

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI**

**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ**

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2013**

**Václav Bělehrad**





FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B 5345

**Václav Bělehrad**

Studijní obor: Radiologický asistent 5345R010

**RADIAČNÍ OCHRANA PACIENTŮ A PERSONÁLU NA  
ANGIOGRAFICKÉM PRACOVIŠTI**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Mgr. Jindřiška Adámková

PLZEŇ 2013

**Prohlášení:**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité zdroje jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 25. 3. 2013

.....

vlastnoruční podpis

### **Poděkování:**

Děkuji Mgr. Jindřišce Adámkové za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů. Děkuji také Ing. Tomáši Pokornému, Ph.D. a MUDr. Petru Schmiedhuberovi za pomoc při získávání dat potřebných pro mou bakalářskou práci.

Anotace

Příjmení a jméno: Bělehrad Václav

Katedra: Katedra záchranářství a technických oborů

Název práce: Radiační ochrana pacientů a personálu na angiografickém pracovišti

Vedoucí práce: Mgr. Jindřiška Adámková

Počet stran: 48 číslovaných, 9 nečíslovaných

Počet příloh: 8

Počet titulů použité literatury: 31

Klíčová slova: Ionizující záření, Radiační ochrana, Efektivní dávka, Angiografie, DSA

#### Souhrn:

Bakalářská práce, jejíž téma zní „Radiační ochrana pacientů a personálu na angiografickém pracovišti“ se skládá z teoretické a praktické části. V teoretické části jsem popisoval ionizující a rentgenové záření, jeho účinky na člověka a cíle a metody radiační ochrany. V praktické části jsem prováděl měření efektivních dávek obdržených pacienty a personálem na angiografickém pracovišti.

## Annotation

Surname and name: Bělehrad Václav

Department: Department of Paramedical rescue work and Technical studies

Title of thesis: Radiation protection of patients and personnel in the angiography department

Consultant: Mgr. Jindřiška Adámková

Number of pages: 48 numbered, 9 unnumbered

Number of appendices: 8

Number of literature items used: 31

Key words: Ionizing radiation, Radiation protection, Effective dose, Angiography, DSA

### Summary:

My bachelor thesis on the topic of Radiation protection of patients and personnel in the angiography department consists of theoretical and practical part. In the theoretical part I described ionizing radiation and X-ray, its effects on human body and goals and methods of radiation protection. In the practical part I was measuring effective doses received by patients and personnel in the angiography department.



# Obsah

Úvod	11
1. Ionizující záření	12
2. Zdroje ionizujícího záření	12
2.1. Přírodní zdroje ionizujícího záření	12
2.2. Umělé zdroje radioaktivity	13
3. Rentgenové záření	15
3.1. Brzdné rentgenové záření	15
3.2. Charakteristické rentgenové záření	16
3.3. Interakce rentgenového záření s hmotou	16
4. Biologické účinky ionizujícího záření	17
5. Radiační ochrana	22
5.1. Principy radiační ochrany	22
5.2. Způsoby radiační ochrany	23
5.3. Radiační monitorování a osobní dozimetrie	24
5.4. Veličiny a jednotky používané v radiační ochraně a dozimetrii	27
5.5. Ochrana pacientů	30
5.6. Ochrana personálu	32
6. Digitální subtrakční angiografie	33
7. PCXMC 2.0	36
8. Cíl práce a hypotézy	38
9. Metodika	39
10. Výsledky	42
11. Diskuze	46
12. Závěr	48
13. Seznam použité literatury	49
14. Seznam zkratk	51



## Úvod

Ve své bakalářské práci se zabývám radiační ochranou pacientů a personálu na angiografickém pracovišti. Toto téma jsem si vybral proto, že v budoucnu chci na radiodiagnostickém oddělení pracovat a otázka radiační zátěže mě zajímá.

Radiodiagnostika byla a je nenahraditelnou diagnostickou metodou. V porovnání s ostatními diagnostickými metodami mají však angiografie a intervenční radiologie spolu s výpočetní tomografií největší podíl na lékařském ozáření.

V teoretické části popisuji ionizující záření, jeho charakter a zdroje. Popisuji také konkrétně rentgenové záření, označované též jako X-záření, které je využíváno v radiodiagnostice. Věnuji se také biologickým účinkům ionizujícího záření na člověka. V kapitole „Radiační ochrana“ jsou zmapovány principy, způsoby a metody radiační ochrany pacientů a personálu. Dále se v této kapitole zabývám monitorováním a osobní dozimetrií a jednotlivými veličinami a jednotkami používanými v radiační ochraně a dozimetrii. V teoretické části jsem se rovněž zabýval digitální subtrakční angiografií a jednotlivými metodami intervenční radiologie.

Cílem teoretické části je tedy popsat cíle a způsoby radiační ochrany na angiografickém pracovišti a cílem praktické části je zjistit úroveň radiační zátěže pacientů a radiačních pracovníků na angiografickém pracovišti a výsledné hodnoty porovnat.

# 1. Ionizující záření

Ionizující záření je takové záření, jehož kvanta mají natolik vysokou energii, že jsou schopna vyrážet elektrony z atomového obalu a tím látku ionizovat. Pro běžné druhy záření fotonového ( $X$  a  $\gamma$ ), elektronového ( $\beta$ ) a  $\alpha$  se za energetickou hranici ionizujícího záření bere energie 5 keV. Ionizující záření se rozlišuje na přímo ionizující (elektrony, protony, deuterony, částice  $\alpha$ , těžké ionty) a nepřímo ionizující (záření  $X$  a  $\gamma$ , neutrony). Přímě ionizující záření je záření, jehož kvanta nesou elektrický náboj, a proto přímo vyvíjejí Coulombovskými elektrickými silami elektrony z atomů. U nepřímo ionizujícího záření kvanta nejsou elektricky nabitá. Svou kinetickou energii předávají v látce nejprve nabitým částicím (elektronům, jádrům) a ty teprve přímými účinky na atomy látku ionizují. Ionizující záření je buď charakteru částicového (korpukulárního) nebo elektromagnetického (viz tabulka č.1). (2,4,10)

Tabulka č.1 - Přehled druhů ionizujícího záření

Druh záření	korpukulární	elektromagnetické
Přímě ionizující	Elektrony Protony Deuterony Částice $\alpha$ Těžké ionty	
Nepřímě ionizující	neutrony	Fotony X-záření Fotony $\gamma$ záření

Zdroj: (2)

## 2. Zdroje ionizujícího záření

### 2.1. Přírodní zdroje ionizujícího záření

Existují dva druhy přírodních zdrojů. Kosmické záření a přírodní radionuklidy. Kosmické záření se rozlišuje na tři složky: galaktické záření, sluneční záření a záření radiačních (van Allenových) pásů Země. Galaktické kosmické záření pochází z hlubokých oblastí vesmíru a skládá se z protonů (85%), jader helia (11%), těžších jader prakticky všech prvků

periodické soustavy (1%) a elektronů (3%). Sluneční kosmické záření pochází především ze slunečních erupcí. Je tvořeno z 99% protony, těžší nabitě částice představují méně než 0,1% celkové intenzity. Radiační (van Allenovy) pásy jsou tvořeny protony a elektrony zachycenými magnetickým polem Země v určitých vzdálenostech od jejího povrchu; vnější pás je ve vzdálenosti 20 000 km, vnitřní pás ve vzdálenosti 3 000 km. Přírodní radionuklidy jsou obsaženy v zemské kůře. Asi 30 z nich má poločas rozpadu větší než  $10^9$  roků. Významné jsou však jen tři:  $^{232}\text{Th}$  a  $^{238}\text{U}$  se svými produkty a izotop draslíku  $^{40}\text{K}$ . Aktivita  $^{40}\text{K}$  v zemské kůře je vyšší než aktivita všech ostatních přírodních radionuklidů dohromady. Z ekologického hlediska je také důležitý izotop  $^{226}\text{Ra}$ , který je s  $^{238}\text{U}$  v trvalé rovnováze. Vzniká z něho plynný  $^{222}\text{Rn}$ . Průměrná hodnota roční efektivní dávky od přírodních zdrojů záření se pohybuje kolem 2,4 mSv za rok. (3,14,15)

## 2.2. Umělé zdroje radioaktivity

Radioaktivní zářiče jsou zdroje, v nichž ionizující záření ( $\alpha$ ,  $\beta$  či  $\gamma$ , popřípadě záření neutronové) vzniká při radioaktivních přeměnách jader. Těchto zářičů se využívá například v radioterapii (cesiové či kobaltové ozařovače, brachyterapeutické zářiče) či v nukleární medicíně (radiofarmaka pro diagnostiku i terapii). Dále se zdroje ionizujícího záření (především radioaktivní zářiče) dělí na:

- uzavřené zářiče, v nichž je vlastní zářivá látka hermeticky zapouzdřena v neradioaktivním obalu tak, že radioaktivní látka nemůže uniknout do okolního prostředí. (Níže uvedené elektronické zdroje záření z tohoto hlediska automaticky spadají do kategorie uzavřených zářičů).

- otevřené zářiče, kde je vlastní radioaktivní látka volně přístupná k manipulaci. Jsou to především radioaktivní roztoky, prášky, plyny. Při těchto manipulacích s otevřenými zářiči existuje možnost nežádoucího uvolnění radioaktivních látek do okolního prostředí. Je zde riziko radioaktivní kontaminace osob a pracovního či životního prostředí.

- elektronické zdroje záření, v nichž ionizující záření vzniká v důsledku elektromagnetického urychlování nabitých částic. Jsou to především urychlovače částic a rentgenové trubice produkující brzdné X-záření. U urychlovačů se jedná buď o primární

záření, tedy o svazky urychlovaných částic (protony, elektrony), nebo o sekundární záření, které vzniká interakcí primárního svazku s terčíkem nebo ve vstřícných srážkách částic. Speciální kategorií je elektromagnetické synchrotronové záření generované v urychlovačích elektronů a neutronové záření vytvářené v neutronových generátorech. Záření produkované v urychlovačích se, kromě výzkumu v jaderné a částicové fyzice, používá pro výrobu umělých radionuklidů či v radioterapii. Zdrojem X-záření pro rentgenovou diagnostiku je speciální vakuová elektronka zvaná rentgenka, rentgenová lampa či trubice. Z elektronického hlediska je rentgenka klasická dioda zapojená v obvodu s vysokým napětím (cca 20-200kV). Žhavená katoda (ve formě spirály z wolframu) emituje elektrony, které jsou přitahovány k anodě (ta má u rentgenek s pevnou anodou tvar terčíku a u rotačních anod tvar talíře), přičemž jsou elektrony silným elektrickým polem urychlovány na kinetickou energii, která je dána napětím mezi katodou a anodou. Těsně před dopadem na anodu získá elektron vysokou rychlost (pro napětí  $U=60\text{kV}$  budou mít elektrony kinetickou energii  $60\text{keV}$  a dopadovou rychlost  $150000\text{km/s}$ , což je poloviční rychlost světla). Po dopadu na anodu se elektrony prudce zabrzdí, přičemž část jejich kinetické energie se přemění na tvrdé elektromagnetické záření (X-záření) dvojího druhu: brzdné záření a charakteristické záření. Toto X-záření opouští anodu a vylétá z trubice ven. Anoda je zhotovena z těžkého materiálu (nejčastěji z wolframu, který se používá hlavně pro svoje vysoké protonové číslo a vysoký bod tání -  $3370^\circ\text{C}$ ), který má vysokou elektronovou hustotu, takže dopadající elektrony jsou velkou odporovou silou prudce brzděny, čímž se podle zákonitostí elektrodynamiky část jejich kinetické energie mění v brzdné elektromagnetické záření - fotony X-záření. Účinnost tohoto procesu je však poměrně malá. Jen asi 1% celkové kinetické energie elektronů je transformováno na fotony X-záření, zbytek se mění v teplo. Důvodem je, že jen asi 1% elektronů pronikne dostatečně hluboko dovnitř atomů materiálu anody, až ke slupce L nebo K, kde teprve působí velké Coulombovské elektrické síly způsobující prudkou změnu rychlosti elektronů a tím efektivní buzení tvrdého brzdného záření. Ostatní elektrony předávají svou kinetickou energii elektronům a atomům krystalové mřížky, což vyústí v teplo. Brzdné záření je důsledkem zákonitostí Maxwellovy elektrodynamiky, podle nichž při každém zrychleném pohybu elektrického náboje dochází k vyzařování elektromagnetických vln. Proto i při zabrzdění elektronu po dopadu na anodu vzniká elektromagnetické záření tím intenzivnější a tvrdší, čím prudší je zabrzdění. (4,8,11,16)

### 3. Rentgenové záření

Rentgenové záření (záření X) je elektromagnetické záření krátké vlnové délky cca  $10^{-9}$ - $10^{-13}$ m, které se však vyzařuje jako kvanta (fotony) o energii cca 5keV-200keV. Vzniká v rentgenkách zabrzděním rychle letících elektronů v těžkých kovech. Rozlišujeme 2 druhy X-záření - brzdné a charakteristické. (11,17)

