zapůjčen radiologickým fyzikem ing. Koutským. (obr. 34)



Obr. 34: Fotografie – vlevo: Ionizační komůrka, vpravo: Elektrometr PTW - NOMEX

#### **Skupiny pacientů:**

- pacientky 170cm/70kg,
- pacienti 170cm/70kg,
- pacienti 170cm/ nad 80kg,
- různorodá skupina pacientů s požadavkem vyšetření obou ramen,
- různorodá skupina pacientů, u které byla při vyšetření použita pomůcka na měření vysokého kontrastu (mimo vyšetřovaný orgán).

### **3.4 Popis konkrétních měření**

#### 3.4.1 Měření č. 1 s homogenním zeslabujícím fantomem

#### **Použité přístroje a pomůcky:**

- fantom PMMA: homogenní desky, tloušťky 1cm, počet desek – 10 ks.,
- testovací pomůcka pro CR a DR systémy – DIGI-13,
- vyrovnávací filtr určený pro snímkování ramene tloušťky 1,5cm,
- přístroj Swissray.

### **Zvolené parametry přístroje:**

- ohnisková vzdálenost 100cm,
- volba programu: AP rameno,
- AEC centrální komůrka,
- automatické nastavení expozice: 75kV, 250mA,
- zaclonění na rozměr 24x30cm,
- přídatná filtrace 0,1mm Cu, 0,2mm Cu, 0,3mm Cu.

### **Po provedení expozice záznam parametrů:**

- součin proudu rentgenky a expozičního času [mAs],
- čas expozice [ms] a plošného dávkového součinu z DAP metru [mGycm<sup>2</sup>].

Určila jsem dopadovou dávku výpočtem z hodnot DAP-metru:

$$\text{dopadová dávka} = \frac{\text{plošný dávkový součin}}{\text{plocha}} \quad [\text{mGy}].$$

Následně export surových a počítačově zpracovaných dat do programu pro hodnocení a eventuelní úpravu medicínských dat (e-film) a provedeno hodnocení kvality snímku měřením:

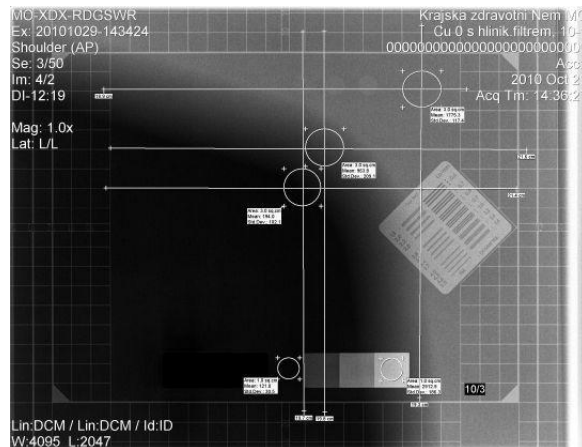
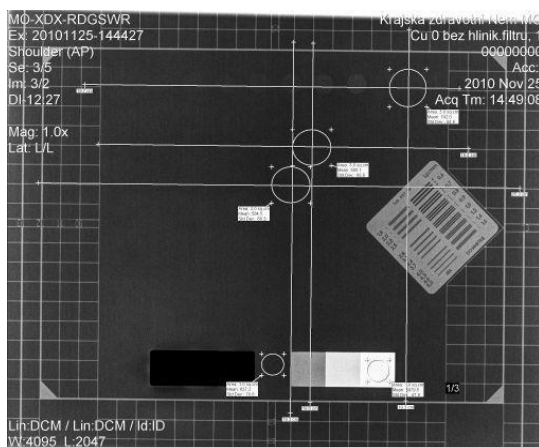
- vysokého a nízkého kontrastu,
- denzity minimální a střed (1cm<sup>2</sup>),
- hodnoty Pixel Value v oblasti referenčního bodu 1 zpracovaného snímku (3cm<sup>2</sup>)  
– oblast předpokládaného processus coracoideus,
- hodnoty Pixel Value v oblasti referenčního bodu 2 zpracovaného snímku (3cm<sup>2</sup>)  
– oblast předpokládaného přechodu tkáň-vzduch,
- hodnoty Pixel Value v oblasti referenčního bodu 3 zpracovaného snímku (3cm<sup>2</sup>)  
– oblast okraje snímku bez tkáně,

- hodnoty Pixel Value v oblasti referenčního bodu 1 ze surových dat snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast předpokládaného processus coracoideus,
- hodnoty Pixel Value v oblasti referenčního bodu 2 ze surových dat snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast předpokládaného přechodu tkáň-vzduch,
- hodnoty Pixel Value v oblasti referenčního bodu 3 ze surových dat snímku ( $3\text{cm}^2$ ) - oblast okraje snímku bez tkáně.

Následují expozice se snižováním tloušťky homogenního fantomu z 10cm až na 1cm (pro každou tloušťku provedeno 5 měření) a záznam a vyhodnocování stejných parametrů ve stejných oblastech.

### Postup měření:

- měření č. 1 bez přídavné filtrace a bez vyrovnávacího filtru (obr. 35),
- měření č. 2 s filtraceí 0,1mm Cu a bez vyrovnávacího filtru,
- měření č. 3 s filtraceí 0,2mm Cu a bez vyrovnávací filtrace,
- měření č. 4 s filtraceí 0,3mm Cu a bez vyrovnávací filtrace,
- měření č. 5 bez přídavné filtrace a s vyrovnávacím filtrem (obr. 35),
- měření č. 6 s filtraceí 0,1mm Cu s vyrovnávacím filtrem,
- měření č. 7 s filtraceí 0,2mm Cu s vyrovnávacím filtrem,
- měření č. 8 s filtraceí 0,3mm Cu s vyrovnávacím filtrem.



*Obr. 35: vlevo: Měření č. 1 bez vyrovnávacího filtru, vpravo: Měření č. 5 s vyrovnávacím filtrem*

#### 3.4.2 Měření č. 2 s antropomorfním fantomem

##### **Použité přístroje a pomůcky:**

- antropomorfní fantom: torzo zachycující klíční kost, lopatku a část hrudníku,
- testovací pomůcka pro CR a DR systémy – DIGI-13, (obr. 36),
- testovací pomůcka pro měření vysokého a nízkého kontrastu,
- vyrovnávací filtr určený pro snímkování ramenního kloubu tloušťky 1,5cm,
- přídatná filtrace 0,1mm Cu, 0,2mm Cu, 0,3mm Cu,
- přístroj Swissray.



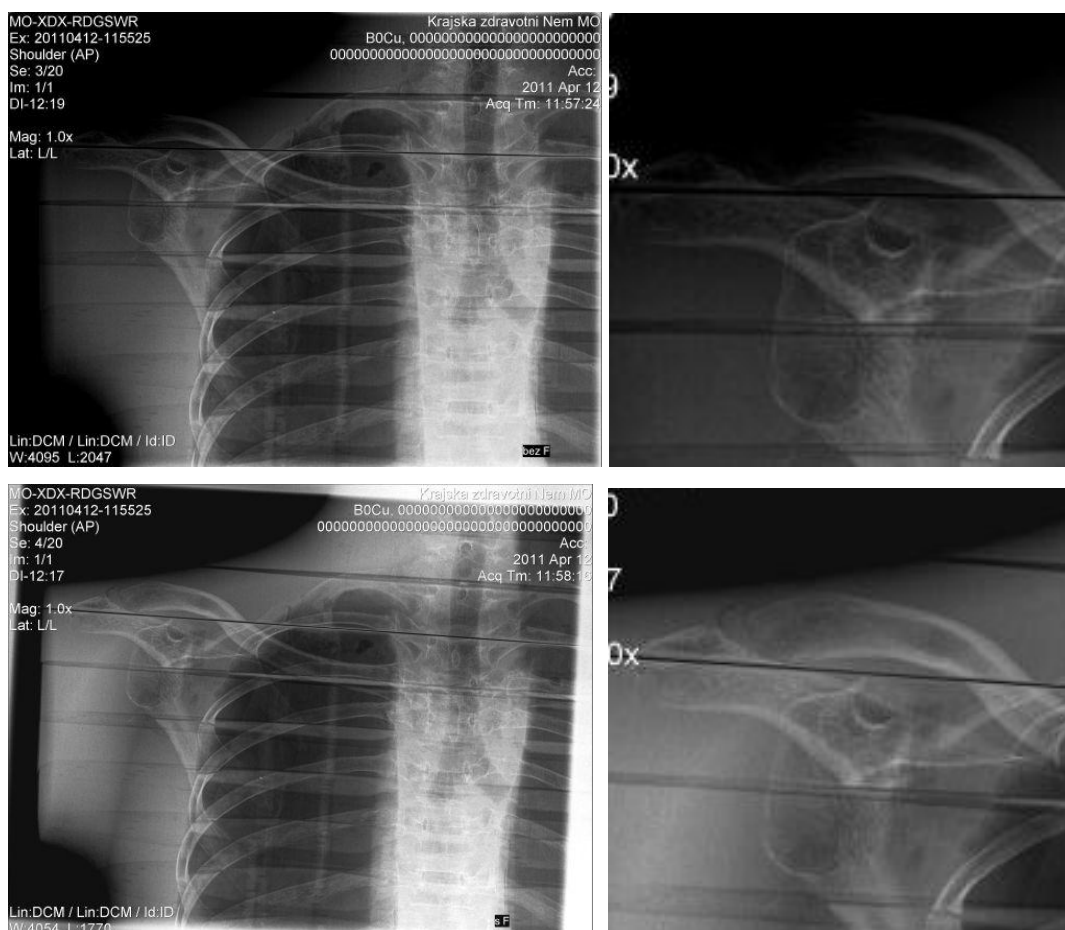
*Obr. 36: Fotografie zachycuje způsob měření při použití antropomorfního fantomu s pomůckou DIGI-13*

##### **Zvolené parametry přístroje:**

- ohnisková vzdálenost 100cm,
- volba programu: AP rameno,
- AEC centrální komůrka,
- automatické nastavení expozice: 75kV, 250mA,
- zaclonění.

### Postup měření:

- měření č. 1 bez přídavné filtrace a bez vyrovnávacího filtru (obr. 37),
- měření č. 2 s filtrací 0,1mm Cu a bez vyrovnávacího filtru,
- měření č. 3 s filtrací 0,2mm Cu a bez vyrovnávacího filtru,
- měření č. 4 s filtrací 0,3mm Cu a bez vyrovnávacího filtru,
- měření č. 5 bez přídavné filtrace a s vyrovnávacím filtrem (obr. 37),
- měření č. 6 s filtrací 0,1mm Cu a s vyrovnávacím filtrem,
- měření č. 7 s filtrací 0,2mm Cu a s vyrovnávacím filtrem,
- měření č. 8 s filtrací 0,3mm Cu a s vyrovnávacím filtrem.





*Obr. 37: Rentgenogramy s použitím antropomorfního fantomu, vlevo nahoře: bez vyrovnávacího filtru, vlevo: dole s vyrovnávacím filtrem, vpravo nahoře: detail - výřez předchozího rentgenogramu bez vyrovnávacího filtru, vpravo dole: detail - výřez předchozího rentgenogramu s vyrovnávacím filtrem.*

Dle citace lékaře:

*Na snímcích zobrazen antropomorfní fantom - skelet zobrazený centrálně s obdobně hodnotitelnou strukturou na obou snímcích, periferně zobrazené struktury v oblasti ramene (A-C skloubení a měkké části) dobře hodnotitelné pouze na snímku s filtrem - plyn v oblasti A-C skloubení a hodnotitelná pravidelná kostní struktura acromia s filtrem. Snímek s filtrem je kontrastnější zejména v měkkých povrchových částech. PNO hodnotitelný obdobně na obou snímcích.*

*MUDr. Kindl*

#### **Po provedení expozice záznam parametrů:**

- součin proudu rentgenky a expozičního času [mAs],
- čas expozice [ms] a dávka z DAP- metru [ $\text{mGycm}^2$ ].

Následně export počítačově zpracovaných dat do programu pro hodnocení a eventuelní úpravu medicínských dat (e-film) a provedeno hodnocení kvality snímku měřením hodnoty Pixel Value v oblasti:

- referenčního bodu 1 zpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – ramenní kloub,
- referenčního bodu 2 zpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – processus coracoideus,
- referenčního bodu 3 zpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – akromioklavikulární kloub,
- referenčního bodu 4 zpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – sval,
- referenčního bodu 5 zpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – přechod kůže/vzduch.

### 3.4.3 Měření č. 3 s homogenním zeslabujícím fantomem tloušťky 5cm

#### **Použité přístroje a pomůcky:**

- fantom PMMA: homogenní desky, tloušťky 1cm, počet desek – 5 ks.,
- testovací pomůcka pro CR a DR systémy – DIGI-13,
- vyrovnávací filtr určený pro snímkování ramenního kloubu tloušťky 1,5cm,
- přístroj Swissray.