#### 3.1. Brzdné rentgenové záření

Brzdné X-záření produkované rentgenkou má spojité spektrum od energií blízkých nule až k maximální energii dané téměř hodnotou anodového napětí. Energie brzdného záření závisí na rychlosti, s jakou dochází k zabrzdění elektronů při dopadu na povrch anody. Jednotlivé elektrony proniknou různě hluboko do atomů materiálu anody, čímž vyzařují různé vlnové délky, či energie fotonů. Ty elektrony, které se opakovanými mnohonásobnými rozptyly na vnějších elektronových slupkách atomů anody "měkce" brzdí, vysílají řadu fotonů brzdného (i charakteristického) záření o nízké energii. Některé z nich spadají do oblasti měkkého X-záření, jiné do oblasti UV a viditelného světla (nízkoenergetické fotony se často absorbují v materiálu anody a nevyletí ven). Čím hlouběji elektrony proniknou do nitra atomů anody, blíže k jádru, tím rychleji se intenzívními Coulombovskými silami mění vektor jejich rychlosti a tím tvrdší brzdné X-záření je produkováno. Nejkratší vlnové délky vznikají u elektronů, které pronikly na úroveň slupky K a blíže k jádru, kde mohou být zabrzděny téměř jednorázově. V závislosti na impaktním faktoru jednotlivých elektronů vůči atomům anody se průběžně realizují všechny možnosti. Taková různá míra brzdění elektronů vyvolává směs záření různých vlnových délek či energií fotonů. Výsledkem je spojité spektrum brzdného záření. V tomto spojitém spektru jsou nejvíce zastoupeny fotony X-záření o nízkých energiích, jen velmi malé procento v koncové části spektra odpovídá vysokým energiím blízkým energii dopadajících elektronů dané vysokým napětím mezi katodou a anodou rentgenky. (11)

### 3.2. Charakteristické rentgenové záření

Kromě X-záření se spojitým spektrem je vyzařováno i určité menší množství charakteristického X-záření s čárovým spektrem, jehož energie nezávisí na anodovém napětí, ale je dána materiálem anody. Charakteristické X-záření vzniká v důsledku dvou procesů:

- **Přímý proces** impaktního fotoefektu na vnitřních energetických hladinách elektronového obalu v atomech materiálu anody - rychlé elektrony pronikají do nitra atomů a vyvrážejí vázané elektrony ze slupek K a L. Při přeskoků elektronů ze slupky L na uprázdněnou slupku K (K-série), popřípadě ze slupky M na L (L-série) se pak rozdíl energií vyzařuje ve formě fotonů elektromagnetického záření - charakteristického X-záření. (11)

- **Nepřímý proces** fotoelektrické absorpce brzdného záření - brzdné X-záření, vznikající při zabrzdění urychlených elektronů, interaguje s dalšími atomy uvnitř látky anody, mimo jiné fotonovým fotoefektem, vyvrážejícím elektrony z vnitřních slupek, za následného přeskoků elektronů a emise charakteristického X-záření, podobně jako v předchozím případě. (11)

Impaktní elektronový fotoefekt a vyzařování fotonů nastává i při přeskokůch elektronů ve vnějších slupkách, avšak energie těchto fotonů je nízká a toto záření je překryto spojitým brzdným zářením na začátku spektra. (11)

### 3.3. Interakce rentgenového záření s hmotou

Záření X a  $\gamma$  může s hmotou (na fyzikální úrovni) interagovat několika způsoby. Avšak vzhledem k energiím fotonů X-záření používaných v radiodiagnostice a nukleární



medicině (20-510 keV) přichází v úvahu především dva procesy interakce: fotoefekt a Comptonův rozptyl.

Při fotoefektu foton  $\gamma$  předá veškerou svou energii elektronu vázanému na jedné z vnitřních slupek elektronového obalu atomu a tím je elektron z elektronového obalu uvolněn a prázdná pozice je obsazena elektronem z vyšších slupek. Přebytek energie při přechodu elektronu se uvolní ve formě fotonu - nejčastěji fotonu charakteristického rentgenového záření. Tento foton má velmi malou energii a je pohlcen v okolním materiálu. Uvolněný fotoelektron se dále pohybuje hmotou a způsobuje podél své dráhy další ionizace a excitace. Pravděpodobnost fotoefektu se zmenšuje s rostoucí energií  $\gamma$  záření a roste s protonovým číslem materiálu. Projevuje se tedy hlavně u fotonů s nižší energií a látek s vysokým protonovým číslem. (2,18)

Při Comptonově rozptylu foton interaguje se slabě vázaným nebo volným elektronem na vnější slupce elektronového obalu a předá mu pouze část své energie. Z valenční sféry se uvolní elektron, který získá část energie primárního fotonu ve formě kinetické energie. Rozptýlený foton pokračuje v pohybu, avšak v rozdílném směru a s nižší energií než má primární foton. Rozptyl sekundárních fotonů kolísá v intervalu  $0^\circ$  až  $180^\circ$  a jejich energie je závislá na úhlu rozptylu. Děj se může několikrát opakovat, až foton ztratí tolik energie, že převládne pravděpodobnost jeho zániku fotoelektrickým jevem. (2,18)

#### **4. Biologické účinky ionizujícího záření**

Účinky ionizujícího záření se projevují ve větší či menší míře u všech druhů živých organismů. Většinou jde o účinky negativní, jsou však známy případy, kdy ionizující záření vyvolává v živých organismech pozitivní změny. Účinky záření na buňku se dají rozdělit na přímý a nepřímý účinek, kdy přímým účinkem se rozumí změna biologicky důležité makromolekuly přímým zásahem částicí ionizujícího záření nebo sekundárním elektronem při ozařování rentgenovým nebo  $\gamma$  zářením. Přímý účinek je závažný hlavně u nukleových kyselin, při němž záření poškozuje vodíkové vazby mezi komplementárními bázemi, způsobuje depolymeraci a další děje. Nepřímý účinek souvisí s radiolýzou vody a jde o změny způsobené především radikály, peroxidem vodíku a

hydratovaným elektronem. Radikály jsou nenabitě molekuly s lichým počtem elektronů. Protože elektrony dávají přednost vzájemnému párování, činí jeden nespárovaný elektron radikál vysoce reaktivním. Je například známo, že enzymy v roztoku jsou vůči záření mnohem citlivější než ve vysušeném stavu. Nepřímým účinkem se také vysvětluje kyslíkový efekt, při kterém se zvětší účinek záření, je-li v buněčné tekutině rozpuštěn kyslík. Kyslíkový efekt je způsoben větší koncentrací radikálů ( $\text{HO}_2$  a  $\text{O}_2^-$ ) v buňce. (1,19)

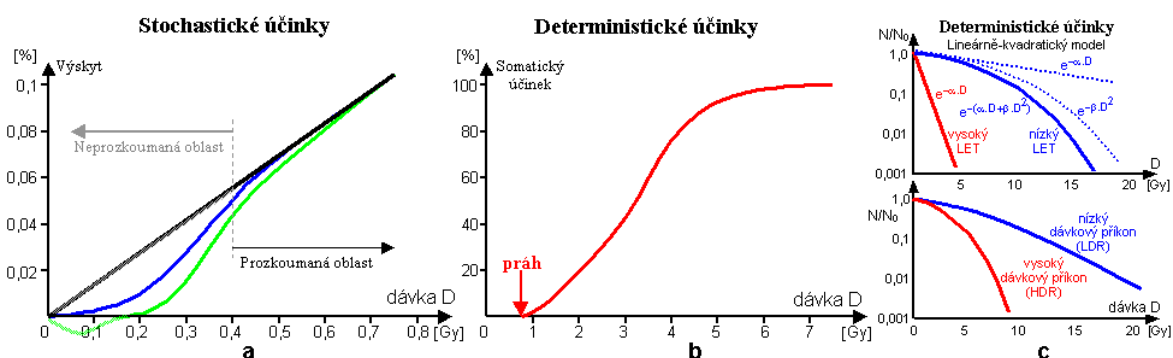
Dále se účinky ionizujícího záření dají rozdělit do úrovně molekulární, buněčné, tkáňové a úrovně organismu. Na úrovni molekulární probíhá radiačních poškození v jádře buňky, kde se nachází molekula DNA, jejíž poškození je příčinou vzniku radiačních efektů. Dále se poškození molekuly DNA projeví na úrovni buněčné. A to buď úplnou ztrátou životních funkcí buňky, neschopností buňky se dělit nebo změnou genetické informace buňky (mutací). Tato poškození mohou být eliminována reparačními mechanismy. Na úrovni tkáňové jsou fatálně poškozené buňky odstraněny a nahrazeny depopulací nebo při jejich velkém množství dojde ke ztrátě funkčnosti tkáně jako celku. Na úrovni organismu se buněčné mutace realizují jako genetické nebo somatické změny. Genetické změny, které se týkají zárodečných žláz, se přenášejí do dalších generací a jsou odpovědné za genetické účinky a projevují se poruchami ve vývoji lidského plodu. Somatické změny se týkají ostatních (nezárodečných) tkání a orgánů. Důsledky somatických změn se projevují u jejich nositele, přímo v ozářené tkáni. Somatické mutace jsou příčinou nádorových transformací. (2,12)

### **Deterministické a stochastické účinky**

Z hlediska vztahu dávky a účinku rozlišujeme radiobiologické účinky na deterministické a stochastické. Deterministické účinky, mezi které patří například akutní nemoc z ozáření, akutní lokalizované poškození, katarakta nebo sterilita, počínají již v buňkách a ovlivňují tkáň. Tyto účinky se vyznačují tím, že vznikají až tehdy, překročí-li dávka záření určitý práh (někdy tyto účinky nazýváme prahové), který je různý u různých tkání. Jeho příčinou je ozáření podstatné části buněk dané tkáně. S rostoucí dávkou v oblasti nad prahem stoupá procento poškozených jedinců a rovněž závažnost poškození. Účinky vznikají krátce po ozáření (v průběhu několika dnů až týdnů), proto se tyto účinky charakterizují jako časné. Radiační ochrana před těmito účinky je poměrně jednoduchá,

jelikož tyto účinky nenastanou, pokud dávka v těle nebo v orgánu nedosáhne prahu vzniku deterministických účinků. U stochastického účinku již jediná ionizace může způsobit poškození molekuly DNA. Nízká dávka rentgenového nebo gama záření představuje milióny ionizací, a proto se předpokládá, že pro stochastické účinky neexistuje dávkový práh. Mezi stochastické účinky patří vznik zhoubných nádorů a genetické účinky. Stochastické účinky jsou tedy charakteristické tím, že nemají dávkový práh a s každým zvýšením dávky se úměrně zvyšuje i pravděpodobnost vzniku stochastických účinků. Na velikosti dávky závisí frekvence výskytu stochastických účinků, avšak jejich závažnost není závislá na dávce. Není však možné rozpoznat, jestli jsou nádory či genetická poškození následkem ozáření, nebo jde o spontánně vzniklou poruchu zdraví. Účinek opakovaných dávek je aditivní, stochastické účinky spojené s jednotlivými dávkami obdrženy v různých časech se sčítají. (2,12)

Graf č.1 - Závislost biologického účinku na velikosti absorbované dávky záření



Zdroj: (12)

### Deterministické účinky

Akutní nemoc z ozáření se rozvíjí po jednorázovém ozáření celého těla nebo jeho převážné části vyšší dávkou pronikavého záření. Akutní nemoc z ozáření má tři stadia v závislosti na výši dávky. Prvním stádiem je hematologická dřevná forma. K té dochází po celotělové expozici dávkou 3 až 4 Gy. Její příznaky jsou skleslost, apatie, bolest hlavy, nevolnost, dehydratace, zvýšená teplota. Po několika dnech se projevuje vlastní onemocnění sepsí, krvácením do sliznice a orofaryngeálním syndromem. Tyto změny jsou dány likvidací významné frakce dělicích se prekurzorů krvetvorby buněk retikuloendotelového

systému. Z bílých krvinek jsou nejcitlivější lymfocyty. Pokud dávka není příliš velká, nastupují po 6 až 8 týdnech známky postupného pomalého zlepšování stavu. Krvetvorné orgány se repopulují ze zachovalé frakce kmenových buněk. Druhým stádiem je střevní (gastrointestinální) forma akutní nemoci z ozáření, která se projeví při celotělové dávce vyšší než asi 6 Gy. Je charakteristická výraznějšími časnými příznaky. Již 4.-7. den po ozáření vznikají závažné potíže. Mezi ně patří například krvavé průjmy, příznaky ileu nebo střevní perforace. Jde o nekrózu buněk střevní výstelky s obnažením povrchu střeva a výraznou poruchou vodního a minerálního hospodářství. Pokud postižený přežije 7-10 dnů, tak se projeví i příznaky poškození krvetvorných orgánů. Rozmezí celotělové dávky způsobující poškození GI systému a plic je 5-15 Gy. Třetím stádiem je neuropsychická forma nemoci. Při dávkách na úrovni 20 Gy jsou příznaky časného období tak zdůrazněny, že se dostaví metabolický rozvrat, srdeční selhání a kóma (toxemická a kardiovaskulární forma). Při dávkách vyšších než 50 Gy nastupují výrazně akcentované prodromální příznaky přecházející v psychickou dezorientaci a zmatení, křeče, bezvědomí a smrt. (2)

### **Akutní lokální poškození**

K akutnímu poškození může dojít při radiačních nehodách se zdroji externího záření, jako jsou rentgenový přístroj nebo ozařovač v radioterapii, nebo vnitřní kontaminaci (otevřeným zářičem), ale někdy i při běžném provozu pracovišť se zdroji ionizujícího záření. V případě, že byl zdroj při nehodě blízko povrchu těla (nebo v přímém kontaktu), je dávka v kůži podstatně vyšší než v kterékoliv jiné současně ozářené části těla. Rozlišujeme tři stupně akutního lokálního poškození: (2)

**První stupeň** (erytematózní dermatitis) se rozvíjí po dávce v kůži asi 2 až 4 Gy. Po bezpříznakovém období latence (2-4 týdny) se objeví zarudnutí spojené se zánětlivou exsudací v kóriu. Kolem třetího týdne po dávce 3 Gy se objeví přechodná epilace. (2)

**Druhý stupeň** (deskvamativní dermatitis) se rozvíjí po ozáření dávkou kolem 20 Gy. V prvních hodinách po ozáření se objevuje časný erytém. Jde o rozšíření kapilár vlivem látek podobných histaminu, jež se uvolňují z ozářené tkáně. Po ústupu prvotního zarudnutí nastane období klidu (latence), které trvá dva až tři týdny do rozvoje plných příznaku (pozdní erytém - zduření a prosáknutí i hlubších vrstev kůže se vznikem puchýřů). (2)

**Třetí stupeň** (nekrotická forma dermatitidy) se rozvíjí v oblasti dávek převyšujících 50 Gy. Postiženy jsou hlubší vrstvy kůže. Vznikají vředy důsledkem cévních změn a infekce. Hlubší vředy se obtížně hojí především následkem cévních změn v okolí, které mohou ovlivnit i životnost hlouběji uložených tkání (svalstva a kostí). Po zhojení se v důsledku degenerativních změn rozvíjí i pozdní (druhotný) vřed, který zpravidla vyžaduje plasticko-chirurgický výkon.(2)

Mezi deterministické účinky patří také nenádorové pozdní poškození. Jde o chronickou radiační dermatitidu, která může vzniknout po dlouhodobém ozařování rukou při práci se zdroji ionizujícího záření. Prahová dávka tohoto onemocnění se pohybuje v rozmezí 30 až 50 Gy. Projevuje se tenkou a hladkou epidermis s teleangiektáziemi a ložiskovou depigmentací a hyperpigmentací, nebo silnější epidermis s výraznějšími kožními záhyby, ložiskovými hyperkeratózami, z kterých může vzniknout spinocelulární karcinom. (2)

Dalším deterministickým účinkem je **katarakta** (zákal oční čočky), která může vzniknout po jednorázovém ozařování dávkou vyšší než 1,5-2 Gy nebo také po dlouhodobé profesionální expozici s prahem na úrovni 2-4 Gy. (2)

**Poškození fertility.** K dočasnému poškození fertility dochází u mužů při nižších dávkách než u žen. Přechodná oligospermie byla pozorována již při dávkách 0,1-0,3 Gy (při běžném terapeutickém frakcionovaném režimu). Trvalá sterilita nastává při dávce nad 3 Gy. U žen způsobují sterilitu (v závislosti na typu frakcionace) dávky 2,5-8 Gy (u mladších žen v 60-70 % a u starších žen ve 100 %). (2)

**Poškození embrya či plodu.** Závažnost poškození embrya nezávisí jen na absorbované dávce, ale také na době uplynulé od oplodnění, v níž došlo k ozařování. Pokud dojde k ozařování v prvních dvou týdnech gravidity je implantace zárodku v důsledku jeho poškození nepravděpodobná nebo dojde k jeho smrti. Při ozařování v období od 3. do 8. týdne (organogeneze) při dávkách v plodu vyšších než 100 mGy se mohou vyskytovat malformace, abnormality, katarakta či zpomalení růstu. Při ozařování v období 8-15 týdnů po početí dávkou v plodu 1 Gy dojde ke snížení IQ narozeného jedince o 30 bodů. Při překročení prahové dávky 300 mGy vzniká závažná mentální retardace. (2)

Biologické účinky ozařování plodu jsou jak charakteru deterministického (vznik malformací, zpomalení růstu, abnormality CNS, katarakty), ke kterým dochází po

překročení dávkového prahu, tak i charakteru stochastického (bezprahový výskyt malignit v průběhu dětství po ozáření in utero). Riziko vzniku zhoubných nádorů a leukémie je spojeno s ozářením v kterémkoliv období gravidity. Do 15 let věku dítěte je spontánní výskyt těchto onemocnění dva až tři případy na 1000 dětí. Při dávce v plodu 10 mGy je radiační riziko fatální rakoviny 0,06%, což přibližně odpovídá jednomu úmrtí na zhoubný nádor v souboru 1700 dětí ozářených in utero uvedenou dávkou. Riziko zhoubných nádorů po ozáření narozeného jedince je obdobné jako při ozáření in utero. (2)

## **5. Radiační ochrana**

### **5.1. Principy radiační ochrany**

#### **Princip zdůvodnění**

Při činnosti vedoucí k ozáření ionizujícím zářením je nutno zajistit, aby toto ozáření bylo odůvodněno přínosem, který vyvažuje rizika při této radiační činnosti vznikající. (12)

#### **Princip optimalizace**

Při činnostech doprovázených ozářením je nutno dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko škodlivých účinků bylo optimálně nízké, nakoľik je lze rozumně dosáhnout z technických a ekonomických hledisek. Tento princip je často označován jako ALARA („As Low As Reasonably Achievable“). (12)

#### **Princip bezpečnosti zdrojů**

Zdroje ionizujícího záření musí být zabezpečeny tak, aby nad nimi nemohlo dojít k nekontrolovanému ozáření nebo kontaminaci prostředí. Princip bezpečnosti zdrojů zahrnuje i opatření proti odcizení, ztrátě či přístupu k nim nepovolaným osobám. Zahrnuta je i technická bezpečnost a dobrý technický stav zdrojů. (2,12)

## Princip limitování

Při činnostech s ionizujícím zářením je nutno omezit ozáření osob, aby celková radiační dávka nepřesahovala v součtu stanovené limity. Tento princip neplatí pro „lékařské ozáření“ tj. ozáření pacienta v rámci diagnostiky nebo léčby. Rozlišují se limity obecné, limity pro radiační pracovníky a limity pro učně a studenty (viz tabulka č.2). (2,12)

Tabulka č.2 - Přehled obecných limitů, limitů pro radiační pracovníky a limitů pro učně a studenty

Veličiny	Limity obecné	Limity pro radiační pracovníky	Limity pro učně a studenty
Efektivní dávka za rok (mSv)	1	50	6
Efektivní dávka za 5 za sebou následujících let (mSv)	5	100	-
Ekvivalentní dávka na oční čočce za rok (mSv)	15	150	50
Ekvivalentní dávka na ruce od prstů až po předloktí a na nohy od chodidel až po kotníky za rok (mSv)	-	500	150
Průměrná ekvivalentní dávka v 1cm <sup>2</sup> kůže za rok (mSv)	50	500	150

Zdroj: (2)

## 5.2. Způsoby radiační ochrany

### Ochrana časem

Absorbovaná dávka záření je přímo úměrná době expozice, po kterou se nacházíme v poli záření. Zkrácením doby pobytu v exponovaném místě můžeme úměrně snížit dávku záření. Takže se zbytečně dlouho nezdržujeme v blízkosti zdroje záření, pokud není naše přítomnost bezpodmínečně nutná. (2,12)

### Ochrana vzdáleností

Intenzita záření a dávkový příkon jsou nepřímo úměrné druhé mocnině vzdálenosti od zdroje záření. Zvětší-li se vzdálenost od zdroje na dvojnásobek, dávka klesne na čtvrtinu původní hodnoty. Je proto třeba zdržovat se co nejdále od zdrojů ionizujícího záření. (2,12)

## **Ochrana stíněním**

Ochrana stíněním se realizuje tím, že mezi zdroj záření a pracovníka se umístí vrstva vhodného absorbujícího materiálu, která podstatně zeslabuje svazek záření a tím i dávku. Postavíme-li tedy záření do cesty vhodný stínicí materiál, můžeme dosáhnout podstatného snížení intenzity záření, někdy dokonce úplného odstínění záření. (2,12)

## **5.3. Radiační monitorování a osobní dozimetrie**

### **Monitorování**

Monitorování se nazývá měření všech veličin, které se týkají radiační ochrany, zaznamenávání zjištěných hodnot a vyhodnocování naměřených dat za účelem zajištění optimální ochrany osob a pracovního či životního prostředí před škodlivými účinky ionizujícího záření. Monitorování se provádí na pracovištích s ionizujícím zářením a případně i v okolí zdrojů ionizujícího záření. (2,12)

Program monitorování obsahuje tyto části:

- monitorování pracoviště
- osobní monitorování
- monitorování výpustí
- monitorování okolí (2,12)

### **Referenční úrovně**

Pro hodnocení výsledků měření při monitorování se stanovují určité hodnoty, jejichž dosažení signalizuje anomální radiační situaci a je případně pokynem pro zahájení příslušných opatření radiační ochrany. Rozlišují se tři referenční úrovně: (12)

### **Záznamová úroveň**

Tato úroveň stanovuje nejnižší hodnotu monitorované veličiny, od které má význam ji hodnotit a zaznamenávat v dokumentaci. Jako záznamová úroveň se většinou



bere nejmenší detekovatelná hodnota měřené veličiny nebo hodnota pozadí. Záznamová úroveň pro roční osobní dávku je 0,5 mSv. (12,29)

### **Vyšetřovací úroveň**

Dosažení vyšetřovací úrovně je již příznakem ne zcela běžné radiační situace na pracovišti a mělo by být podnětem k šetření jeho příčin a důsledků. Vyšetřovací úroveň se zpravidla stanovuje jako horní mez obvykle se vyskytujících hodnot, u osobních radiačních dávek pak případně jako 0,3-násobek příslušného limitu pro radiační pracovníky. Vyšetřovací úroveň pro vyhodnocenou roční dávku je 6 mSv. V průběhu roku se sledují jak hodnoty v daném monitorovacím období, tak součet dávek v průběhu roku. (12,29)

### **Zásahová úroveň**

Její dosažení již znamená, že se jedná o mimořádnou událost nebo radiační nehodu, spojenou se zvýšeným radiačním rizikem, a je podnětem k podniknutí kroků k ochraně osob a prostředí podle havarijního řádu pracoviště. Zpravidla jde o úroveň limitu. (12,29)

### **Osobní monitorování - kategorizace**

Pro účely monitorování a lékařského dohledu se radiační pracovníci podle ohrožení zdraví ionizujícím zářením zařazují do kategorie A a B.