#### **Zvolené parametry přístroje:**

- ohnisková vzdálenost 100cm,
- volba programu: AP rameno,
- AEC centrální komůrka,
- automatické nastavení expozice: 75kV, 250mA,
- zaclonění na rozměr 24x30cm.

#### **Po provedení expozice záznam parametrů:**

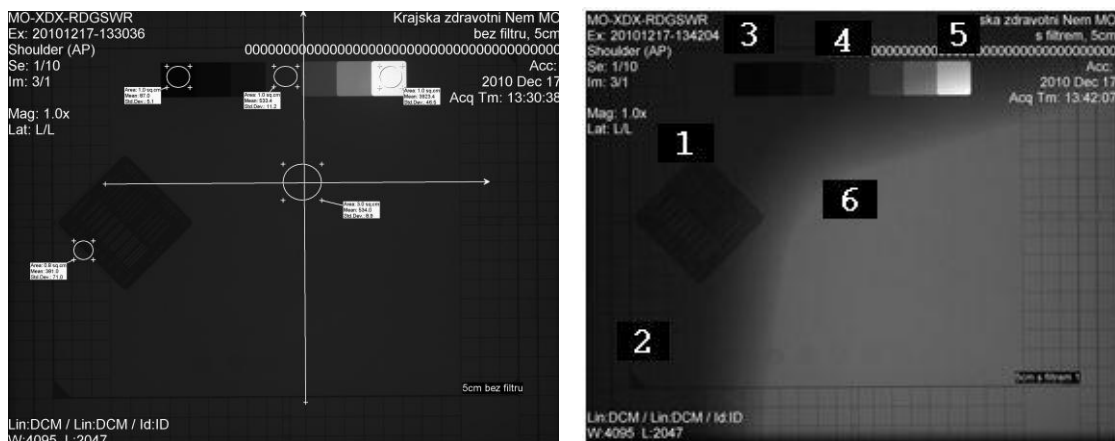
- součin proudu rentgenky a expozičního času [mAs],
- čas expozice [ms] a dávka z DAP-metru [ $\text{mGycm}^2$ ].

Následně export raw nezpracovaných dat do programu pro hodnocení a eventuelní úpravu medicínských dat (e-film) a provedeno hodnocení kvality snímku měřením:

- vysokého a nízkého kontrastu,
- denzity maximální, střední a minimální ( $1\text{cm}^2$ ),
- hodnoty Pixel Value v oblasti referenčního bodu 1 nezpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast předpokládaného akromionu (obr. 38).

### Postup měření:

- měření č. 1 s homogenním fantomem bez vyrovnávacího filtru,
- měření č. 2 s homogenním fantomem s vyrovnávacím filtrem.



Obr. 38: vlevo: Měření č. 1 na raw datech bez vyrovnávacího filtru, vpravo: Měření č. 2 s vyrovnávacím filtrem na raw datech

#### 3.4.4 Měření č. 4 u pacientů s vyšetřením obou ramen

##### Použité přístroje a pomůcky:

- různorodá skupina pacientů s požadavkem vyšetření obou ramen,
- vyrovnávací filtr určený pro snímkování ramenního kloubu tloušťky 1,5cm,
- přístroj Swissray.

##### Zvolené parametry přístroje:

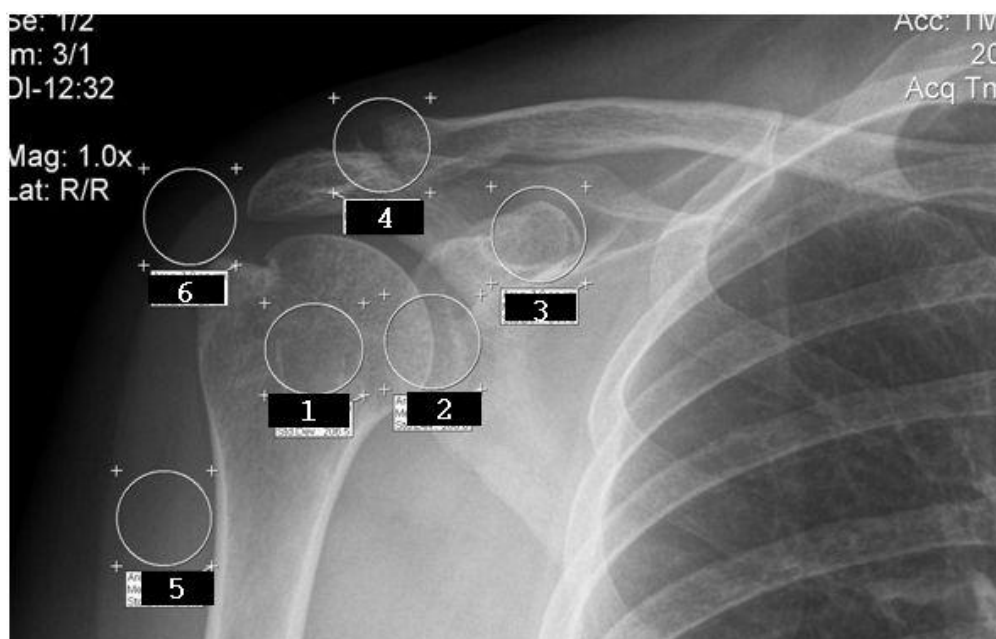
- ohnisková vzdálenost 100cm,
- volba programu: AP rameno,
- AEC centrální komůrka,
- automatické nastavení expozice: 75kV, 250mA,
- zaclonění na rozměr 24x30cm.

### Po provedení expozice záznam parametrů:

- součin proudu rentgenky a expozičního času [mAs],
- čas expozice [ms] a dávka z DAP-metru [mGycm<sup>2</sup>].

Následně export počítačově zpracovaných dat do programu pro hodnocení medicínských dat a provedeno hodnocení kvality měření Pixel Value v oblasti:

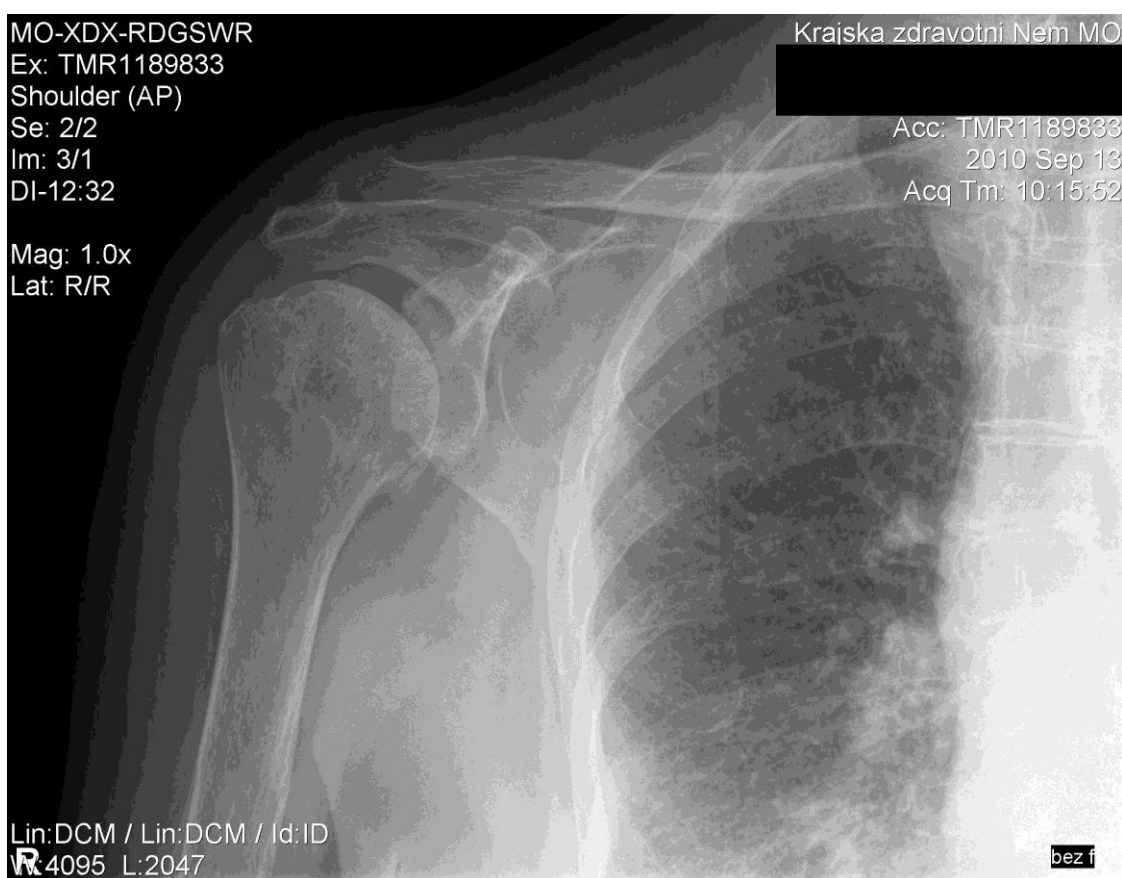
- referenčního bodu 1 zpracovaného snímku (3cm<sup>2</sup>) – oblast – kost,
- hodnoty Pixel Value v oblasti referenčního bodu 2 zpracovaného snímku (3cm<sup>2</sup>) – oblast – ramenní kloub,
- hodnoty Pixel Value v oblasti referenčního bodu 3 zpracovaného snímku (3cm<sup>2</sup>) – oblast – processus coracoideus,
- hodnoty Pixel Value v oblasti referenčního bodu 4 zpracovaného snímku (3cm<sup>2</sup>) – oblast – akromioklavikulární kloub,
- hodnoty Pixel Value v oblasti referenčního bodu 5 zpracovaného snímku (3cm<sup>2</sup>) – oblast – sval,
- hodnoty Pixel Value v oblasti referenčního bodu 6 zpracovaného snímku (3cm<sup>2</sup>) – oblast – přechod kůže/vzduch.



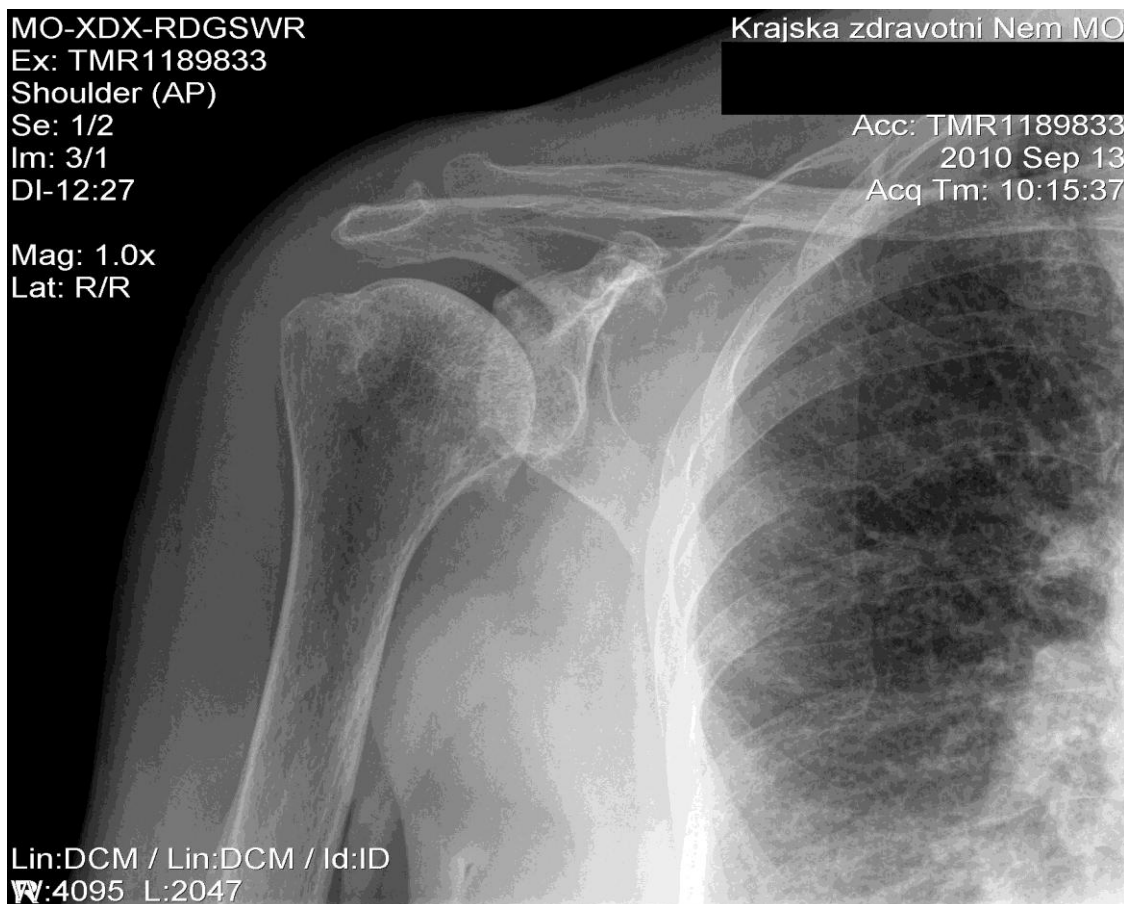
Obr. 39: Umístění oblasti měření: 1 - kost, 2 - ramenní kloub, 3 - processus coracoideus, 4 - akromio-klavikulární skloubení, 5 - sval, 6 - přechod tkáně a okolí

### Postup měření:

- měření č. 1 bez vyrovnávacího filtru,
- měření č. 2 s vyrovnávacím filtrem.