Do **kategorie A** jsou zařazeni radiační pracovníci, kteří by mohli obdržet efektivní dávku vyšší než 6 mSv ročně nebo ekvivalentní dávku vyšší než 0,3 limitu ozáření pro oční čočku, kůži nebo končetiny. U pracovníků kategorie A musí být zajištěno osobní monitorování (osobními dozimetry) a pravidelná měsíční výměna a vyhodnocování osobních dozimetrů. V případě vzniku nebo podezření radiační nehody musí být zajištěna okamžitá výměna a vyhodnocení osobního dozimetru. Dále musí být zajištěny preventivní lékařské prohlídky (vstupní, výstupní i periodické). Radiačním pracovníkům musí být povolen přístup k výsledkům svého osobního monitorování a výsledkům měření. (2,29)

Do **kategorie B** patří všichni radiační pracovníci, kteří nejsou zařazeni do kategorie A. (2,29)

## Osobní monitorování

Osobní monitorování spočívá v měření osobních dávek záření jednotlivých radiačních pracovníků kategorie A, ať již se jedná o zevní, nebo případně vnitřní ozáření z radioaktivní kontaminace. Monitorování se provádí pomocí osobních dozimetrů, které radiační pracovníci nosí během všech prací s IZ a pobytu v kontrolovaném pásmu. Dozimetry jsou centrálně vyhodnocovány (zpravidla jednou za měsíc) a výsledkem jsou hodnoty dávek v mSv. Osobní dozimetr je pracovníky nošen na referenčním místě, tedy na levé přední straně pracovního oděvu v oblasti hrudníku. Osobní monitorování pracovníků kategorie B se nepožaduje. (2,12)

## Osobní dozimetry

**Filmový dozimetr** - jeho základem je políčko fotografického filmu (s tlustší emulzí s vyšším obsahem halogenidu stříbra než u obyčejného fotografického filmu), zabalené do černého papíru. Princip filmového dozimetru je založen na fotochemických účincích IZ, které ve fotoemulzi vytváří latentní obraz, který se více zviditelní vyvolávacím procesem. Optická hustota zčernání filmu je pak mírou integrálního množství záření, které filmem prošlo během expozice a tím indikuje dávku záření, která by byla absorbována v tkáni vystavené této expozici. Plastové pouzdro dozimetru je opatřeno několika filtry z různých materiálů (plast, měď, olovo, cín) o různých tloušťkách. Filtry slouží jednak ke korekci závislosti zčernání na energii záření, jednak lze odhadnout druh a energii záření. (12,24)

**Termoluminiscenční dozimetry** - využívá se termoluminiscenčních látek jako například fluorid lithný (LiF), fluorid vápenatý ( $\text{CaF}_2$ ), síran vápenatý ( $\text{CaSO}_4$ ). V těchto látkách IZ způsobí excitaci elektronu z valenčního pásma do pásma vodivostního s následným záchytem v „záchytných pastích“. Zahřátím detektoru se elektrony uvolní a přeskočí do „pasti“ s nižší potenciální energií. Tímto elektrony ztrácejí energii, která je vyzařovaná ve formě viditelného světla. Celková vyzářená energie je úměrná energii IZ pohlceného v látce. Detekce vyzářené energie je prováděna fotonásobiči. (12,20,24)

## **Fotoluminiscenční dozimetry (OSL)**

U OSL (opticky stimulované luminiscence) se v praxi používá především kysličník hlinitý ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ). Tato látka, po vystavení IZ, je ozářena žlutozeleným světlem LED diody, přičemž vzniklá luminiscence (modré světlo) je detekována fotonásobičem. Luminiscence je opět úměrná ozáření dozimetru. Výhodou OSL oproti TLD je možnost opakovaného vyhodnocování dozimetru. (13)

## **Elektronické dozimetry**

Elektronické dozimetry jsou vhodné pro okamžité a průběžné měření osobní dávky, což je u výše uvedených dozimetrů nemožné. Tyto přístroje obsahují elektronický detektor záření (nejčastěji Geiger-Müllerovu trubici, pro vyšší dávky případně ionizační komůrku) a vyhodnocovací elektroniku s číselným displejem pro okamžitý odečet. Umožňují měřit jak okamžitý dávkový příkon, tak sumární dávku. Nabízí možnost nastavení akustického a vizuálního alarmu pro překročení nastavené úrovně dávky nebo dávkového příkonu. Ve srovnání s ostatními dozimetry odpadá proces vyvolávání a vyhodnocování. Nevýhodou je možnost ovlivnění elektromagnetickým zářením u některých typů elektronických dozimetrů. (12,21)

## **5.4. Veličiny a jednotky používané v radiační ochraně a dozimetrii**

### **Veličiny používané v dozimetrii**

#### **Absorbovaná dávka**

Absorbovaná dávka  $D$  je definována jako poměr střední energie  $d\varepsilon$  sdělené v objemovém elementu dávky o hmotnosti  $dm$  a hmotnosti tohoto elementu. Jednotkou absorbované dávky je  $[\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}]$ , pro který byl zaveden název gray (Gy). Krátce lze říci, že absorbovaná dávka je energie ionizujícího záření absorbovaná v jednotce hmotnosti ozařované látky v určitém místě. (22)

### **Dávkový příkon**

Dávkový příkon je dávka obdržená v daném místě ozařovanou látkou za jednotku času, tedy poměr přírůstku dávky  $dD$  za časový interval  $dt$ .  $D = dD / dt$ . Jednotka je Gray za sekundu [ $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ ]. (12)

### **Expozice**

Expozice  $X$  je poměr absolutní hodnoty  $dQ$  celkového elektrického náboje iontů jednoho znaménka vzniklých ve vzduchu při úplném zabrzdění všech elektronů a pozitronů, které byly uvolněny fotony v objemovém elementu vzduchu o hmotnosti  $dm$ . Expozice je definována výhradně jen pro vzduch. Její veličinou je [ $\text{C}\cdot\text{kg}^{-1}$ ]. (7)

### **Kerma**

Kerma  $K$  (zkratka kinetic energy released in material) je součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v uvažovaném objemu a stanovené hmotnosti. Jednotkou kermy je, stejně jako jednotkou absorbované dávky,  $\text{Gy}$  [ $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ ]. (12,7,22)

### **Kermový příkon**

Kermový příkon  $K$  je přírůstek kermy  $dK$  za časový interval  $dt$ . Jednotkou kermového příkonu je [ $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ ]. (22)

### **Součin kermy a plochy**

Součin Kermy a plochy KAP je definován jako součin plochy užitečného svazku a kermy ve vzduchu na průřezu užitečného svazku. Obě veličiny jsou měřeny ve stejné vzdálenosti od ohniska. Obdobou této veličiny je součin dávky a plochy DAP. Jednotky pro KAP i DAP jsou [ $\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]. (6)

## Veličiny používané v radiační ochraně

### Ekvivalentní dávka ve tkáni nebo orgánu

Ekvivalentní dávka  $H_T$  je součin radiačního váhového faktoru  $w_R$  a střední absorbované dávky  $D_{T,R}$  v orgánu nebo tkáni T pro ionizující záření typu R. Jednotkou je Sievert [Sv] (23)

### Efektivní dávka

Efektivní dávka E je součet ekvivalentních dávek v jednotlivých tkáních či orgánech vážených tkáňovým váhovým faktorem  $w_T$ , jež vyjadřuje rozdílnou radiosenzitivitu orgánů a tkání z hlediska pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků.

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (6,23)$$

$H_T$  je ekvivalentní dávka v dané tkáni T,  $w_T$  je tkáňový váhový faktor. Jednotkou efektivní dávky je  $J \cdot kg^{-1}$  - 1 sievert [Sv] (23)

Tabulka č.3 - Tkáňové váhové faktory ve vyhlášce č. 307/8002 Sb. a doporučeních ICRP 103

Tkáň nebo orgán	$w_T$ ve vyhlášce č. 307/2002	$w_T$ v doporučeních ICRP 103
Gonády	0,20	0,08
Červená kostní dřeň	0,12	0,12
Střevo	0,12	0,12
Plíce	0,12	0,12
Žaludek	0,12	0,12
Močový měchýř	0,05	0,04
Prs	0,05	0,12
Játra	0,05	0,04
Jícen	0,05	0,04
Štítná žláza	0,05	0,04
Kůže	0,01	0,01
Povrchy kostí	0,01	0,01
Slinná žláza	-	0,01
Mozek	-	0,01
Zbytek	Součet 0,05	Součet 0,12

Zdroj: (2)

### **Dávkový ekvivalent**

Dávkový ekvivalent  $H$  je součinem absorbované dávky  $D$  v uvažovaném bodě tkáně nebo vzduchu a bezrozměrného jakostního činitele  $Q$  vyjadřujícího rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření.  $H = D_T \cdot Q$ . Jednotkou je Sievert [Sv]. (2)

### **Osobní dávkový ekvivalent**

Osobní dávkový ekvivalent  $H_p(d)$  udává dávkový ekvivalent v určité hloubce těla. Pro ozáření kůže se používá hodnota  $d = 0,07\text{mm}[H_p(0,07)]$  a pro pronikavé záření hodnota  $d = 10\text{ mm}[H_p(10)]$ . (6)

## **5.5. Ochrana pacientů**

Základem radiační ochrany pacientů v radiodiagnostice je dodržování, již zmíněných, principů odůvodnění a optimalizace (ALARA). Jde o snahu snížit dávku pacienta při zachování potřebné diagnostické kvality obrazu. Pro pacienta neexistuje limit dávky. Při intervenčních výkonech dochází k výrazné radiační zátěži nemocných. Nutná je snaha snížit radiační zátěž na přijatelnou mez. Cílem je zabránit vzniku deterministických účinků a omezit stochastické účinky na minimum. Radiační zátěž pacientů při intervenčních výkonech je závislá na mnoha faktorech. Některé tyto faktory jsou dané, jiné je možné ovlivnit. Nedílnou součástí radiační ochrany pacienta je také optimální nastavení vyšetřovací aparatury. (2,5)

### **5.5.4 Faktory ovlivňující radiační zátěž pacienta**

#### **Napětí**

S vyšším napětím roste pronikavost záření. Zvýšením napětí na rentgence, odpovídajícím snížením proudu lze díky lepší pronikavosti a současnému snížení počtu fotonů záření dosáhnout snížení radiační zátěže pacienta. Zvýšené napětí má za následek také i růst podílu Comptonova rozptylu a s ním spojený zvýšený podíl rozptýleného (sekundárního) záření (a tím i obrazového šumu). (2,5)

### **Elektrické množství**

S nárůstem elektrického množství (mAs) se lineárně zvyšuje množství vyprodukovaných fotonů X-záření a tím se zvyšuje i dávka v těle pacienta. Elektrické množství je odvozeno z expozičního času (s) a hodnoty proudu (mA). Dávka je lineárně závislá na proudu rentgenky. (2,8)

### **Vzdálenost ohniska rentgenky od povrchu těla pacienta (FSD)**

Dávkový příkon klesá se vzdáleností od ohniska rentgenky. Čím je tato vzdálenost větší, tím je nižší dávka v kůži pacienta. (2,5)

### **Velikost ozářeného pole**

Zmenšením ozářeného pole patří k nejdůležitějším metodám snížení radiační zátěže pacienta. S velikostí ozářeného pole roste nejen radiační zátěž pacienta, ale roste i množství sekundárního záření, které zvyšuje radiační zátěž radiačních pracovníků. (2,5)

### **Stínění oblastí na těle**

Stínění oblastí mimo primární svazek je důležité například při vyšetření v okolí gonád, očí (použitím brýlí se speciálními skly obsahujícími olovo), štítné žlázy. (2,5)

### **Filtrace**

Jde o zeslabení svazku především nízkoenergetického záření, které se podílí pouze na zvýšení dávky pacienta, ale k tvorbě obrazu nepřispívá. Se stoupající filtrací klesá dávka v kůži a dávka v hloubce těla je redukována méně. (2,5)

### **Přístrojové vybavení**

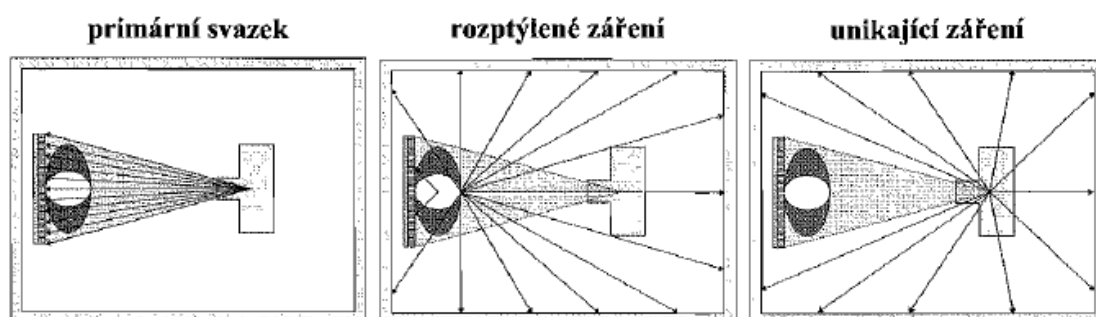
Moderní přístrojové vybavení a technologie také vedou ke snížení radiační zátěže pacienta (pulzní skiaskopie, automatická filtrace primárního svazku záření, ploché detektory, digitální zoom). (2,5)

## 5.6. Ochrana personálu

K radiační ochraně pracovníků patří v první řadě dodržování předpisů a zásad, ale také stavební úpravy vyšetřoven a technické podmínky zdrojů ionizujícího záření. Uplatňují se zde ochrana časem, vzdáleností a stíněním. Při angiografických vyšetření jsou lékař a další pracovníci povinni používat ochranné zástěry a límce, které jsou vyrobeny z plastického materiálu s přísadou olova se stínícím ekvivalentem 0,25mm , 0,35mm nebo 0,50mm Pb. Zástěra s ekvivalentem olova 0,25 má být použita, pracuje-li rentgenka při napětí do 100 kV. Při napětí vyšším než 100 kV má mít zástěra ekvivalent 0,35 mm Pb. Při intervenční radiologii mají mít zástěry tloušťku 0,5 mm ekvivalentu olova z důvodu přítomnosti vysoké úrovně rozptýleného záření. K ochraně očí se používají brýle s olovnatým sklem (ekvivalent olova 0,5mm), které absorbují až 70% sekundárního záření. Jejich používáním se předchází radiační kataraktě. Do ochrany stíněním patří také mobilní zástěny, ochranné závěsy upevněné na vyšetřovacím stole, stropní závěsy s olovnatým sklem. Každý angiografický komplet s pohyblivým C ramenem je vybaven dolní a horní přídatnou clonou. Horní clona, která je obvykle z průhledného olovnatého plexiskla, může zachytit až 95% sekundárního záření. Dolní clona má podobu závěsu z olovnaté gumy, který je zavěšen z okraje stolu. Ochranné rukavice (s ekvivalentem až 0,38mm Pb ) jsou určeny k výkonům prováděným v blízkosti svazku záření. Hlavním zdrojem ozáření radiačních pracovníků, kteří se nachází ve vyšetřovací místnosti, jsou rozptýlené fotony vznikající při Comptonově rozptylu primárního záření v těle pacienta. Primární svazek záření vzniká v ohnisku na anodě a je kolimován směrem k pacientovi a detektoru. Důležité je vymezení svazku záření jen na diagnosticky významnou oblast. Sníží se tím nejen radiační zátěž pacienta, ale také personálu (zvýší se také kvalita zobrazení). Skiaskopický čas musí být co nejkratší a od vyšetřovaného pacienta je třeba zachovávat, co největší možný odstup. Takzvaná skiaskopická geometrie (postavení rentgenky, zesilovače a lékaře) hraje také důležitou roli při radiační zátěži. Zesilovač nebo flat-panel by měl být vždy nad stolem (nebo na straně vyšetřujícího personálu, pokud se jedná o bočnou projekci). Pokud by byla rentgenka umístěna nad pacientem, riziko záření by bylo 1,5x vyšší. Důležitým opatřením radiační ochrany personálu je také osobní dozimetrie a pravidelné školení personálu. (2,5)



Obrázek č.1 - Rozdíl mezi primárním svazkem X-záření, rozptýleným a unikajícím zářením



Zdroj: (2)

## 6. Digitální subtrakční angiografie

Od 80. let, v souvislosti digitalizace rentgenového obrazu [převedení rentgenového obrazu na obrazové jednotky - pixely, které jsou strukturovány do matrice na ploše zobrazení o straně 1024 bodů, kde každý bod má tři souřadnice X a Y (které určují polohu bodu v matici) a třetí souřadnice určuje odstín šedi, který odpovídá stupni místnímu zčernání], se u nás používá digitální subtrakční angiografie, jejíž princip spočívá v odečtení (subtrakci) původního snímku bez náplně cév („masky“) od snímků pořízených od začátku vstříku kontrastní látky do cév. Vzniká tak obraz bez pozadí (které je odečteno) s podstatně zvýrazněnou náplní cév, které by bez odečtení byly překryty pozadím. Správnou subtrakci mohou nepříznivě ovlivnit či znehodnotit pohyby tkáně v časovém intervalu mezi načtením masky a vlastním diagnostickým snímkováním, jako jsou dýchací pohyby, srdeční pulzace, střevní peristaltika či pohnutí pacienta. Tyto artefakty lze zčásti eliminovat jednak primárně (např. při intubační anestezii navodit apnoickou pauzu nebo podáním butylskopolaminu k zástavě střevní peristaltiky) nebo sekundárně pořízením nové

masky či posunem pixelů. Pro anatomické navádění výkonu slouží promítnutí obrazu tepen do skiaskopického obrazu, a to formou „roadmap“ nebo tzv. promítnutím předchozí angiografie ve formě stínu (tzv. shading). Nejčastějším je použití srovnávacího monitoru umístěného vedle hlavního monitoru v ošetřovně. Na srovnávacím monitoru je uložena např. angiografie místa, kde provádíme výkon. Další možností je zastavení obrazu po vypnutí skiaskopie na hlavním monitoru (tzv. last image hold), nebo záznamu 30-60s skiaskopie a možnosti přehrávání tohoto časového úseku po vypnutí skiaskopie. Tyto metody slouží ke zlepšení anatomické orientace při navigaci katétru a snižují tak nutnost opakovat angiografie a tím snižují i dávku kontrastní látky a ionizujícího záření. (5,11)

### **Perkutánní transluminální angioplastika**

Perkutánní transluminální angioplastika (PTA) je metoda používaná při léčbě stenóz a uzávěrů cév různé etiologie, při níž dochází k mechanické dilataci postiženého úseku cévy za použití balónkového katétru. Přístup je většinou zajištěn punkcí femorální tepny. Po zobrazení úseku tepenného řečiště, ve kterém provádíme dilataci, pronikáme stenózou či uzávěrem nejprve vodičem. Po něm se do stenotického nebo uzavřeného úseku tepny zavádí dilatační balónkový katétr, jehož délka a šířka musí odpovídat délce postiženého úseku. Po umístění do místa stenózy balónkový katétr insuflujeme a lézi tímto dilatujeme. Rozvinutý katétr necháme v místě stenózy 1-2 minuty. Po dilataci se provede kontrolní angiografie. (5)

### **Stenty**

Stent je kovová výztuha trubicovitého orgánu, jejímž úkolem je udržet průsvit a průchodnost tubulární struktury, která je zúžena či uzavřena. Implantace stentu je indikována neuspokojivým výsledkem po PTA. Primární implantace stentu je indikována např. u komplexních lézí a uzávěrů v oblasti pánevního řečiště nebo u uzávěrů na věnčitých nebo renálních tepnách. Stenty se podle mechanismu činnosti dělí na samoexpandibilní - elastické (ty jsou v komprimovaném stavu umístěny v katétru a po uvolnění expandují na předem určený rozměr) a na balón-expandabilní - plastické (jsou kontrolovaně expandovatelné pomocí balónkového katétru). Stenty jsou z materiálů jako chirurgická ocel, nitinol (slitina z oceli, niklu, kobaltu a chromu), platina, tantal. (5,25)

## **Stentgraft**

Stentgraft je kombinace stentu a syntetické cévní protézy. Tělo stentgrafu může být tvořeno pouze cévní protézou, jejíž konce jsou připojeny ke stentům, které umožňují fixaci protézy ke stěně cévy. Stentgraft může být také tvořen v celém rozsahu kovovou konstrukcí potaženou zevnitř (nebo zvenčí) cévní protézou. Jejich hlavními indikacemi jsou aneurysmata, pseudoaneurysmata a cévní ruptury. (5,25)

## **Embolizace**

Embolizace je léčebný uzávěr cévy, ke kterému dochází na základě její mechanické nebo chemicky indukované okluze doprovázené aktivací přirozených intravaskulárních hemostatických mechanismů. Embolizační materiál je do cílové oblasti aplikován katetrizačně nebo přímou punkcí. Existuje mnoho druhů embolizačních materiálů. Materiály mohou být v těle resorbovatelné (želatinová pěna, krevní sraženina), neresorbovatelné (polyvinylalkohol, kovové spirály - coils, odpoutatelné balónky) nebo tekutiny, které po aplikaci v cévě tuhnou nebo působí poškození endotelu a tím způsobí trombózu (etanol, horká jodová kontrastní látka). Indikace k embolizaci se dají rozdělit na akutní hemostatické intervence, kam patří například zástava krvácení traumatického původu, zástava krvácení z gastrointestinálního traktu, krvácení maligních tumorů, poporodní krvácení či jiných netraumatických stavů. Druhou skupinou indikací jsou elektivní embolizační výkony. Sem patří zástava chronického krvácení (například z nádorů ledvin), navození ischemie (ke zvýšení účinku cytostatik) při chemoembolizaci, zpomalení růstu nádoru, zmenšení nádoru či eliminace patologické cévní struktury (arteriovenózní píštěle, pseudoaneurysmata, ruptura tepny). (5)

## **Perkutánní transhepatální drenáž**

Perkutánní transhepatální drenáž (PTD) je terapeutický výkon prováděný u pacientů s obstrukcí žlučových cest. Předchází mu PTC (perkutánní transhepatální cholangiografie). Výkon se provádí v lokální nebo celkové anestezii. V mezižebří je provedena punkce tenkou jehlou, kterou, po dosažení a zobrazení žlučovodu kontrastní látkou, zavedeme vodič a po něm drén k zajištění zevní nebo zevně-vnitřní drenáže žlučových cest. K drénu je následně připojen sběrný vak na zachycení vytékající žluče. Hlavní indikací akutního výkonu je extrahepatální obstrukce doprovázená sepsí, jaterní dekompenzací a pruritem za předpokladu, že nejde provést endoskopickou retrográdní

drenáž. Mezi neakutní indikace patří například předoperační dekomprese žlučových cest nebo paliativní léčba maligních stenóz žlučových cest. (5,26)

### **Trombolýza**

Mezi indikace trombolýzy patří především akutní a chronické uzávěry tepen, žil nebo bypassů. Lokální kontinuální trombolýza spočívá v zavedení katétru s koncovým otvorem do počáteční části uzávěru a podávání trombololytika. Důležité je proniknout vodičem skrz uzávěr. Pokud je katétr umístěn mimo uzávěr může dojít k úniku trombololytického agens přes kolaterály. Během angiografických kontrol se katétr posouvá dále do zbývajícího trombu. Lokální akcelerovaná trombolýza využívá podání počátečního bolusu trombololytika přímo do sraženiny, techniky PST (pulzní-sprejová farmakomechanická trombolýza), nebo jejich kombinace. PST je kombinace mechanické a farmakologické trombolýzy. Spočívá v krátkých vysokotlakých pulzech malého množství koncentrovaného fibrinolytika do sraženiny bočními otvory katétru. Po dokončení trombolýzy je zbytková stenóza zajištěna pomocí PTA. Významným doplňkem farmakomechanických metod je PAT (perkutánní aspirační trombembolektomie), při které dochází k přímému odsátí sraženiny tenkostěnným katétrem pouze s koncovým otvorem. (5)

## **7. PCXMC 2.0**

PCXMC je program (využívající metodu Monte Carlo) pro výpočet orgánových a efektivních dávek pacienta při lékařských rentgenových vyšetřeních. Program dokáže počítat efektivní dávku pomocí starých [ICRP Publication 60 (1991)] i nových váhových faktorů [ICRP Publication 103 (2007)]. Anatomická data jsou založena na matematickém modelu fantomu, který zohledňuje věk pacienta (novorozeně, 1, 5, 10, 15 let a dospělý pacient), váhu a výšku a 29 tkání a orgánů (aktivní kostní dřev, nadledvinky, mozek, prsní žlázy, tračník, dýchací cesty, žlučník, srdce, ledviny, játra, plíce, lymfatické uzliny, sval, jícen, ústní sliznice, vaječníky, slinivka břišní, prostata, slinné žlázy, kost, kůže, tenké střevo, slezina, žaludek, varlata, brzlík, štítná žláza, močová měchýř, děloha). Program PCXMC umožňuje také nastavení hodnot X-záření (napětí) a dalších vyšetřovacích podmínek radiografie a skioskopie. (27,28)

Výpočet Monte Carlo je metoda založená na stochastické matematické simulaci na základě interakcí mezi fotony a hmotou. Fotony jsou emitovány z bodového zdroje do prostorového úhlu definovaného ohniskovou vzdáleností a rozměry ozařovaného pole. To je následováno náhodnou interakcí fotonů s fantomem podle pravděpodobnosti rozdělení fyzikálních procesů, které mohou proběhnout: foto-elektrický efekt, Rayleighův rozptyl a Comptonův rozptyl. Depozice energie ze všech interakcí v orgánu je vyhodnocena a uložena pro výpočet dávky. Program PCXMC počítá pouze s fotony o energiích do 150 keV, ostatní interakce nejsou zohledněny. Vypočítané orgánové dávky mohou být použity pro posouzení rizika vzniku nádorového onemocnění způsobeného ozářením. (27,28)

## **8. Cíl práce a hypotézy**

### **Cíle:**

**Cíl č.1)** - Popsat cíle a způsoby radiační ochrany na angiografickém pracovišti.

**Cíl č.2)** - Zjistit, zda-li jsou překračovány limity dávky pro radiační pracovníky, kteří pracují na angiografickém pracovišti.

**Cíl č.3)** - Porovnat efektivní dávky obdržené lékaři a radiologickými asistenty při různých angiografických vyšetřeních.

**Cíl č.4)** - Porovnat efektivní dávky obdržené pacienty při různých angiografických výkonech.

### **Hypotézy:**

**Hypotéza č.1)** - Na angiografickém pracovišti FNL nejsou překračovány roční limity dávky pro radiační pracovníky.

**Hypotéza č.2)** - Efektivní dávka obdržená lékařem vedoucím výkon na angiografickém pracovišti je vyšší než efektivní dávka obdržená radiologickým asistentem.

**Hypotéza č.3)** - Efektivní dávka obdržená pacientem závisí především na anatomické lokalizaci výkonu a na délce vyšetření.