Obr. 40: Rentgenogram bez vyrovnávacího filtru, pořízený z experimentálního důvodu u starší pacientky na stejném ramenním kloubu, v totožném čase, se zachováním neměnných podmínek vyhotovení.



*Obr. 41: Rentgenogram s vyrovnávacím filtrem, pořízený z experimentálního důvodu u starší pacientky na stejném ramenním kloubu, v totožném čase, se zachováním neměnných podmínek vyhotovení.*

Dle citace lékaře:

*Na snímcích je zobrazen ramenní kloub v PA projekci - oběma technikami zobrazena omartrosa I.-II.st. s okrajovými osteofyty, které jsou lépe hodnotitelné na snímku v filtrem. Povšechně zlepšená hodnotitelnost kostní struktury, která je pravidelná, lépe hodnotitelné detaily jak kostní, tak též zachycené části plicního parenchymu. Artrosa acromioclavikulárního skloubení vpravo.*

*MUDr. Kindl*



*Obr. 42: Rentgenogram bez použití vyrovnávacího filtru. Zvětšená oblast obr. 40 zachycující hlavici pažní kost k porovnání zobrazených detailů kostní trámčiny*



*Obr. 43: Rentgenogram s použitím vyrovnávacího filtru. Zvětšená oblast obr. 41 zachycující hlavici pažní kost k porovnání zobrazených detailů kostní trámčiny*

#### 3.4.5 Měření č. 5 u pacientů rozdělených podle pohlaví a hmotnosti

##### **Použité přístroje a pomůcky:**

- vyrovnávací filtr určený pro snímkování ramenního kloubu tloušťky 1,5cm,
- přístroj Swissray.

##### **Skupiny pacientů:**

- žena 170cm/70kg,
- žena 170cm/ nad 80kg,
- pacienti nad 80kg.



### **Zvolené parametry přístroje:**

- ohnisková vzdálenost 100cm,
- volba programu: AP rameno,
- AEC centrální komůrka,
- automatické nastavení expozice: 75kV, 250mA,
- zaclonění na rozměr 24x30cm.

### **Po provedení expozice záznam parametrů:**

- součin proudu rentgenky a expozičního času [mAs],
- čas expozice [ms] a dávka z DAP-metru [ $\text{mGycm}^2$ ].

Následně export počítačově zpracovaných dat do programu pro hodnocení medicínských dat (e-film) a provedeno hodnocení kvality snímku měřením hodnoty Pixel Value v oblasti:

- referenčního bodu 1 zpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – kost,
- referenčního bodu 2 zpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – ramenní kloub,
- referenčního bodu 3 zpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – processus coracoideus,
- referenčního bodu 4 zpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – akromioklavikulární kloub,
- referenčního bodu 5 zpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – sval,
- referenčního bodu 6 zpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – přechod kůže/vzduch.

### **Postup měření:**

- měření č. 1 - skupina pacientek 170cm/70kg,
- měření č. 2 - skupina pacientek 170cm/ nad 80kg,
- měření č. 3 - skupina pacientů nad 80kg,

- měření pacientů z jednotlivých skupin bez vyrovnávacího filtru,
- měření pacientů z jednotlivých skupin s vyrovnávacím filtrem.

#### 3.4.6 Měření č. 6 na raw datech pacientů při měření vysokého kontrastu

##### **Použité přístroje a pomůcky:**

- různorodá skupina pacientů,
- pomůcka pro měření vysokého kontrastu,
- vyrovnávací filtr určený pro snímkování ramenního kloubu tloušťky 1,5cm,
- přístroj Swissray.

##### **Zvolené parametry přístroje:**

- ohnisková vzdálenost 100cm,
- volba programu: AP rameno,
- AEC centrální komůrka,
- automatické nastavení expozice: 75kV, 250mA,
- zaclonění na rozměr 24x30cm.

##### **Po provedení expozice záznam parametrů:**

- součin proudu rentgenky a expozičního času [mAs],
- čas expozice [ms] a dávka z DAP-metru [ $\text{mGycm}^2$ ].

Provedeno hodnocení kvality snímku na raw datech měřením hodnoty Pixel Value v oblasti:

- referenčního bodu 1 nezpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – kost,
- referenčního bodu 2 nezpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – ramenní kloub,
- hodnoty Pixel Value v oblasti referenčního bodu 3 nezpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – processus coracoideus,

- referenčního bodu 4 nezpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – akromioklavikulární kloub,
- referenčního bodu 5 nezpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – sval,
- referenčního bodu 6 nezpracovaného snímku ( $3\text{cm}^2$ ) – oblast – přechod kůže/vzduch,
- hodnoty vysokého kontrastu.

#### **Postup měření:**

- měření č. 1 - bez vyrovnávacího filtru,
- měření č. 2 - s vyrovnávacím filtrem.

#### 3.4.7 Měření č. 7 - měření vstupní povrchové dávky

##### **Použité přístroje a pomůcky:**

- přístroj Swissray,
- antropomorfní fantom,
- dozimetr s ionizační komůrkou  $1\text{cm}^3$ ,
- vyhodnocovací jednotka PTW – NOMEX,
- vyrovnávací filtr určený pro snímkování ramenního kloubu tloušťky 1,5cm.

##### **Zvolené parametry přístroje:**

- ohnisková vzdálenost 100cm,
- volba programu: AP rameno,
- AEC centrální komůrka,
- automatické nastavení expozice: 75kV, 250mA,
- zaclonění na rozměr 24x30cm.

### Po provedení expozice záznam parametrů:

- vstupní povrchové kermy se započtením zpětného rozptylu [ $\mu\text{Gy}$ ],
- součin proudu rentgenky a expozičního času [mAs],
- čas expozice [ms] a dávka z DAP-metru [ $\text{mGycm}^2$ ].

### Postup měření:

- provedena korekce dozimetru na teplotu a tlak pomocí zářiče  $^{14}\text{C}$ ,
- měření č. 1 - s vyrovnávacím filtrem,
- měření č. 2 - bez vyrovnávacího filtru.



Obr. 44: Fotografie měření vstupní povrchové kermy

## 4 Výsledky práce

Snímek ramenního kloubu patří na běžném skiagrafickém pracovišti k velmi často prováděnému vyšetření. Právě vyšetření ramene jsem si vybrala z důvodu, že snímek zachycuje ostrý přechod tkáně a okolního prostoru bez tkáně. Ostré přechody různě absorbujících tkání způsobují zhoršenou rozlišovací schopnost snímku. Proto je vhodné použít vyrovnávací filtr, který tento přechod svým složením materiálu, tvarem a profilem pro konkrétní vyšetření kompenzuje, a tím zvyšuje kvalitu výsledného rentgenogramu.

Dále jsem předpokládala, že při použití tohoto vyrovnávacího filtru nedojde ke zvýšení radiační zátěže.

Svá měření jsem prováděla s homogenním fantomem, s antropomorfním fantomem a dále na různých skupinách pacientů. Všechna měření jsem provedla na plně digitálním skiagrafickém přístroji Swissray za stejných podmínek, při volbě standardního programu AP rameno, se stejnými parametry provedení vyšetření, při stejném postupu měření a to: první měření bez použití vyrovnávacího filtru a druhá měření s vyrovnávacím filtrem. Z výsledků měření jsem zaznamenávala: součin proudu rentgenky a času, čas expozice a dávku z DAP-metru. Při měření na pacientech jsem zaznamenávala výšku, hmotnost, věk a pohlaví, abych následně mohla vytvořit skupinu pacientů reprezentující standardního pacienta a dále, abych mohla sledovat trendy expozičních hodnot a dávek z DAP-metru při různých hmotnostních kategoriích pacientů. A dále, abych mohla u těchto různých hmotnostních kategorií sledovat kvalitativní změny rentgenogramu při použití vyrovnávacího filtru. Kvalitu snímku jsem sledovala a zaznamenávala pomocí hodnoty Pixel Value a pomůckou na hodnocení vysokého a nízkého kontrastu. Na zpracovaných výsledných snímcích při použití měřicí pomůcky DIGI 13 jsem měřila maximální denzitu, střední a minimální denzitu a dále hodnotu Pixel Value referenčních bodů. Vysoko-kontrastní pomůcku jsem použila při měření vysokého kontrastu ve skupině pacientů, kde jsem tuto pomůcku vkládala mimo vyšetřovaný orgán, aby nedošlo k znehodnocení vyšetření.

#### 4.1 Měření č. 1 s homogenním zeslabujícím fantomem

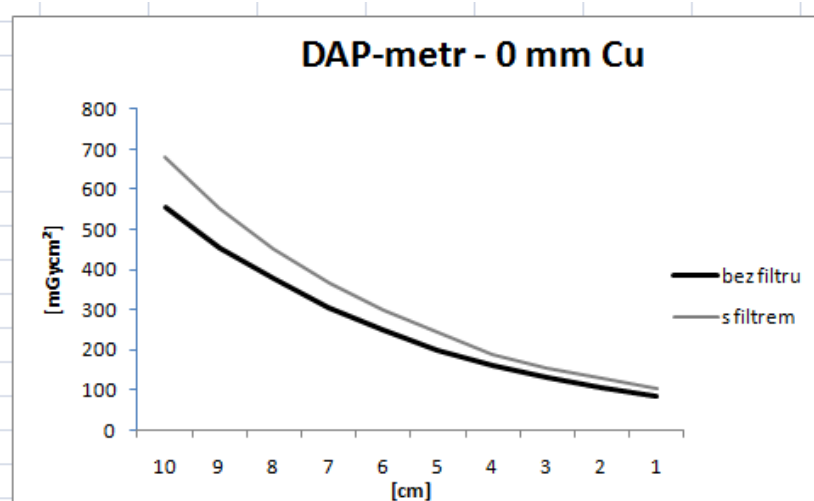
Tab. 4: Parametry expozice a dávky bez vyrovnávacího filtru při měření s homogenním fantomem (vychází z přílohy č. 2)

homogenní fantom	parametry expozice		dávka		filtrace	
šířka [cm]	součin proudu rentgenky [mAs]	čas expozice [ms]	DAP-metr [mGycm <sup>2</sup> ]	určení dávky výpočtem [mGy]	přídavná filtrace (Cu)[mm]	vyrovnávací filtr
10	21,5	86	553	0,77	0	ne
9	17,8	70	455	0,63	0	ne
8	14,5	58	375	0,52	0	ne
7	11,8	47	306	0,43	0	ne
6	9,5	38	249	0,35	0	ne
5	7,5	30	197	0,27	0	ne
4	6,2	25	162	0,22	0	ne
3	5	20	130	0,18	0	ne
2	4	16	106	0,15	0	ne
1	3,25	13	83	0,12	0	ne

Tab. 5: Parametry expozice a dávky s použitím vyrovnávacího filtru při měření s homogenním fantomem (vychází z přílohy č. 1)

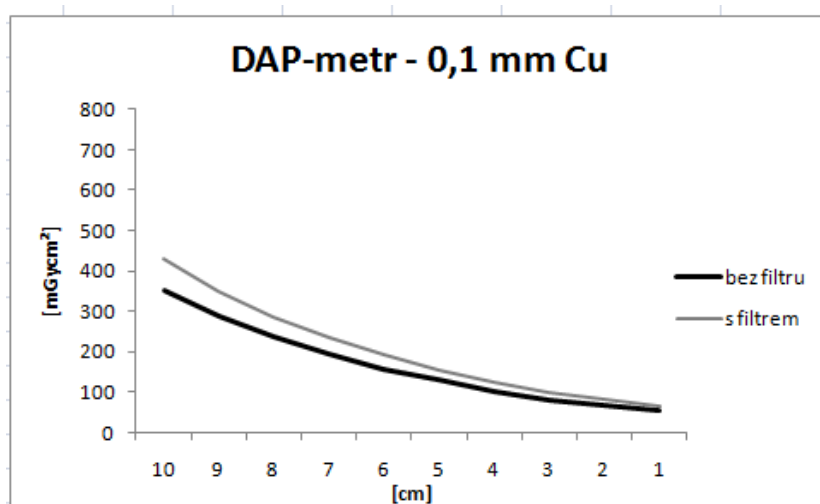
homogenní fantom	parametry expozice		dávka		filtrace	
šířka [cm]	součin proudu rentgenky [mAs]	čas expozice [ms]	DAP-metr [mGycm <sup>2</sup> ]	určení dávky výpočtem [mGy]	přídavná filtrace (Cu)[mm]	vyrovnávací filtr
10	25,3	101	679	0,94	0	ano
9	20,5	82	554	0,77	0	ano
8	16,8	67	450	0,62	0	ano
7	13,8	55	366	0,51	0	ano
6	11	45	299	0,41	0	ano
5	9	36	243	0,33	0	ano
4	7	28	190	0,21	0	ano
3	5,8	23	155	0,18	0	ano
2	4,8	19	127	0,15	0	ano
1	3,8	15	103	0,14	0	ano

Další hodnoty měření při zvyšování přídavné filtrace 0,1mm Cu, 0,2mm Cu a 0,3mmCu jsou uvedeny v přílohách viz CD.