## 9. Metodika

Sběr dat a měření jsem prováděl ve Fakultní nemocnici Lochotín v Plzni. Výkony a měření probíhaly na angiografickém kompletu Axiom Artis Zeego od firmy Siemens (viz přílohy č.1 a č.2). Hodnoty osobního dávkového ekvivalentu Hp(10) obdrženého radiačními pracovníky kategorie A za rok 2010, 2011 a 2012 jsem získal od klinického radiologického fyzika FNL. Měsíční osobní dávkové ekvivalenty radiačních pracovníků jsou vyhodnocovány OSL detektory (viz příloha č.3). Pro přepočítání na efektivní dávku pro člověka je nutno tuto hodnotu vydělit koeficientem 8 (pro ekvivalent 0,5mm olova). Pro měření hodnot efektivních dávek radiologických asistentů a lékařů vedoucího výkonu jsem použil elektronické dozimetry DMC 2000 xb (viz příloha č.4). Lékař a radiologický asistent nosili dozimetry při intervenčním výkonu také na referenčním místě se zástěrou s ekvivalentem olova 0,5mm. Je proto nutné naměřenou hodnotu osobního dávkového ekvivalentu [v hloubce 10mm - Hp(10)] vydělit koeficientem 8 jako v předchozím přepočtu. Pro výpočet efektivních dávek obdržených pacienty jsem použil informace z protokolu o vyšetření (viz příloha č.8), které jsou archivovány pomocí systému PACS, a program PCXMC 2.0. K výpočtu efektivní dávky pomocí programu PCXMC je zapotřebí několika údajů. V okně „examination data“ je nutno vyplnit následující:

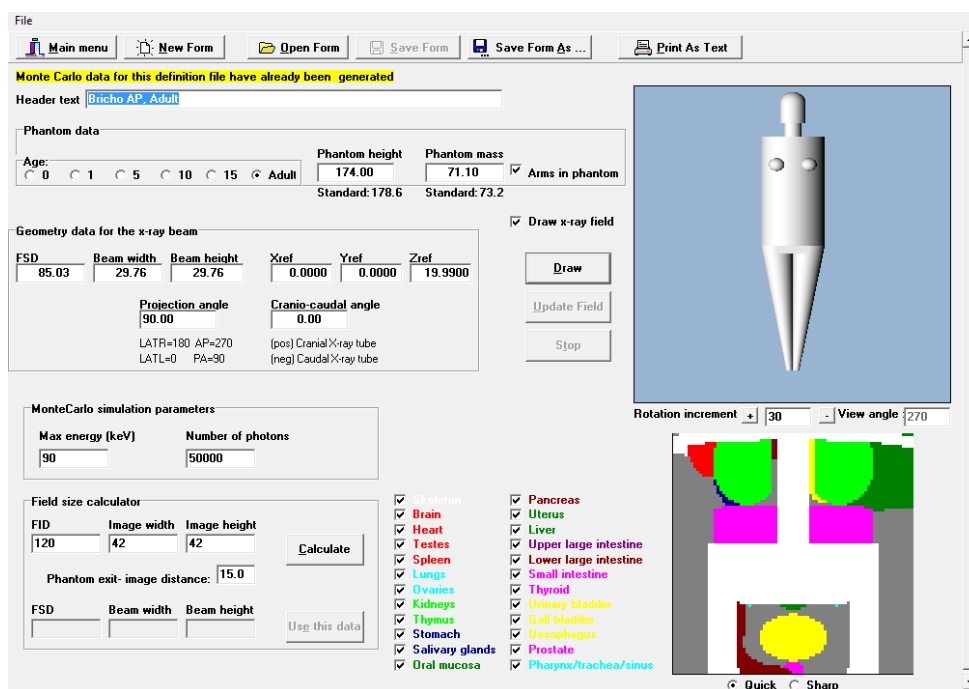
FID (focus image distance): je vzdálenost ohniska a zesilovače. Standardní vzdálenost rentgenky od zesilovače je 120cm.

Image width a image height: je šířka a výška flat panelu. V mém případě jsem použil rozměr 42x42cm.

Phantom exit - image distance: je vzdálenost pacienta od zesilovače. V mém případě jsem použil vzdálenost 15 cm.

Z výše uvedených hodnot nám program vypočítá hodnotu FSD (focus skin distance), což je vzdálenost ohniska od pacienta, a velikost pole primárního svazku.

Obrázek č.2 - Okno „examination data“ programu PCXMC 2.0



Zdroj: vlastní

Dále je zapotřebí zadat úhly projekce, které jsou uvedeny v protokolu o vyšetření (viz příloha číslo 8). LAO/RAO udávají úhel při šikmé projekci a CRA/CAU udávají úhel kraniální a kaudální. Na pracovišti je postavení rentgenky a pacienta PA (zadopředně) - zadán tedy musí být úhel 90°. Hodnoty „phantom height“ a „phantom mass“ zastupují výšku a váhu pacienta. Věk pacienta, který jsem zjistil z rodného čísla, ve všech případech odpovídal dospělosti. Nakonec vyznačíme na fantomu oblast, ve které docházelo k výkonu a tudíž k ozáření. K výpočtu ještě potřebujeme údaje o filtraci (celková a přídavná), která je zaznamenávána na protokolu o vyšetření, a hodnotu napětí na rentgence, kterou také lze získat z protokolu.



Obrázek č.3 - Výpočet spektra X-záření v programu PCXMC

Calculation of x-ray spectrum

X-ray tube potential 75 kV	Filter #1 : Material 13 Atomic Number Al Chemical Symbol	Filter #2 : Material 29 Atomic Number Cu Chemical Symbol
X-ray tube Anode Angle 14.00 degree	Filter #1 : Thickness 3.40 mm 0.9187 g/cm <sup>2</sup>	Filter #2 : Thickness 0.10 mm 0.0894 g/cm <sup>2</sup>

Exit: Generate this spectrum!

Exit: Keep old spectrum!

Zdroj: vlastní

Obrázek č.4 – Zadání DAP do programu PCXMC

Patient input dose

Input dose value:  
1.0000 mGycm<sup>2</sup>

Incident air kerma value used in calculations:  
0.0026 mGy

[Corresponds to about 0.0mAs]

Input dose quantity and unit:  
 Incident air kerma (mGy)  
 Dose-Area Product (mGycm<sup>2</sup>)  
 Entrance exposure (mR)  
 Exposure -Area Product (Rcm<sup>2</sup>)  
 Current -Time Product (mAs)

[Input dose quantities are for measurements without BSF]

OK ! Cancel

Zdroj: vlastní

Poslední potřebnou hodnotou pro výpočet je DAP nebo KERMA, které lze získat z protokolu o vyšetření. Při použití DAP je zapotřebí převést hodnotu z  $\mu\text{Gym}^2$  (z protokolu) na  $\text{mGycm}^2$  (hodnota pro program pcxmc). Pro svoji bakalářskou práci jsem používal výsledek za použití tkáňových váhových faktorů z ICRP60.

Obrázek č.5 – Výsledná efektivní dávka v programu PCXMC

Organ	Dose (mSv)	Weighting Factor	Effective Dose (mSv)
Average dose in total body	0,722012	0,2	
Effective dose ICRP60 (mSv)	0,384053	1,8	
Effective dose ICRP103 (mSv)	0,427445	1,3	
Heart	0,010706	14,5	
Kidneys	0,000970	46,6	
Liver	0,002155	19,8	
Lungs	0,067446	2,9	
Lymph nodes	1,160435	1,6	
Muscle	0,304342	0,3	
Oesophagus	0,088221	10,8	
Oral mucosa	3,070820	2,9	
Ovaries	0,000000	NA	
Pancreas	0,002635	61,8	
Prostate	0,000000	NA	
Salivary glands	8,117228	1,3	
Skeleton	2,847171	0,4	
(Skull)	15,364188	0,4	
(Upper Spine)	21,167739	0,7	
(Middle Spine)	0,238306	4,0	
(Lower Spine)	0,000000	NA	
(Lower leg bones)	0,000000	NA	
Skin	1,055245	0,6	
Small intestine	0,000010	71,6	
Spleen	0,002680	30,3	
Stomach	0,002113	48,2	
Testicles	0,000000	NA	
Thymus	0,025035	25,0	
Thyroid	2,572835	5,3	
Urinary bladder	0,000000	NA	
Uterus	0,000000	NA	
Average dose in total body	0,722012	0,2	
Effective dose ICRP60 (mSv)	0,384053	1,8	
Effective dose ICRP103 (mSv)	0,427445	1,3	
Abs. energy fraction (%)	21,361053		

Zdroj: vlastní

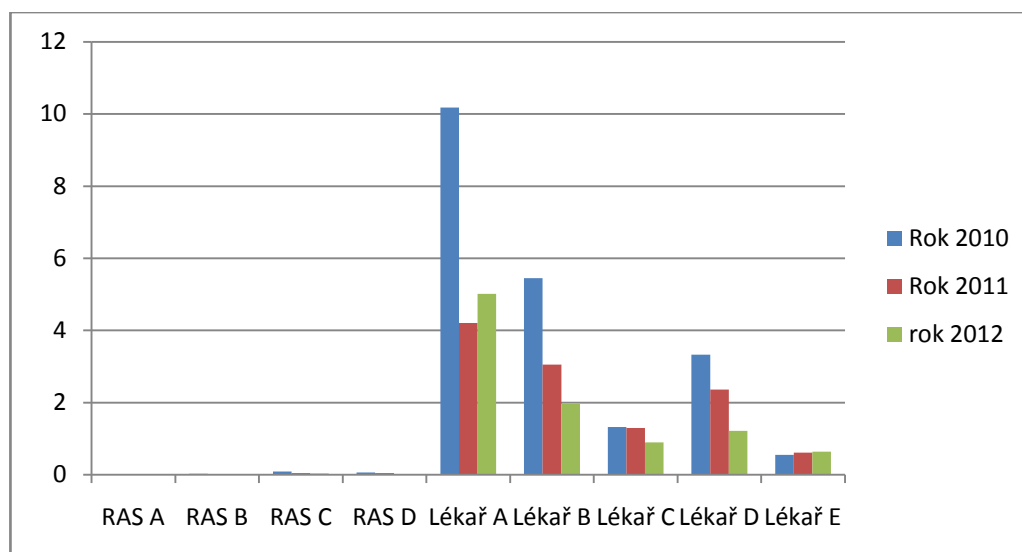
## 10. Výsledky

Tabulka č.4 - Výsledky osobní dozimetrie radiačních pracovníků za rok 2010/2011/2012

	Rok 2010 osobní dávkový ekvivalent Hp(10) v mSv	Efektivní dávka po přepočtu (mSv)	Rok 2011 osobní dávkový ekvivalent Hp(10) v mSv	Efektivní dávka po přepočtu (mSv)	Rok 2012 osobní dávkový ekvivalent Hp(10) v mSv	Efektivní dávka po přepočtu (mSv)
RAS A	0,11	0,01375	0,06	0,0075	0,05	0,00625
RAS B	0,19	0,02375	0,06	0,0075	0,09	0,01125
RAS C	0,69	0,08625	0,37	0,04625	0,26	0,0325
RAS D	0,47	0,05875	0,31	0,03875	0	0
Lékař A	81,44	10,18	33,64	4,205	40,13	5,01625
Lékař B	43,62	5,4525	24,42	3,0525	15,71	1,96375
Lékař C	10,55	1,31875	10,34	1,2925	7,13	0,89125
Lékař D	26,66	3,3325	18,86	2,3575	9,71	1,21375
Lékař E	4,38	0,5475	4,9	0,6125	5,12	0,64

Zdroj: vlastní

Graf č.2 - Efektivní dávky radiačních pracovníků za rok 2010/2011/2012 (v mSv)



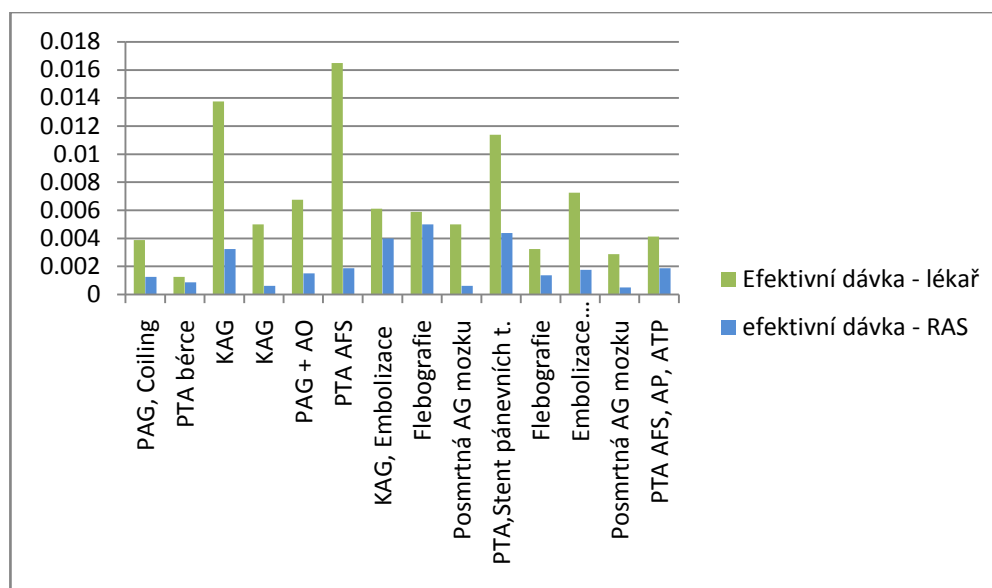
Zdroj: vlastní

Tabulka č.5 - Porovnání obdržené dávky u lékařů a RAS:

Výkon	Čas vyšetření	Lékař Hp (10)	Efektivní dávka po přepočtu (mSv)	RAS Hp (10)	Efektivní dávka po přepočtu (mSv)
PAG, Coiling	25,3	0,031	0,003875	0,010	0,00125
PTA bérce	8,2	0,010	0,00125	0,007	0,000875
KAG	13,8	0,11	0,01375	0,026	0,00325
KAG	16,7	0,040	0,005	0,005	0,000625
PAG + AO	12,9	0,054	0,00675	0,012	0,0015
PTA AFS	6,8	0,132	0,0165	0,015	0,001875
KAG, Embolizace	55,5	0,049	0,006125	0,032	0,004
Flebografie	0,2	0,047	0,005875	0,04	0,005
Posmrtná AG mozku	0,8	0,040	0,005	0,005	0,000625
PTA, Stent pánevních t.	11,8	0,091	0,011375	0,035	0,004375
Flebografie	1,3	0,026	0,00325	0,011	0,001375
Embolizace hemangiomu	8,6	0,058	0,00725	0,014	0,00175
Posmrtná AG mozku	0,7	0,023	0,002875	0,004	0,0005
PTA AFS, AP, ATP	4,7	0,033	0,004125	0,015	0,001875

Zdroj: vlastní

Graf č.3 - Efektivní dávky radiačních prac. při jednotlivých výkonech (v mSv)



Zdroj: vlastní

Tabulka č.6 - Výsledky efektivních dávek obdrženyh pacienty - dolní končetiny

Výkon	Čas vyšetření (min)	DAP ( $\mu\text{Gym}^2$ )	Kerma (mGy)	Napětí (kV)	Efektivní dávka (mSv)
PTA+Stentáž pánevního řečiště	28,3	30211	2267	95	48,8688
PTA AFS	1,4	674	39,8	63	0,0844
PTA AIE + stent	9,8	7823	305	70	8,4828
diagnostická ang. ATA, AF	1	3879,5	129	65	0,2863
diagnostická ang. AFS, ATA	1	4294,3	144	67	0,3238
diagnostická ang. ATA, AP	1,2	3411,1	108,3	73	0,2735
diagnostická ang. tepen bérce	0,7	5356,9	181,8	72	0,4249
PTA, Stent AIE	12,6	7109,5	314	76	8,8146
PTA ATA, ATP, AF	34,1	1941,6	138,6	63	0,1401
diagnostická ang. AFS	2	8819,7	264	78	1,4426
PTA AIE	2,1	5588,8	228,5	74	6,6438
Stentáž AP	5,3	1343	84,3	63	0,9691
PTA ATA	5,4	829,5	38,8	63	0,0598
PTA, Stent AP	7,8	1035,3	60	63	0,0747

Zdroj: vlastní

Tabulka č.7 - Výsledky efektivních dávek obdržných pacienty – oblast hlavy

Výkon	Čas vyšetření (min)	DAP ( $\mu\text{Gym}^2$ )	Kerma (mGy)	Napětí (kV)	Efektivní dávka (mSv)
PAG	6,9	1315	1024	80	0,400947
PAG	15,4	14749	820,3	75	4,175563
PAG	3,9	16815	1115	77	4,910908
KAG ACI	1,5	4897,4	278,8	74	1,364103
KAG - PTA ACI	3,2	1548,6	168,4	76	0,445404
KAG – stent	1,4	3857,3	252,3	75	1,092033
KAG - coiling ACoA aneurysmatu	47,7	23450	1718	73	6,423216
KAG - stent ACI + coiling	1,7	3839,9	337,7	72	1,033887
KAG	3,1	7956,9	357,9	70	2,068148
KAG - PTA + Stent ACC sin.	32,8	30082	2470	75	8,516461

Zdroj: vlastní

Tabulka č.8 - Výsledky efektivních dávek obdržných pacienty - oblast hrudníku a břicha

Výkon	Čas vyšetření (min)	DAP ( $\mu\text{Gym}^2$ )	Kerma (mGy)	Napětí (kV)	Efektivní dávka (mSv)
PTA, stent AMS	9,8	3307	1969	125	9,3923
Celiakografie, PTA	10,6	8701,1	1024	84	18,7965
PTA, Stent AIC	4,6	2242,6	191,4	75	4,0969
Celiakografie, chemoembolizace	22,7	32964	1948	76	63,8691
Spinální arteriografie	10,9	62591	2261	76	116,3472
Embolizace	16,6	33230	2280	82	67,7806
PTC, PTD	11,9	1779,6	79,3	70	3,1080
mesenterikografie, PTA AMI	11,9	10319	655,9	75	18,8511
Spinální ag., embolizace	10,4	49544	4122	98	120,1545
aortografie, TEVAR	5,5	19369	1646	110	44,1535
celiakografie AMS	6,3	48103	1511	77	90,9327
Celiakografie, stent	12,8	7571,1	370,5	78	15,1208
Kardiografie, celiakografie, PTA AMS	28,6	29041	1889	96	69,2374
Celiakografie	3,1	9332,8	301	79	18,2160
AOG, mesenterikografie, stent AMS	3,7	13356	1013	83	27,6186
Celiakografie, mesenterikografie	12,4	9011,8	487,1	78	17,3151
Stent AMS	19,1	37713	2689	98	91,4618
PTA, Stent AMS	9,8	33307	1969	125	94,5958
Aspirace AMS	23,5	17394	646,9	79	33,9501
Mesenterikografie	7	31029	1646	85	65,8567
PTA, Stent AMI	11,9	10319	655,9	78	19,8267
PTA, Stent AMS	21,5	21857	1797	97	52,5640

Zdroj: vlastní

## 11. Diskuze

Z výsledných hodnot ročních efektivních dávek naměřených osobními dozimetry je zřejmé, že nedochází k překračování ročních limitů pro radiační pracovníky. Pouze u některých lékařů došlo k dosažení nebo přiblížení se k vyšetřovací úrovni. Jelikož v mém případě nebylo možné zjistit hodnoty naměřených dávek i z předchozích let (2008, 2009), nemohu postulovat, že nedošlo ani k překročení k limitu 100mSv za 5 po sobě jdoucích let, ale z nasbíraných dat to lze předpokládat. Roční dávky u radiologických asistentů dosahují hodnot přibližně o dva řády menších než u lékařů a nedosahují ani úrovně záznamové. Má hypotéza č.1 byla tedy potvrzena - na angiografickém pracovišti FN Lochotín nedochází k překračování ročních limitů pro radiační pracovníky kategorie A.

Pro porovnání dávek obdržených radiologickými pracovníky a lékaři jsem použil elektronické dozimetry. Z výsledků je patrné, že při výkonu lékař obdrží ve většině případů několikanásobně větší dávku než radiologický asistent. To je dáno především větší vzdáleností radiologického asistenta od primárního svazku záření a od pacienta, který je zdrojem rozptylu primárního svazku a vzniku sekundárního záření. Hypotéza č.2 byla potvrzena - efektivní dávky obdržená lékařem vedoucím výkon na angiografickém pracovišti je vyšší než efektivní dávka obdržená radiologickým asistentem.

Při porovnání výsledných efektivních dávek obdržených pacienty můžu postulovat, že dávka obdržená pacientem při angiografickém vyšetření je nejvíce závislá na místě ozařovaného pole. Na druhém místě je čas skiaskopie.

Vyšetření jsem rozdělil do třech skupin - vyšetření v oblasti hlavy (a krku), vyšetření v oblasti hrudníku a břicha a vyšetření v oblasti dolních končetin a pánve. Výsledky v jednotlivých skupinách ukazují, jak moc se výsledná efektivní dávka liší s rozdílnou lokalizací vyšetření.

Ve skupině výkonů na dolních končetinách dávka většinou nepřesahuje hodnotu 1mSv a u vyšetření, při kterých je výsledná dávka v řádech jednotek mSv je to dáno tím, že vyšetření probíhá v oblasti pánve, kde se již nacházejí anatomické struktury s větší radiosenzitivitou. Vysoká dávka 48,8 mSv se dá vysvětlit délkou výkonu, vysokou

hodnotou DAP, vysokou hodnotou napětí na rentgence (95 Kv), která byla nastavena pravděpodobně kvůli objemnější postavě pacienta, a především ozařováním oblasti pánve.

Ve skupině výkonů v oblasti hlavy dochází k vyšší radiační zátěži než při výkonech na končetinách. Dávky se zde pohybují řádově v jednotkách mSv.

Nejvyšší hodnoty dávek jsem naměřil ve skupině vyšetření v oblasti břicha a hrudníku. Hodnoty se zde pohybují v řadech desítek mSv a v některých případech dosahují i překračují hranici 100 mSv. Pokud považujeme za průměrnou hodnotu roční efektivní dávku z přírodních zdrojů 2,4 mSv, tak by dávka při podobném výkonu byla přibližně 40x větší. I když se jedná o dávky velmi vysoké, je nutno podotknout že se jedná o výkony zachraňující život nebo zlepšující zdravotní stav pacienta a tento fakt je dostačujícím důvodem k takovému ozáření. Nízkou hodnotu (3,1 mSv) při perkutánní transhepatální cholangiografii a drenáží přisuzuji rozdílnému postupu při výkonu v porovnání s ostatními výkony v této skupině.

K obhájení mého výše uvedeného stanoviska, že na efektivní dávku pacienta má větší vliv anatomická oblast ozáření než délka skiaskopie, uvedu pár příkladů. Vybral jsem několik vyšetření z různých oblastí těla, ale s podobnou délkou výkonu. Při výkonu v oblasti kolene a době trvání 7,8 minuty, 5,3 minuty a 5,4 minuty byly naměřeny dávky 0,0747 mSv, 0,9691 mSv a 0,0598 mSv. V oblasti hlavy a s dobou trvání výkonu 6,9 minuty, 3,9 minuty a 3,1 minuty byly naměřeny dávky 0,4 mSv, 4,91 mSv a 2,6 mSv. A v oblasti břicha při ceilakografii trvajících 3,1 minuty bylo naměřeno 18,2 mSv, při stentáži AMS trvajících 3,7 minuty bylo naměřeno 27,6 mSv a při 5,5 minuty trvajících aortografii bylo naměřena dávka 44,1 mSv. Hypotéza č.3 byla potvrzena - efektivní dávka obdržená pacientem závisí především na anatomické lokalizaci výkonu a na délce vyšetření.

Je třeba podotknout, že výsledné, mnou vypočítané, dávky nebudou zcela přesné. Je to především z důvodu postupu při výpočtu a nedostatkem údajů, které program PCXCM vyžaduje. Program PCXMC 2.0 je vhodný především pro skiagrafii není tak pro skiaskopii. Skiaskopické vyšetření se skládá z mnoha jednotlivých projekcí. Program PCXMC dokáže vypočítat efektivní dávku pouze v jedné projekci. Každá projekce se může během skiaskopie lišit napětím a proudem na rentgence, úhly projekce (a celková geometrie skiaskopie), filtrací, velikostí pole, pulzací a samozřejmě lokalizací ozařované oblasti. Správně by tedy každá projekce měla být vypočítána zvlášť a výsledky všech

projekcí sečteny ve výslednou efektivní dávku. Nepřesnost ve výsledné dávce může také způsobit zadání nesprávných hodnot výšky a váhy pacienta, ke kterým jsem neměl přístup. Proto jsem při výpočtu některé údaje (jako například napětí, filtrace) zprůměroval a jiné chybějící údaje (jako například váha, výška pacienta, velikost pole, vzdálenost rentgenky od pacienta, kraniální nebo šikmý úhel) doplnil standardními hodnotami. Přesto si myslím, že jsem podmínky nasimuloval s maximální možnou přesností a výsledné dávky mohu považovat za reálné a poměrně přesné.

## 12. Závěr

Ve své práci jsem se zabíral radiační ochranou a měřením efektivních dávek u pacientů a personálu na angiografickém pracovišti. V teoretické části jsem se zabýval ionizujícím zářením, jeho účinky na člověka a způsoby jak chránit pacienty a radiační pracovníky obecně v radiodiagnostice, ale i konkrétně na angiografickém pracovišti.

Hypotézu, že na angiografickém pracovišti Fakultní nemocnice Lochotín v Plzni nejsou překračovány roční limity dávky pro radiační pracovníky, jsem potvrdil. Efektivní dávky obdržené radiačními pracovníky za roky 2010, 2011 a 2012 se pohybovaly pod úrovní vyšetřovací úrovně (6mSv). Pouze v jednom případě došlo k překročení této hodnoty a to u Lékaře A, který je na pracovišti nejvíce erudovaný, a proto provádí nejnáročnější vyšetření a zákroky.