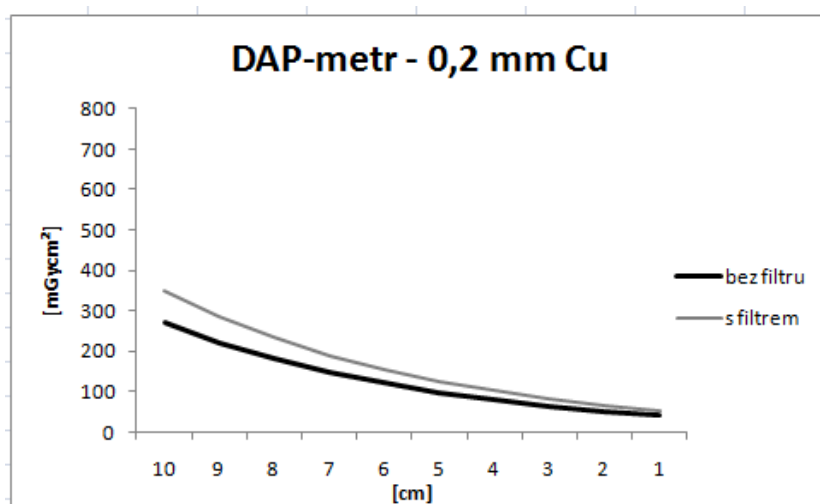


Graf 1: Porovnání hodnot DAP-metru bez vyrovnávacího filtru a s použitím vyrovnávacího filtru, za snižování tloušťky materiálu (homogenní fantom)

Z uvedeného grafu je zřejmé, že nárůst hodnoty plošné kermy měřené DAP metrem je přibližně 21 % proti hodnotám plošné kermy při měření bez vyrovnávacího filtru.

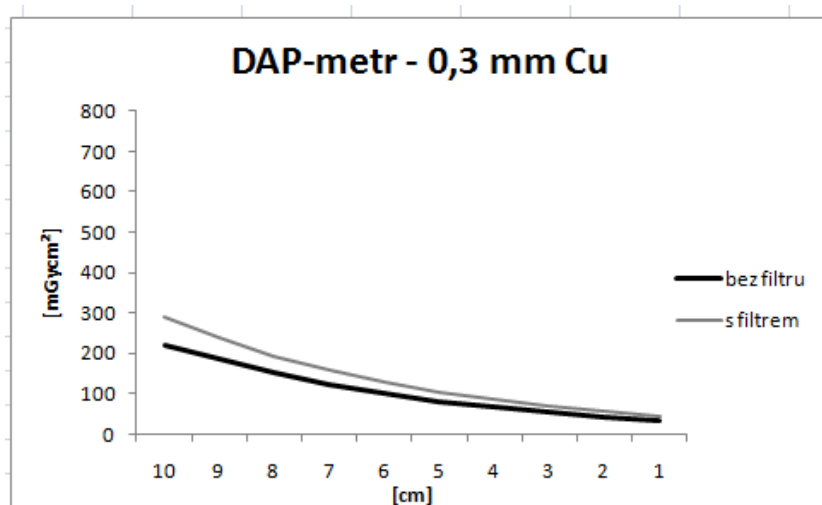


Graf 2: Porovnání hodnot DAP-metru bez vyrovnávacího filtru a s filtrem za snižování tloušťky materiálu z 10cm na 1cm s přídatnou filtrací 0,1mm Cu



Graf 3: Porovnání hodnot DAP-metru bez vyrovnávacího filtru a s filtrem za snižování tloušťky materiálu z 10cm na 1cm s přídatnou filtrací 0,2mm Cu





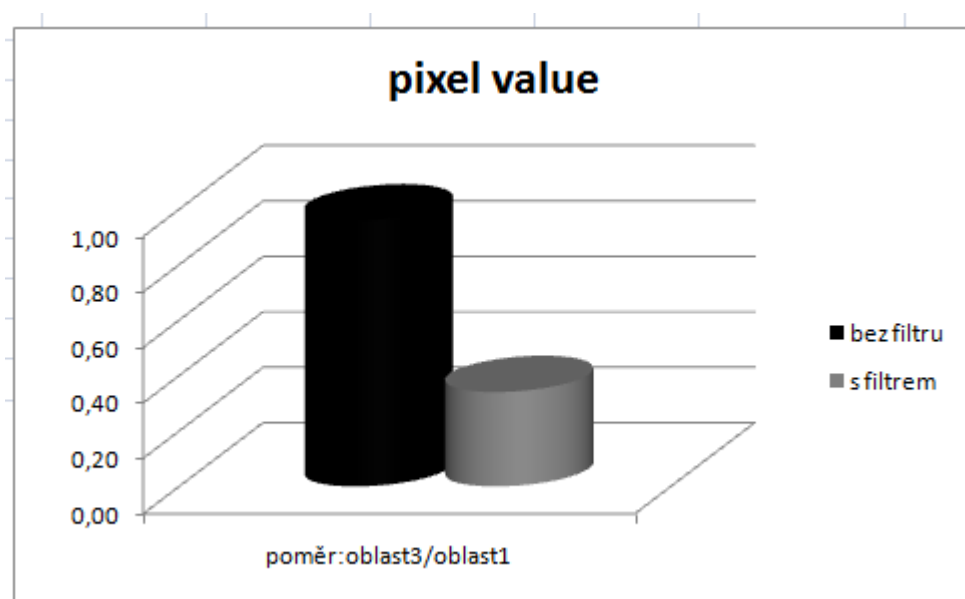
Graf 4: Porovnání hodnot DAP-metru bez vyrovnávacího filtru a filtrem za snižování tloušťky materiálu z 10cm na 1cm s přidavnou filtrací 0,3mm Cu

Tab. 6: Hodnoty Pixel Value několika oblastí bez vyrovnávacího filtru (vychází z přílohy viz CD)

homogenní fantom bez vyrovnávacího filtru		pixel value ( raw data )			
počet desek	šířka [cm]	oblast 1 [3cm²]	oblast 2 [3cm²]	oblast 3 [3cm²]	poměr oblast3/oblast1
10	10	725	722	698	0,96
9	9	705	702	677	0,96
8	8	682	679	654	0,96
7	7	661	659	634	0,96
6	6	642	640	615	0,96
5	5	607	605	595	0,98
4	4	591	589	566	0,96
3	3	570	568	544	0,95
2	2	531	529	507	0,95
1	1	458	457	431	0,94

Tab. 7: Hodnot Pixel Value několika oblastí s použitím vyrovnávacího filtru (vychází z přílohy viz CD)

homogenní fantom s vyrovnávacím filtrem		pixel value ( raw data )			
počet desek	šířka [cm]	oblast 1 [3cm <sup>2</sup> ]	oblast 2 [3cm <sup>2</sup> ]	oblast 3 [3cm <sup>2</sup> ]	poměr oblast3/oblast1
10	10	631	385	217	0,34
9	9	608	370	208	0,34
8	8	603	363	205	0,34
7	7	570	341	187	0,33
6	6	563	337	188	0,33
5	5	539	316	180	0,33
4	4	518	300	172	0,33
3	3	493	276	156	0,32
2	2	483	285	164	0,34
1	1	453	259	146	0,32



Graf 5: Porovnání hodnot poměrů Pixel Value oblasti3/oblast1

#### 4.2 Měření č. 2 s antropomorfním fantomem

Tab. 8: Parametry expozice a dávky bez vyrovnávacího filtru při měření s antropomorfním fantomem a zvyšující se přídatnou filtrací: 0,1mm Cu, 0,2mm Cu a 0,3mm Cu

bez vyrovnávacího filtru	parametry expozice		dávka	
přídavná filtrace	součin proudu a expozičního času [mAs]	čas expozice ms/1000ms]	dávka z DAP-metru [mGycm <sup>2</sup> ]	určení dávky výpočtem [mGy]
0 mm Cu	1	4	21	0,029
0,1 mm Cu	1,25	5	16	0,022
0,2 mm Cu	1,75	7	15	0,021
0,3 mm Cu	2,25	9	14	0,019

Tab. 9: Hodnoty Pixel Value v různých oblastech snímku bez vyrovnávacího filtru při měření s antropomorfním fantomem a zvyšující se přídatnou filtrací: 0,1mm Cu, 0,2mm Cu a 0,3mm Cu. V posledním sloupci přehled poměrů nejsvětlejší a nejtmaší oblasti snímku – sval/přechod tkáň-okolí

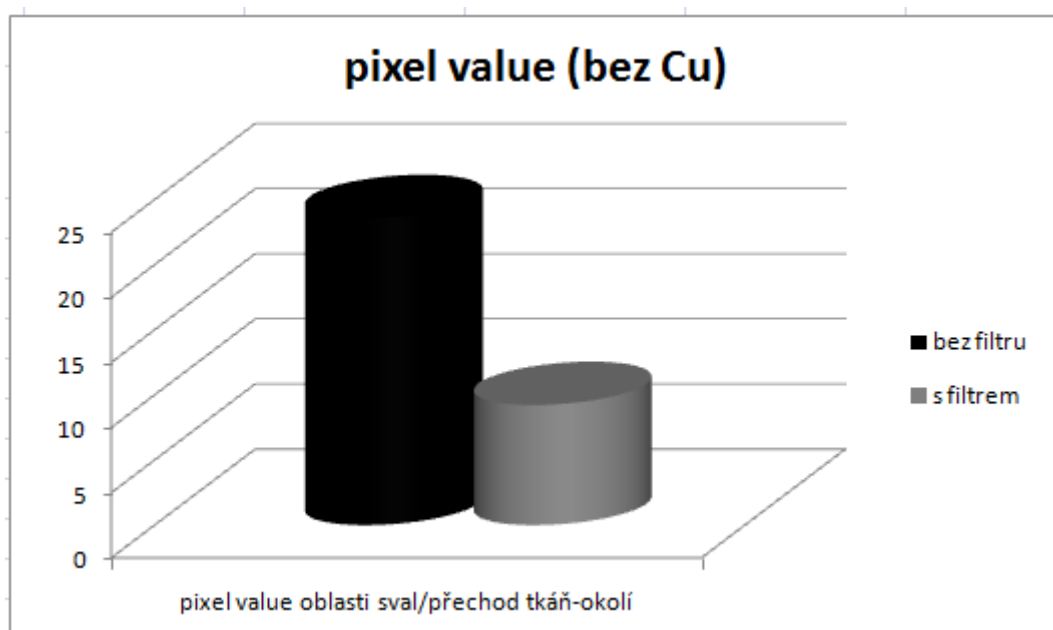
bez vyrovnávacího filtru	hodnoty pixel value					poměr pixel value
přídavná filtrace	oblast 1 - ramenní kloub	oblast 2 - processus coracoideus	oblast 3 - akromio-klavikulární	oblast 4 - sval	oblast 5 - přechod tkáň/okolí	oblast 4/oblast5
0 mmCu	1194	922	244	1863	79	23,58
0,1 mm Cu	1208	935	250	1991	81	24,58
0,2 mm Cu	1137	849	225	1971	82	24,04
0,3 mm Cu	1109	866	231	1904	70	27,20

Tab. 10: Parametry expozice a dávky s použitím vyrovnávacího filtru při měření s antropomorfním fantomem a zvyšující se přídatnou filtrací: 0,1mm Cu, 0,2mm Cu a 0,3mm Cu

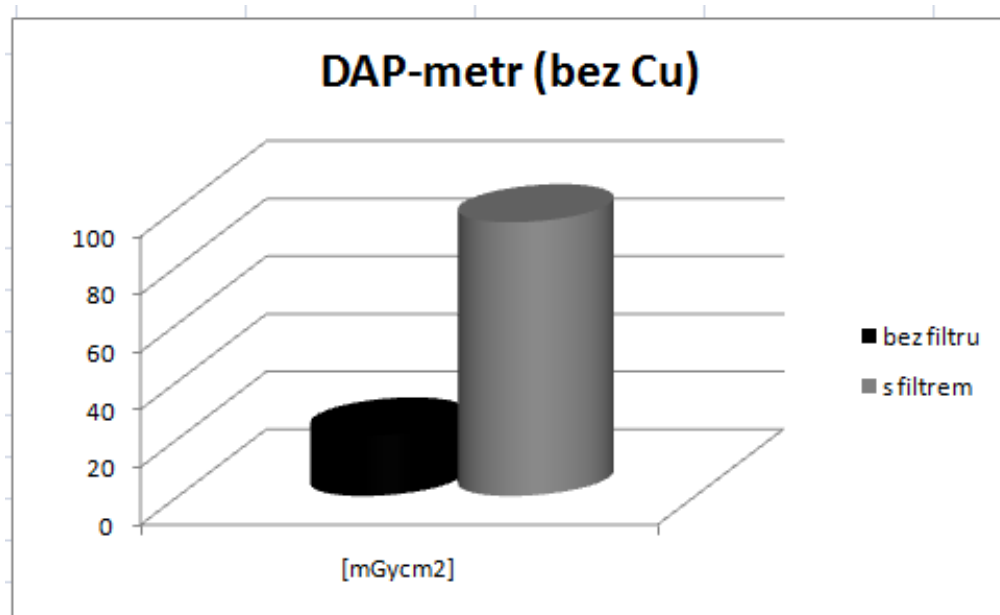
vyrovnávací filtr	parametry expozice		dávka	
přídavná filtrace	součin proudu a času [mAs]	čas [ms]	DAP-metr [mGycm <sup>2</sup> ]	určení dávky výpočtem [mGy]
0 mm Cu	3,5	14	95	0,132
0,1 mm Cu	4,5	18	65	0,090
0,2 mm Cu	5,5	22	51	0,071
0,3 mm Cu	6,75	27	44	0,061

Tab. 11: Hodnoty Pixel Value v různých oblastech snímku vyhotoveného s antropomorfním fantomem s použitím vyrovnávacího filtru při zvyšující se přídatné filtraci. V posledním sloupci přehled poměrů nejsvětější a nejtmaší oblasti snímku – sval/přechod tkáň-okolí.

vyrovnávací filtr	hodnoty pixel value					poměr pixel value
přídavná filtrace	oblast 1 - ramenní kloub	oblast 2 - processus coracoideus	oblast 3 - akromio-klavikulární	oblast 4 - sval	oblast 5 - přechod tkáň/okolí	oblast 4/oblast5
0 mmCu	669	917	785	1448	157	9,22
0,1 mm Cu	677	905	765	1454	191	7,61
0,2 mm Cu	632	848	719	1480	152	9,74
0,3 mm Cu	630	829	699	1518	168	9,04



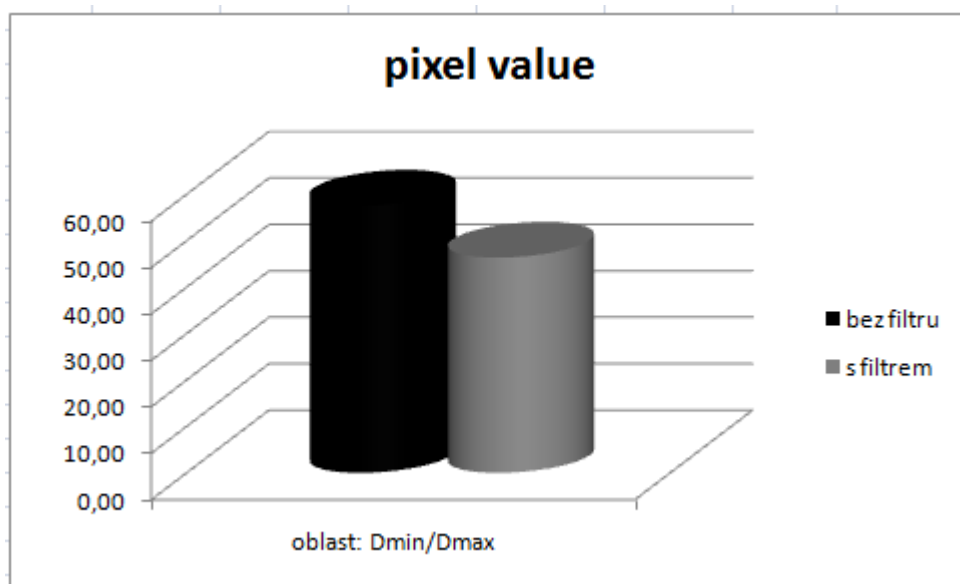
Graf 6: Srovnání poměrů hodnot Pixel Value v oblasti sval/přechod tkáň-okolí. Tyto hodnoty dokazují snížení škály šedi v těchto oblastech a tedy zvýšení kontrastu snímku při použití vyrovnávacího filtru



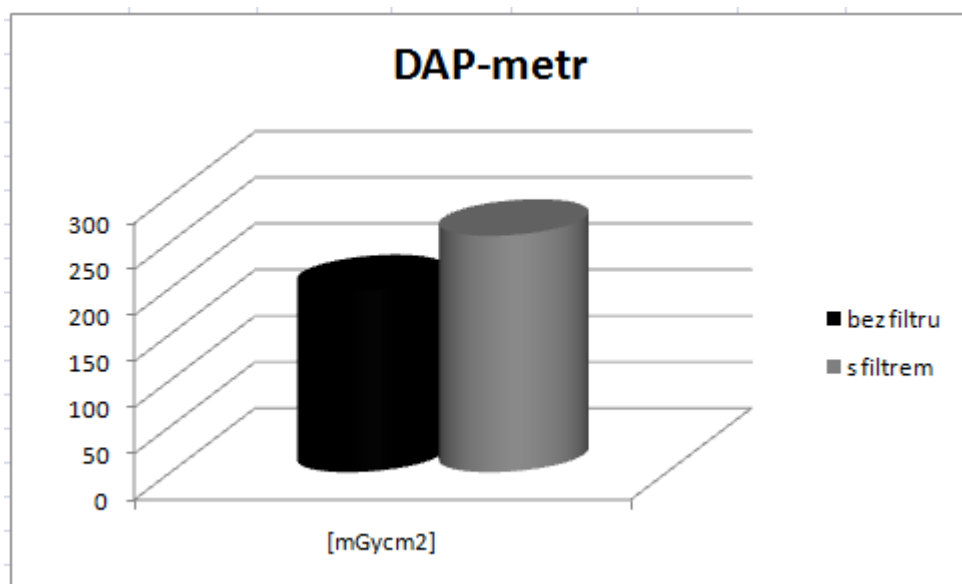
Graf 7: Srovnání hodnot plošné kermy u snímku bez filtru a při použití vyrovnávacího filtru při měření na antropomorfním fantomu

### 4.3 Měření č. 3 s homogenním fantomem tloušťky 5cm

Naměřené hodnoty viz příloha na CD.



Graf 8: Srovnání hodnot Pixel Value oblasti Dmin/Dmax u snímku bez filtru a s filtrem

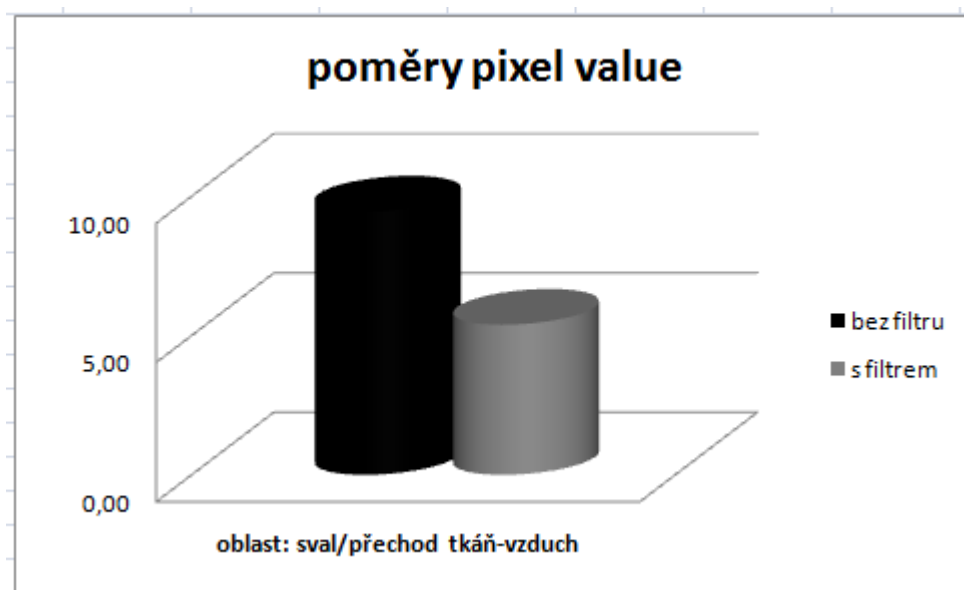


Graf 9: Srovnání hodnot plošné kermy u snímku bez filtru a při použití vyrovnávacího filtru.

#### 4.4 Měření č. 4 u pacientů s vyšetřením obou ramen

Tab. 12: Přehled poměrů hodnot Pixel Value ve třech oblastech zájmu. Výsledky potvrzují snížení škály šedi v těchto třech oblastech při použití vyrovnávacího filtru a tedy zvýšení kontrastu rentgenogramu (vychází z přílohy viz CD)

		pixel value oblasti			
		hodnoty pixel value	kost/přechod tkáň-vzduch	sval/přechod tkáň-vzduch	kost/sval
filtr	součet 10 hodnot		56,50	53,88	10,58
	průměr hodnot		5,65	5,39	1,06
bez filtru	součet 10 hodnot		130,42	94,51	13,99
	průměr hodnot		13,042	9,45	1,40



Graf 10: Srovnání hodnot Pixel Value oblasti sval/přechod tkáň-vzduch u snímku bez filtru a při použití vyrovnávacího filtru

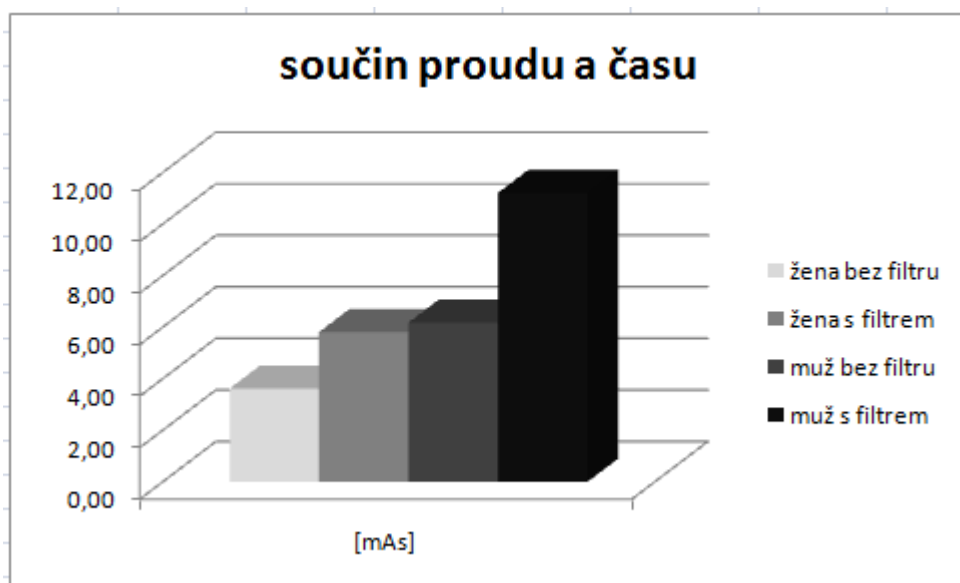
Další grafy viz příloha CD.