Hypotézu, že efektivní dávka obdržená lékařem vedoucím výkon na je vyšší než efektivní dávka obdržená radiologickým asistentem jsem také potvrdil. Hodnoty efektivních dávek obdržené lékaři jsou ve všech případech zřetelně vyšší. Pro radiační pracovníky je tedy zásadním faktorem ovlivňující obdrženou dávku vzdálenost od pacienta a zdroje primárního svazku.

Hypotézu, že efektivní dávka obdržená pacientem závisí především na anatomické lokalizaci výkonu a na délce vyšetření jsem také potvrdil. Nejvyšší hodnoty dávek byly naměřeny při výkonech, při nichž se vyšetřovala oblast břicha, hrudníku nebo pánve. Nejmenší hodnoty dávek, které byly až o několik řádů nižší, byly naměřeny při výkonech na dolních končetinách. Dávka obdržená pacientem je tedy především závislá na vyšetřované oblasti.



### 13. Seznam použité literatury

1. HÁLA, Jiří. *Radioaktivita, ionizující záření, jaderná energie*. Brno: Konvoj, 1998. ISBN 80-85615-56-8
2. HUŠÁK, Václav a kol. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0
3. KONEČNÝ, Jiří. *Radiační fyzika*. České Budějovice: Jihočeská Univerzita, 2006. ISBN 80-7040-843-X
4. ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika*. Ostrava: Ostravská Univerzita, 2009. ISBN 978-80-7368-669-7
5. KRAJINA, Antonín, a PEREGRIM, Jan a kol. *Intervenční radiologie, miniinvazivní terapie*. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. ISBN 80-86703-08-8
6. KLENER, Vladislav a kol. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: SÚJB, 2000. ISBN 80-7013-311-2.
7. SPURNÝ, Vladimír a ŠLAMPA, Pavel. *Moderní radioterapeutické metody 6: Základy radioterapie*. Brno: IDVPZ, 1999. ISBN 80-7013-267-1
8. FAUBER, Terri. *Radiographic imaging and exposure*. 3rd ed. Richmond, Virginia: Elsevier, 2009. ISBN 978-0-323-04727-2
9. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 2*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2002, 470 s. ISBN 80-247-0143-X
10. ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika: Ionizující záření* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika6.htm>
11. ULLMANN, Vojtěch. *Aplikace ionizujícího záření: Jaderné a radiační metody - obecné vlastnosti* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#2>
12. ULLMANN, Vojtěch. *Biologické účinky ionizujícího záření* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>
13. ULLMANN, Vojtěch. *Detekce a spektrometrie ionizujícího záření* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://astronuklfyzika.cz/DetekceSpektrometrie.htm#2>

14. KOLEKTIV AUTORŮ. *Radiobiologie: Úvod* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://fbmi.sirdik.org/4-kapitola/41.html>
15. KOLEKTIV AUTORŮ. *Radiobiologie: Ozáření obyvatel* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://fbmi.sirdik.org/7-kapitola/77/772.html>
16. KOLEKTIV AUTORŮ. *Radiobiologie: Zdroje ionizujícího záření využívané ve zdravotnictví* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://fbmi.sirdik.org/4-kapitola/43/431.htm>
17. KOLEKTIV AUTORŮ. *Radiobiologie: Rentgenové záření* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/14/145.html>
18. KOLEKTIV AUTORŮ. *Radiobiologie: Záření gama* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/14/143.html>
19. KOLEKTIV AUTORŮ. *Radiobiologie: Mechanizmy na chemické úrovni* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://fbmi.sirdik.org/2-kapitola/22.html>
20. KOLEKTIV AUTORŮ. *Radiobiologie: Termoluminiscenční dozimetrie* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/16/164.html>
21. KOLEKTIV AUTORŮ. *Radiobiologie: Elektronická dozimetrie* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/16/166.html>
22. KOLEKTIV AUTORŮ. *Radiobiologie: Veličiny dozimetrie ionizujícího záření* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/15/154.html>
23. KOLEKTIV AUTORŮ. *Radiobiologie: Veličiny používané v radiační ochraně* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/15/155.html>
24. LEŠTINA, Štěpán. *Dozimetrie ionizujícího záření* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://www.lestinas.webzdarma.cz/dozimetrie.htm>
25. NEKULA, Josef a kol. *Radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005 ISBN 80-244-1011-7
26. FAKULTNÍ NEMOCNICE KRÁLOVSKÉ VINOHRADY. *Informovaný souhlas pacienta* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: [http://www.fnkv.cz/soubory/487/ptc\\_ptd.pdf](http://www.fnkv.cz/soubory/487/ptc_ptd.pdf)
27. TAPIOVAARA, Markku; SIISKONEN, Teemu. *www.stuk.fi* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: [http://www.stuk.fi/sateilyn\\_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en\\_GB/pcxmc/\\_files/8074274\\_2112928143/default/stuk-tr7.pdf](http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en_GB/pcxmc/_files/8074274_2112928143/default/stuk-tr7.pdf)
28. TAPIOVAARA, Markku; SIISKONEN, Teemu. *www.stuk.fi* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: 12.

- [http://www.stuk.fi/sateilyn\\_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en\\_GB/pcxmc/files/80742749008363923/default/stuk-a231.pdf](http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en_GB/pcxmc/files/80742749008363923/default/stuk-a231.pdf)
29. STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. *Zabezpečení osobního monitorování při činnostech vedoucích k ozáření část I - zevní ozáření - říjen 2007* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: [http://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/28-dozimetrie\\_zevni\\_2007.pdf](http://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/28-dozimetrie_zevni_2007.pdf)
30. PTW. *DMC 2000 Personal Dosemeter* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://www.ptw.de/1538.html?&L=3>
31. OR-PRODUCTS. *Radiation Safety Glasses - Wrap - Plano (No Rx)* [online]. [cit. 24.3.2013]. Dostupný na WWW: <http://www.or-products.com/products/radiation-protection/lead-glasses/radiation-safety-glasses-wrap-plano-no-rx/>

## 14. Seznam zkratek

ACC - arteria carotis communis

ACI - arteria carotis interna

ACoA - arteria communicans anterior

AF - arteria femoralis

AFS - arteria femoralis superficialis

AIC - arteria iliaca communis

AIE - arteria iliaca externa

ALARA - as low as reasonably achievable

AMI - arteria mesenterica inferior

AMS - arteria mesenterica superior

AOG - aortografie

AP - arteria poplitea

AT - arteria tibialis

ATA - arteria tibialis anterior

DAP - dose area product

DNA - deoxyribonucleic acid (deoxyribonukleová kyselina)

DSA - digitální subtrakční angiografie / digital subtraction angiography

FSD - focal spot-to-skin distance / focus-skin distance (vzdálenost rentgenky od pacienta)

ICRP - The International Commission on Radiological Protection

IZ - ionizující záření

KAP - kerma area product

KERMA - kinetic energy released in matter

LED - light-emitting diode - dioda emitující světlo

PAG - (mozková) panangiografie

PAT - perkutánní aspirační trombembolektomie

PST - pulzní-sprejová farmakomechanická trombolýza

PTA - perkutánní transluminální angioplastika

PTC - perkutánní transhepatická cholangiografie

PTD - perkutánní transhepatická drenáž

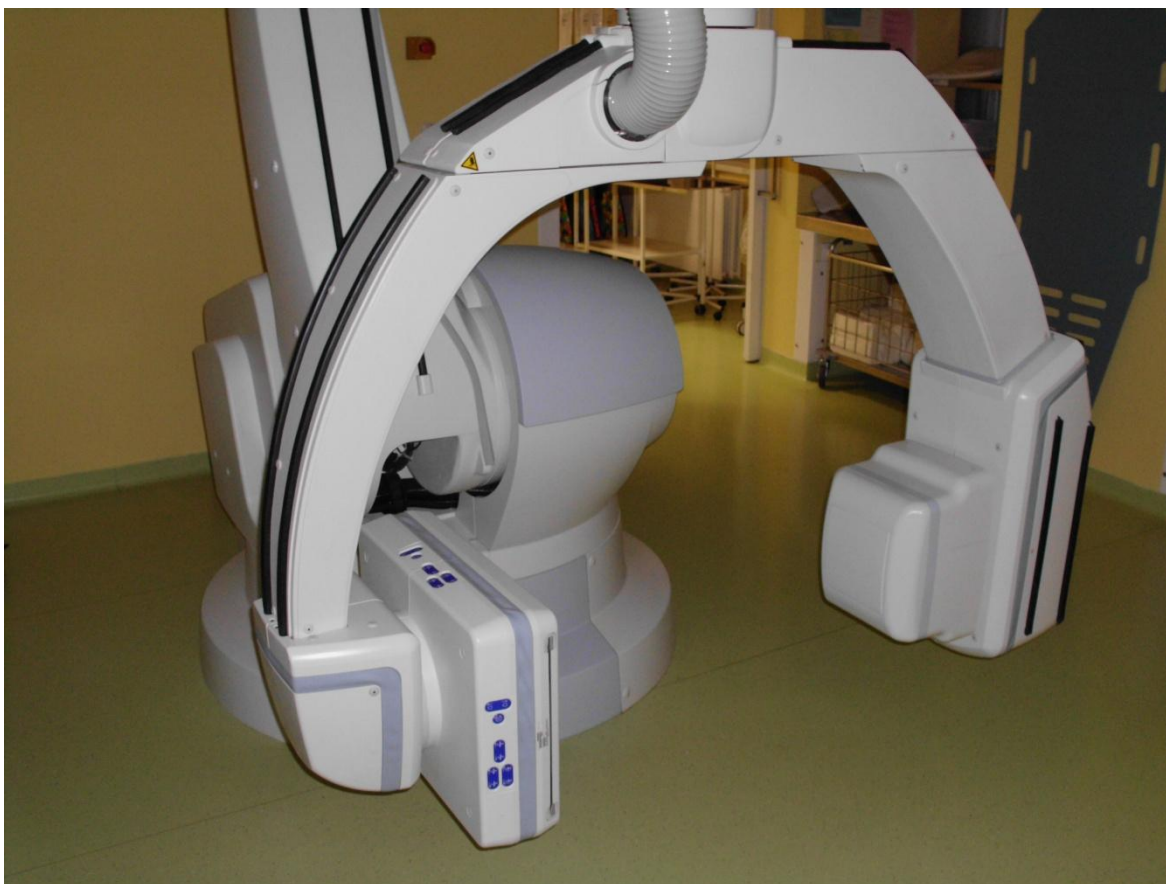
TEVAR - thoracic endovascular aortic repair

TLD - termoluminiscenční dozimetr

UV - ultraviolet (ultrafialové) záření

## 15. Přílohy

Příloha č.1 - Axiom artis zeego od firmy Siemens ve FNL



Zdroj: vlastní

Příloha č.2



Zdroj: vlastní

Příloha č.3 – Osobní OSL dozimetr od firmy LANDAUER používaný ve FNL Lochotín radiačními pracovníky kategorie A



Zdroj: vlastní

Příloha č.4 - elektronický dozimetr DMC 2000 XB



Zdroj: (30)

Příloha č.5 - ochranný límec s ekvivalentem 0,5mm olova



Zdroj: vlastní

Příloha č.6 - ochranná zástěra s ekvivalentem 0,5mm olova



Zdroj: vlastní

Příloha č.7 - Ochranné brýle s ekvivalentem olova 0,75mm olova





Zdroj: (31)

## Příloha č.8 - protokol o vyšetření

```
-----  
Exam Protocol  
-----  
Patient Info:  
Name: ██████████ Sex: M ID: ██████████  
-----  
Patient Position: HFS 09-Mar-12 13:25:23  
1 DSA FIXED Body 2 3s 3F/s 09-Mar-12 13:50:12  
A 79kV 273mA 80.4ms 0.0CL small 0.1Cu 48cm 757.7µGym² 20.6mGy OLAO OCRA 10F  
2 DSA FIXED Body 2 11s 3F/s 09-Mar-12 13:51:51  
A 79kV 274mA 80.3ms 0.1CL small 0.1Cu 48cm 2568.4µGym² 69.9mGy OLAO OCRA 34F  
3 DSA FIXED Body 2 11s 3F/s 09-Mar-12 13:54:06  
A 76kV 283mA 80.3ms 0.1CL small 42cm 3425.1µGym² 122mGy OLAO OCRA 33F  
4 DSA FIXED Body 2 12s 3F/s 09-Mar-12 13:56:10  
A 80kV 270mA 80.3ms 0.2CL small 0.1Cu 42cm 2120.0µGym² 75.3mGy OLAO OCRA 35F  
  
***Accumulated exposure data*** 09-Mar-12 14:05:45  
Phys: MUDr. Schmaiedhuber Exposures: 4 Fluoro: 3.1min Total: 9332.8µGym² 301.0mGy  
A Fluoro: 3.1min 461.6µGym² 13.5mGy Total: 9332.8µGym² 301.0mGy  
-----
```

Zdroj: vlastní