#### 4.5 Měření č. 5 u pacientů rozdělených podle pohlaví a hmotnosti

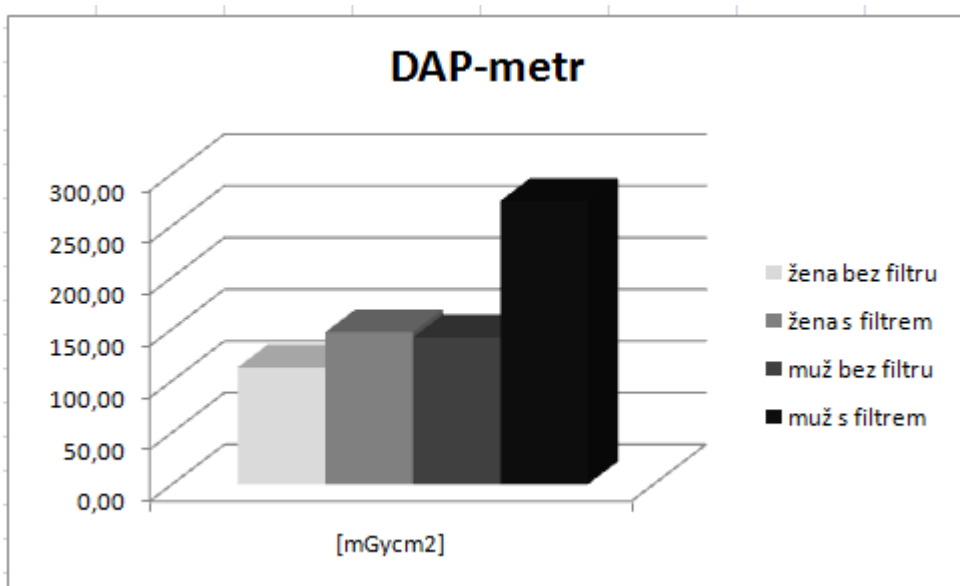
Tab. 13: Přehled expozičních hodnot a hodnot určujících kvalitu rentgenogramu bez filtru a s použitím vyrovnávacího filtru u pacientů rozdělených podle hmotnosti a pohlaví. Hodnoty Pixel Value jsou měřeny na zpracovaném snímku a hodnoty poměrů oblastí sval/přechod tkáň-vzduch a kost/přechod tkáň-vzduch potvrzují snížení škály šedi u měření s použitím vyrovnávacího filtru a tedy zvýšení kontrastu (vychází z přílohy viz CD).

filtr	průměry hodnot expozic		DAP-metr [mGycm <sup>2</sup> ]	průměry pixel value oblastí						poměry	
	součin proudu a času[mAs]	čas [ms]		kost	kloub	processus coracoideus	akromioklavikulární skloubení	sval	přechod tkáň/vzduch	sval/přechod tkáň-	kost/přechod tkáň-
<b>žena 170cm (+/-10cm) 70kg</b>											
ano	5,82	23,3	144,7	1750	2053	2198	1463	1706	328	5,87	6,43
ne	3,63	14,5	91,9	1672	3166	2237	1055	1265	195	6,95	9,38
<b>muž 170cm (+/-10cm) 70kg</b>											
ano	11,22	44,9	294,7	2428	2689	2892	1830	2030	401	6,78	8,15
ne	6,19	24,8	155,4	2266	2800	2793	1348	1659	233	8,84	12,15
<b>žena 170cm nad 80kg</b>											
ano	12,5	50	329,5	malý soubor měření							
ne	8,63	34,5	223,5	1724	2125	2317	1529	1218	213	9,04	12,80
<b>muž 170cm nad 80kg</b>											
ano	14,69	58,8	390,1	1778	2242	2456	1479	1750	250	9,4	9,5
ne	9,92	39,0	252,6	2729	3398	3405	1772	2327	238	15,09	17,72

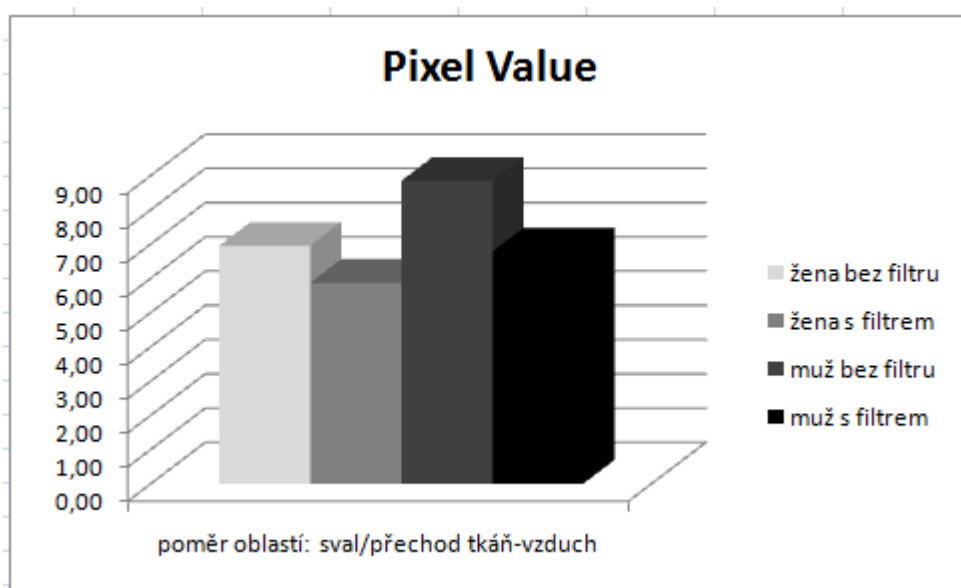




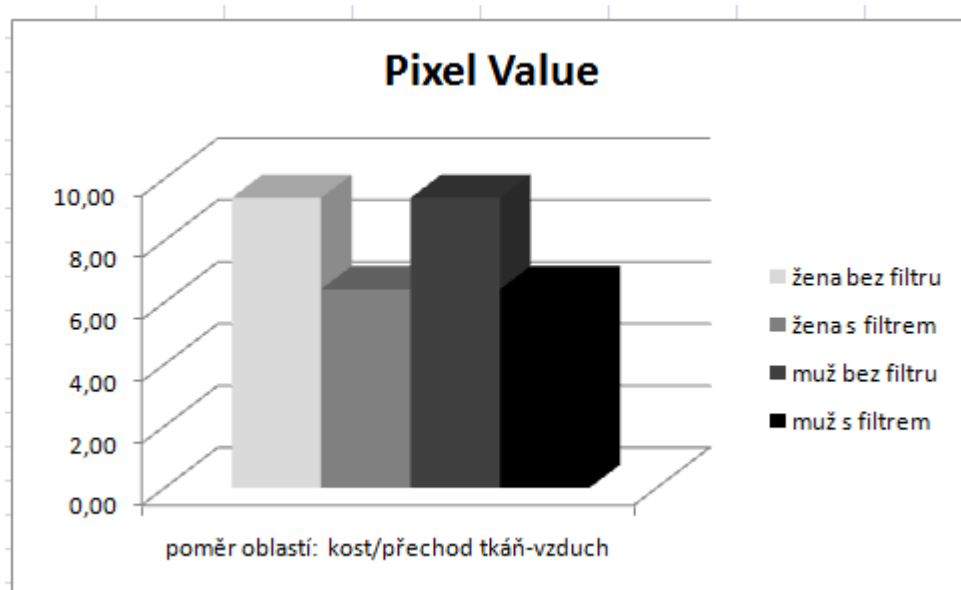
Graf 11: Srovnání hodnot součinu proudu a času u standardních pacientů rozdělených podle pohlaví bez filtru a s filtrem. Patrné je zvýšení těchto hodnot při měření s filtrem



Graf 12: Srovnání hodnot DAP-metru u standardních pacientů rozdělených podle pohlaví bez filtru a filtrem. Patrné je zvýšení hodnot při měření s filtrem. Z uvedeného grafu je zřejmé, že nárůst hodnoty plošné kermy měřené DAP metrem je přibližně 21 % proti hodnotám plošné kermy při ozařování bez vyrovnávacího filtru.



*Graf 13: Srovnání hodnot Pixel Value oblasti sval/přechod tkáň-vzduch u standardních pacientů rozdělených podle pohlaví bez filtru a s použitím vyrovnávacího filtru. Patrné je snížení hodnot při měření s filtrem.*



*Graf 14: Srovnání hodnot Pixel Value oblasti kost/přechod tkáň-vzduch standardních pacientů rozdělených podle pohlaví bez filtru a s filtrem. Graf zobrazuje snížení těchto hodnot při měření s použitím vyrovnávacího filtru.*

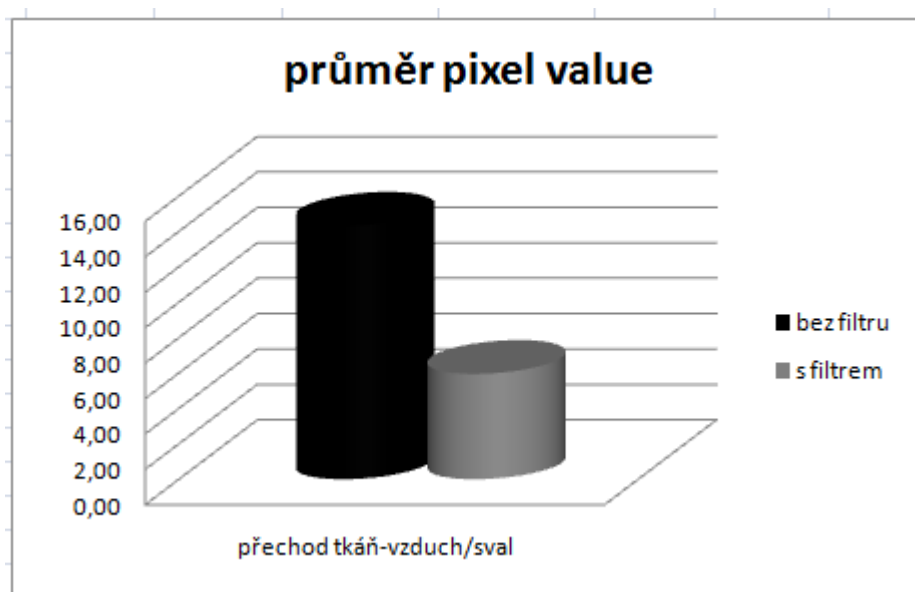
**4.6 Měření č. 6 na raw datech u pacientů za použití pomůcky pro měření vysokého kontrastu**

Tab. 14: Hodnoty Pixel Value na raw datech bez použití filtru a s použitím filtru

surová raw data										
	pixel value							poměry		
filtr	vysoký kontrast	kost	ramenní kloub	processus coracoideus	akromio-klavikulární kloub	přehod kůže/vzduch	sval	poměr sval/kost	poměr kost/přehod tkáň-vzduch	poměr přehod tkáň-vzduch/sval
Bez filtru	2,5	182	77	103	523	3285	354	1,95	18,07	9,27
Bez filtru	2,5	492	361	348	861	3264	763	1,55	6,64	4,28
Bez filtru	2,5	208	108	141	667	3040	452	2,18	14,65	6,73
Bez filtru	2,2	281	133	117	707	2208	33	0,12	7,86	66,30
Bez filtru	2,5	160	87	101	451	2742	212	1,33	17,13	12,93
Bez filtru	2,5	249	134	116	389	3005	400	1,61	12,08	7,52
Bez filtru	2,2	143	76	86	691	3210	224	1,56	22,38	14,33
Bez filtru	2,5	186	108	122	522	2342	352	1,89	12,57	6,66
Bez filtru	2,5	204	105	128	674	2811	395	1,93	13,76	7,13
Bez filtru	2,5	228	131	184	582	2787	349	1,53	12,20	7,99
součet	24,4						součet	15,64	137,34	143,14
průměr	2,44						průměr	1,56	13,73	14,31
Filtr	2,5	507	611	674	945	2793	551	1,09	5,51	5,07
Filtr	2,8	387	320	283	754	2594	583	1,51	6,70	4,45
Filtr	2,8	423	331	260	745	2488	495	1,17	5,88	5,03
Filtr	2,5	581	307	277	547	2548	446	0,77	4,38	5,71
Filtr	2,5	560	582	609	780	2936	526	0,94	5,24	5,58
Filtr	2,8	543	419	431	743	2388	521	0,96	4,40	4,58
Filtr	2,8	215	198	260	392	2491	273	1,27	11,57	9,12
Filtr	2,5	238	160	207	459	2558	218	0,92	10,77	11,74
Filtr	2,5	419	325	246	593	2524	573	1,37	6,02	4,40
Filtr	2,5	653	419	457	887	2731	707	1,08	4,18	3,86
Filtr	2,5	361	436	530	669	2281	388	1,08	6,33	5,88
součet	28,7						součet	12,14	70,98	65,43
průměr	2,61						průměr	1,10	6,45	5,95



Graf 15: Srovnání vysokého kontrastu



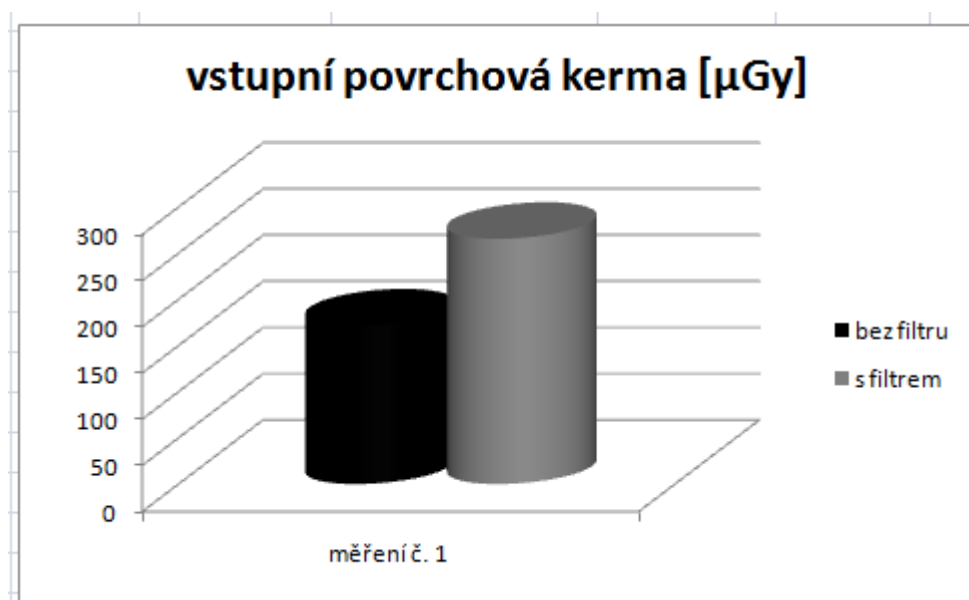
Graf 16: Srovnání hodnot průměrů Pixel Value oblastí přechod tkáň-vzduch/sval

Další grafy viz příloha na CD.

#### 4.7 Měření č. 7 - měření vstupní povrchové dávky

Tab. 15: Měření vstupní povrchové kermy se zpětným rozptylem

Měření	Vyrovnávací filtr	Součin proudu a času [mAs]	Čas [ms]	DAP-metr [mGycm <sup>2</sup> ]	Vstupní povrch.dávka [μGy]	Navýšení v [%]
1	ano	4,25	17	111	265,5	55
	ne	2,5	10	66	171,6	-
2	ano	4	16	106	258	57
	ne	2,5	10	61	164,4	-



Graf 17: Srovnání hodnot vstupní povrchové kermy při měření č.1 bez vyrovnávacího filtru a s použitím vyrovnávacího filtru.

Graf měření č. 2 viz příloha na CD.

## 5 Diskuse

S dostupností moderní přístrojové techniky velká část radiologických asistentů již pracuje na digitalizovaných pracovištích. Přímá i nepřímá digitalizace přispěla ke snížení radiační zátěže u pacientů v klasickém skiagrafickém provozu. Snížil se počet opakovaných snímků, expozice se neopakují z důvodu chybného vyvolání snímků, pro poruchu vyvolávacího automatu či nekvalitního filmového materiálu. Díky velmi krátkým expozičním časům se snížil počet opakování snímků z důvodu pohybových artefaktů. Další výhodou je postprocessingová úprava snímku, kde lze částečně korigovat chybu v expozici.

Ve filmové radiologii se ke kompenzaci ostrých přechodů tkání používaly vyrovnávací kazety, pomůcky z vhodného materiálu vkládané mezi pacienta a kazetu – ingoty a vyrovnávací filtry. V digitální radiologii lze úpravami obrazu nehomogenity částečně zmírnit. Nabízí se tedy otázka: je nutné v digitální radiografii používat vyrovnávací filtry pro rentgenogramy zachycující ostré přechody tkání a okolního prostředí či zachycující jiné nehomogenity v oblasti ozařovaného pole?

Za cíl jsem si stanovila provést měření s různými dostupnými typy fantomů. Na základě prokázání zlepšení kvality snímku při použití výše uvedených fantomů a po konzultaci s lékařem, jsem vytvořila i dva soubory dat pacientů. První skupina u všech měření byla měření bez použití vyrovnávacího filtru a druhá skupina byla s použitím vyrovnávacího filtru. Následně jsem výsledné rentgenogramy hodnotila jak z pohledu kvalitativního, tak z pohledu jak ovlivní použití vyrovnávacího filtru dávku.

Má hypotéza předpokládala zvýšení kvality rentgenového snímku ramenního kloubu při použití vyrovnávacího filtru oproti rentgenogramu bez použití toho filtru. Měřením Pixel Value v několika místech rentgenogramu a porovnáním hodnot nejtmavšího místa snímku s nejsvětlejším prokázalo zúžení škály šedi v této oblasti a zvýšení kontrastu výsledného rentgenogramu a to jak při použití homogenního fantomu, antropomorfního fantomu, tak i na souboru reprezentujícího standardního pacienta.

Měřením expozičních hodnot a hodnot plošného dávkového součinu jsem zjistila, že při použití vyrovnávacího filtru se hodnoty DAP-metru zvyšují.

Na základě těchto výsledků jsem pod vedením radiologického fyzika provedla měření vstupní povrchové kermy se zpětným rozptylem na antropomorfním fantomu a výsledky potvrdily zvýšení vstupní povrchové dávky při použití vyrovnávacího filtru o 56%.

Výsledek tohoto měření byl způsoben chybou v postupu měření, neboť měření bylo provedeno na druhé straně než byl vložen vyrovnávací filtr.

Můj předpoklad je, že pokud bych měla možnost znovu provést měření, umístila bych ionizační komůrku na stranu vyrovnávacího filtru a došlo by ke snížení vstupní povrchové kermy při měření s vyrovnávacím filtrem oproti měření bez filtru.

## 6 Závěr

Ve své práci jsem se zaměřila na teorii a podmínky vzniku rentgenového záření, jeho interakce s hmotou a na ovlivnění kvality rentgenogramu různými faktory. Výstupem práce je vyhodnocení kvalitativních parametrů rentgenogramů vyhotovených bez vyrovnávacího filtru a s použitím vyrovnávacího filtru. Po uvedení nezbytné teorie je pozornost věnována především praktické části, tedy způsobu provedení jednotlivých měření, popis fantomů a vyhodnocovacích pomůcek, měření kvalitativních faktorů rentgenogramů, radiační zátěže, jejich záznam a vyhodnocení.

Měření prokázala zlepšení kvality rentgenového snímku ramenního kloubu při použití vyrovnávacího filtru. Svým složením, tvarem a profilem kompenzuje ostré přechody mezi vyšetřovaným orgánem a okolním prostředím, které jsou zachyceny na snímku. V mé práci jsem se věnovala pouze této problematice z pohledu rentgenogramu ramenního kloubu, ovšem dostupné jsou i filtry pro snímkování obličejového skeletu, bočné projekce bederní páteře a AP projekce hrudní páteře.

Z výsledků měření vyplynul fakt, že použitím vyrovnávacího filtru dojde ke zvýšení kontrastu rentgenogramu, k zlepšení přehlednosti kostních struktur a zlepšení hodnotitelnosti detailů (dle citace lékaře). Dále z měření vyplynulo, že použití vyrovnávacího filtru je spojeno se zvýšenou radiační zátěží, což je v rozporu s původním předpokladem. U homogenního fantomu měření prokázala zvýšení hodnot plošné kermy o 21%. Při měření s antropomorfním fantomem došlo k velkému nárůstu hodnot DAP-metru při použití vyrovnávacího filtru (z 21mGycm<sup>2</sup> na 95mGycm<sup>2</sup>) a hodnoty vstupní povrchové kermy při měření s antropomorfním fantomem se při použití vyrovnávacího filtru zvýšily o 56%.

Při porovnání hodnot plošné kermy na patientské studii jsem došla k výsledkům: u mužů je nárůst při použití vyrovnávacího filtru o 90% a u žen o 58% oproti měřením bez vyrovnávacího filtru.

Ověřením pozitivního vlivu na kvalitu rentgenogramu a současně zjištěním navýšení radiační zátěže vyvstal problém, zda je vhodné tyto filtry plošně používat v praxi.



Na tento výsledek má, dle mého názoru, vliv nerovnoměrné rozložení materiálu vyrovnávacího filtru, které z části zasahuje do ionizační komůrky, která určuje délku expozice.

Je nutné citlivě volit, zda vyrovnávací filtr použijí při vyšetření konkrétního pacienta. Bylo by vhodné, použít tento filtr při vyšetřování střední a starší generace pacientů, kde kvalita snímku vyváží zvýšení dávky. V případě dětských pacientů a mladých lidí, ale naopak doporučuji provedení snímku bez vyrovnávacího filtru.

Zjištěné skutečnosti v souhrnu dokladují, že i v dnešní době digitální radiologie je nutné znát základní pravidla ovlivňující kvalitu výsledného rentgenogramu z fyzikálního hlediska tvorby obrazu.

## 7 Seznam použité literatury

- [1] Audioscan. *Technologické zajímavosti*. Dostupný online:  
<http://www.audioscan.cz/rtg-technologicke-zajimavosti> Cit. 12.9.2010
- [2] DRASTICH, Aleš. *Netelevizní zobrazovací systémy*. 1.vyd. VÚT Brno 2001. 174 s. ISBN 80-214-2788-4
- [3] Ferlic Filter Co., LLC. *Technology that Improves Image Quality*. Dostupný online:  
<http://www.ferlicfilter.com/shoulder.php> Cit. 20.10.2010
- [4] GOUD, A., SEGAL, D., HEDAYATI, P. a ost.: *Radiografické hodnocení ramene*. Dostupné online:  
/Radiographic evaluation of the shoulder./ *Europ.Radiol.*, 2008, 68, s. 2-15.
- [5] HRAZDIRA, Ivo, MORNSTEIN, Vojtěch, *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. Vyd. Brno: Neptun, 2001. 395 s. ISBN 80-902896-1-4
- [6] Kolektiv autorů, *Ochrana při práci se zdroji ionizujícího záření*. Dum techniky Ostrava, spol. s.r.o., 2003. 255 s. ISBN 80-02-01529-0
- [7] NAVRÁTIL Leoš., ROSINA, Josef, a kol. *Medicínská biofyzika*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing a.s., 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4
- [8] Nolan, R. John DR, D.C. *Nolan X-ray Filters*. Dostupný online  
<http://www.nolanxrayfilters.com/> Cit. 25.10.2010
- [9] Norma ČSN EN 60522: *Stanovení vlastní filtrace rentgenového zářiče*, norma schválená roku 2000. 12 s.
- [10] OSTERREICHER, Jan, VÁVROVÁ Jiřina, STULÍK, Jiří, OLEJÁR, Tomáš, ŠKOPEK Jiří, *Molekulární a buněčné změny po expozici ionizujícímu záření*. Dostupné online:  
[http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kra/externi/kra\\_7169/ch02.htm](http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kra/externi/kra_7169/ch02.htm) Cit. 3.2.2011
- [11] Pacific Northwst X-Ray Inc. Dostupný online:  
<http://www.pnwx.com/Accessories/TechAides/Filters/> Cit. 5.10.2010
- [12] SVOBODA, Milan. *Základy techniky vyšetřování rentgenem*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1973. 584 s.

[13] The National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, 2010. Dostupné online:

<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html> Cit. 15.3.2011

[14] ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika*. Dostupné online:

<http://www.sweb.cz/AstroNklFyzika/index.htm>. Cit. 12.4.2011 Cit. 12.1.2011

[15 ] University of Cambridge, DoITPoMSnTeaching and Learning Packages, TLP Library, X-ray Diffraction Techniques. Dostupné online:

<http://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/xray-diffraction> Cit. 2.2.2011

[16] US patent 5,178,316 – brazed x-ray tube anode, General Electric Company, 1992. Dostupné online:

<http://www.docstoc.com/docs/43442875/Brazed-X-ray-Tube-Anode---Patent-5178316>

Cit. 14.2.2011

[17] WOLBARST, Anthony, Brinton, *Physics of Radiology*, Second Edition, 2005, Publishing Medical Physics, 647s, ISBN 1-930524-22-6

## 8 Klíčová slova

Filtrace

Kerma

Útlumový koeficient

Pixel Value

### **Key words:**

Rentgenogram – X-ray image

Vyrovňovací filtr – filtr-type equalizer

Vyšetřování pomocí rentgenu – radioscopy, X. ray examination

Rentgenová dávka – X-ray dose

Radiologický asistent – a radiology assistant

Dávka rentgenového záření – exposure

### **Seznam použitých zkratk**

ROI – Region Of Interest

ALARA – As Low As Reasonably Achievable

SÚRO – Státní úřad radiační ochrany

LET – linear energy transfer

FWHM – full width half maximum

SNR – signal to noise ratio

## 9 Přílohy

Příloha č. 1: Měření s homogenním fantomem s vyrovnávacím filtrem bez přidatné filtrace

homogenní fantom		parametry expozice							pixel value oblasti									
		přídavná filtrace Cu [mm]	vzdálenost [cm]	součin proudu rentgenky a expozičního času [mAs]	čas expozice [ms/1000 ms]	dávkaz dápmetru [mGy <sup>cm</sup> ²]	velikost ozařovaného pole [cm]	určení dávký vypočtem [mGy]	zpracovaný snímek						raw data			
									vysoký kontrast	nizký kontrast	D min [1cm²]	D střed [1cm²]	oblast 1 [3cm²]	oblast 2 [3cm²]	oblast 3 [3cm²]	oblast 1 [3cm²]	oblast 2 [3cm²]	oblast 3 [3cm²]
počet desek	šířka [cm]																	
10	10	0	100	25,25	101	682	24x30	0,95	3,4	2,00%	2911	138	214	940	1855	633	385	211
		0	100	25,25	101	679	24x30	0,94	3,4	2,00%	2916	35	88	807	1621	614	369	211
		0	100	25,25	101	679	24x30	0,94	3,4	2,00%	2941	117	209	970	1774	629	380	210
		0	100	25,25	101	677	24x30	0,94	3,4	2,00%	2940	117	192	927	1816	656	412	240
		0	100	25,25	101	681	24x30	0,95	3,4	2,00%	2956	40	116	870	1711	624	381	211
9	9	0	100	20,5	82	552	24x30	0,77	3,4	2,00%	3089	110	174	962	1907	607	367	203
		0	100	20,5	82	553	24x30	0,77	3,4	2,00%	2899	3	60	743	1681	622	390	230
		0	100	20,5	82	555	24x30	0,77	3,4	2,00%	2853	21	90	807	1705	597	375	202
		0	100	20,5	82	551	24x30	0,77	3,4	2,00%	2968	49	110	831	1746	611	351	202
8	8	0	100	20,5	82	552	24x30	0,77	3,4	2,00%	2843	30	117	811	1687	602	364	203
		0	100	16,75	67	451	24x30	0,63	3,4	2,00%	3079	88	155	906	1844	599	354	195
		0	100	16,75	67	450	24x30	0,63	3,4	2,00%	2880	45	112	831	1682	584	356	196
		0	100	16,75	67	446	24x30	0,62	3,4	2,00%	2814	46	127	844	1692	623	371	220
7	7	0	100	16,75	67	449	24x30	0,62	3,4	2,00%	2975	25	80	842	1737	584	360	197
		0	100	16,75	67	452	24x30	0,63	3,4	2,00%	3060	98	143	943	1735	626	375	220
		0	100	13,75	55	366	24x30	0,51	3,4	2,00%	3047	83	150	905	1810	565	335	186
		0	100	13,75	55	367	24x30	0,51	3,4	2,00%	3037	21	76	819	1639	576	344	187
6	6	0	100	13,75	55	366	24x30	0,51	3,4	2,00%	3049	85	162	963	1854	564	343	187
		0	100	13,75	55	366	24x30	0,51	3,4	2,00%	3044	29	68	808	1641	566	345	187
		0	100	13,75	55	367	24x30	0,51	3,4	2,00%	3102	84	155	935	1847	578	338	188
		0	100	11,25	44	298	24x30	0,41	3,4	2,00%	3193	98	180	949	1892	549	340	178
5	5	0	100	11,25	45	299	24x30	0,42	3,4	2,00%	3030	50	129	871	1790	588	355	201
		0	100	11,25	45	298	24x30	0,41	3,4	2,00%	2960	18	105	896	1723	543	323	181
		0	100	11	44	298	24x30	0,41	3,4	2,00%	3065	10	66	804	1655	553	315	177
		0	100	11	44	297	24x30	0,41	3,4	2,00%	3113	84	146	937	1846	582	352	203
4	4	0	100	9	36	243	24x30	0,34	3,4	2,00%	2841	34	108	879	1701	539	311	170
		0	100	8,75	35	236	24x30	0,34	3,4	2,00%	291903	41	109	834	1732	526	310	172
		0	100	9	36	241	24x30	0,33	3,4	2,00%	2989	21	96	838	1747	534	304	172
		0	100	9	36	243	24x30	0,34	3,4	2,00%	3182	70	143	854	1810	554	326	194
3	3	0	100	9	36	243	24x30	0,34	3,4	2,00%	3012	91	133	917	1787	544	328	193
		0	100	7,25	29	191	24x30	0,27	3,4	2,00%	3049	27	99	864	1760	524	307	185
		0	100	7	28	190	24x30	0,27	3,4	2,00%	3110	29	113	907	1730	508	289	164
		0	100	7	28	189	24x30	0,22	3,4	2,00%	3053	52	111	893	1760	540	313	188
2	2	0	100	7	28	191	24x30	0,21	3,4	2,00%	3109	33	104	857	1790	510	289	163
		0	100	7	28	192	24x30	0,22	3,4	2,00%	3058	111	170	979	1855	509	299	164
		0	100	5,75	23	155	24x30	0,22	3,4	2,00%	3050	10	82	848	1729	501	275	156
		0	100	5,75	23	154	24x30	0,22	3,4	2,00%	3141	19	87	900	1714	492	277	155
1	1	0	100	5,75	23	156	24x30	0,18	3,4	2,00%	3100	23	115	874	1738	487	270	155
		0	100	5,75	23	159	24x30	0,18	3,4	2,00%	3149	32	97	930	1754	491	282	156
		0	100	5,75	23	156	24x30	0,18	3,4	2,00%	3150	37	100	910	1764	494	277	157
		0	100	4,75	19	126	24x30	0,18	3,4	2,00%	3214	32	123	938	1775	488	293	168
1	1	0	100	4,75	19	127	24x30	0,18	3,4	2,00%	3196	26	96	916	1802	482	289	168
		0	100	4,75	19	127	24x30	0,14	3,4	2,00%	3199	28	98	918	1801	480	281	169
		0	100	4,75	19	126	24x30	0,14	3,4	2,00%	3130	30	75	886	1801	490	289	168
		0	100	4,75	19	127	24x30	0,14	3,4	2,00%	3283	15	70	925	1728	477	274	148
1	1	0	100	3,75	15	102	24x30	0,14	3,4	2,00%	3107	14	85	811	1734	466	266	159
		0	100	3,75	15	102	24x30	0,14	3,4	2,00%	3285	24	65	858	1734	445	247	139
		0	100	3,75	15	103	24x30	0,00	3,4	2,00%	3176	27	87	820	1753	447	253	139
		0	100	3,75	15	103	24x30	0,00	3,4	2,00%	3191	15	82	906	1698	462	269	159
1	1	0	100	3,75	15	103	24x30	0,00	3,4	2,00%	3258	44	105	960	1892	445	260	135

Příloha č. 2: Měření s homogenním fantomem bez vyrovnávacího filtru bez přídavné filtrace

homogenní fantom		parametry expozice							pixel value oblastí									
		přídavná filtrace Cu [mm]	vzdálenost [cm]	součin proudu rentgenky a expozičního času [mAs]	čas expozice [ms/1000 ms]	dávka z dápmetru [mGyc m <sup>2</sup> ]	velikost ozařovaného pole [cm]	určení dávky vypočtem [mGy]	zpracovaný snímek						raw data			
									vysoký kontrast	nizký kontrast	D min [1cm <sup>2</sup> ]	D střed [1cm <sup>2</sup> ]	oblast 1 [3cm <sup>2</sup> ]	oblast 2 [3cm <sup>2</sup> ]	oblast 3 [3cm <sup>2</sup> ]	oblast 1 [3cm <sup>2</sup> ]	oblast 2 [3cm <sup>2</sup> ]	oblast 3 [3cm <sup>2</sup> ]
počet desek	šířka [cm]																	
10	10	0	100	21,5	86	553	24x30	0,77	3,1	2,80%	3486	144	108	116	181	736	733	707
		0	100	21,5	86	554	24x30	0,77	3,1	2,80%	3283	121	95	94	131	726	723	699
		0	100	21,5	86	551	24x30	0,77	3,1	2,00%	3170	124	92	90	137	735	732	709
		0	100	21,75	87	554	24x30	0,77	3,1	2,80%	3253	72	40	46	110	726	724	700
9	9	0	100	17,5	70	449	24x30	0,62	3,1	2,80%	3222	147	119	123	178	703	700	672
		0	100	17,75	71	452	24x30	0,63	3,1	2,80%	3032	105	86	89	126	707	704	678
		0	100	17,5	70	451	24x30	0,63	3,1	2,80%	3368	115	90	93	138	704	702	675
		0	100	17,75	71	457	24x30	0,63	3,1	2,80%	3520	125	64	103	176	707	705	680
8	8	0	100	17,75	71	457	24x30	0,63	3,1	2,80%	3364	171	146	156	243	705	701	678
		0	100	14,5	58	372	24x30	0,52	3,1	2,80%	3496	116	102	114	170	685	683	660
		0	100	14,5	58	374	24x30	0,52	3,1	2,80%	3452	114	100	104	163	676	674	649
		0	100	14,5	58	376	24x30	0,52	3,1	2,80%	3151	128	117	118	165	677	674	649
7	7	0	100	14,25	57	372	24x30	0,52	3,1	2,80%	3468	115	101	105	167	684	682	654
		0	100	14,25	57	373	24x30	0,52	3,1	2,80%	3448	112	99	102	164	686	683	657
		0	100	11,75	47	306	24x30	0,43	3,1	2,80%	3403	111	104	112	183	679	677	653
		0	100	11,75	47	305	24x30	0,42	3,1	2,80%	3278	114	99	103	166	657	655	628
6	6	0	100	11,75	47	307	24x30	0,43	3,1	2,80%	3481	98	89	90	137	652	650	625
		0	100	11,75	47	306	24x30	0,43	3,1	2,80%	2794	44	43	43	91	659	657	632
		0	100	11,75	47	310	24x30	0,43	3,1	2,80%	3014	31	31	31	68	659	657	632
		0	100	9,5	38	249	24x30	0,35	3,1	2,80%	3015	45	48	43	90	634	632	607
5	5	0	100	9,5	38	249	24x30	0,35	3,1	2,80%	3523	81	75	76	141	654	653	631
		0	100	9,75	39	249	24x30	0,35	3,1	2,80%	3537	157	156	156	219	654	653	628
		0	100	9,5	38	249	24x30	0,35	3,1	2,80%	3374	59	59	31	113	633	631	606
		0	100	9,5	38	248	24x30	0,34	3,1	2,80%	3321	102	98	100	170	634	632	605
4	4	0	100	7,5	30	197	24x30	0,27	3,1	2,80%	3391	149	150	153	221	606	604	582
		0	100	7,5	30	197	24x30	0,27	3,1	2,80%	3535	129	116	117	185	606	605	581
		0	100	7,5	30	196	24x30	0,27	3,1	2,80%	3590	148	125	130	205	604	602	578
		0	100	7,5	30	197	24x30	0,27	3,1	2,80%	3435	115	116	116	176	608	606	653
3	3	0	100	7,5	30	197	24x30	0,27	3,1	2,80%	3548	86	38	45	117	609	607	583
		0	100	6,25	25	163	24x30	0,23	3,1	2,80%	3475	141	147	146	201	583	582	558
		0	100	6,25	25	161	24x30	0,22	3,1	2,80%	3195	55	62	61	108	579	578	555
		0	100	6,25	25	160	24x30	0,22	3,1	2,80%	3595	102	106	112	183	583	581	558
2	2	0	100	6,25	25	160	24x30	0,22	3,1	2,80%	3588	98	102	110	176	604	602	577
		0	100	6,25	25	160	24x30	0,22	3,1	2,80%	3541	88	96	104	149	605	602	580
		0	100	5	20	130	24x30	0,18	3,1	2,80%	3524	25	30	32	90	558	555	531
		0	100	5	20	130	24x30	0,18	3,1	2,80%	3664	124	99	108	188	560	558	534
1	1	0	100	5	20	131	24x30	0,18	3,1	2,80%	3615	67	71	74	144	579	577	554
		0	100	5	20	130	24x30	0,18	3,1	2,80%	3653	102	90	91	168	578	576	552
		0	100	5	20	130	24x30	0,18	3,1	2,80%	3657	99	101	106	164	577	576	552
		0	100	4	16	106	24x30	0,15	3,1	2,80%	3703	68	69	73	152	531	529	507
1	1	0	100	4	16	106	24x30	0,15	3,1	2,80%	3719	66	68	78	162	533	531	509
		0	100	4	16	105	24x30	0,15	3,1	2,80%	3720	140	151	140	202	531	528	508
		0	100	4	16	106	24x30	0,15	3,1	2,80%	3570	47	22	26	98	531	527	507
		0	100	4,25	17	106	24x30	0,15	3,1	2,80%	3622	144	154	145	212	531	530	506
1	1	0	100	3,25	13	83	24x30	0,12	3,1	2,00%	3630	170	127	140	256	428	427	400
		0	100	3,25	13	83	24x30	0,12	3,1	1,20%	4029	669	591	609	782	494	493	465
		0	100	3,25	13	83	24x30	0,12	3,1	2,00%	3982	626	563	580	744	427	427	401
		0	100	3,25	13	83	24x30	0,12	3,1	2,00%	3968	450	554	701	803	450	449	423
1	1	0	100	3,25	13	83	24x30	0,12	3,1	2,00%	3965	718	723	718	817	491	491	465