

JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH

Zdravotně sociální fakulta

Dozimetrické stanovení radiční zátěže pacienta a personálu při diagnostických a intervenčních endovaskulárních výkonech na DSA pracovišti ÚVN, krizový plán pro případ vzniku mimořádné události.

Diplomová práce

Vypracoval: Ondřej Krahula

Vedoucí práce: prim. plk. MUDr. František Charvát, Ph.D

2007

Dosimetric determination of radiation exposure of patients and personnel during diagnostic and interventional endovascular procedures at the DSA department of UVN; recovery plan for a potential extraordinary event.

Abstract

Intervention radiology is a discipline that is achieving a great advancement due to its significant success in the treatment of various diseases. Also, it relates to the increase of the number of angiographic performances in the last years. The extension of radiological methods has increased the share of this discipline on the overall medical radiotherapy of the population. All angiographic performances are accompanied by certain risk related to the exposure of the patient and staff to the ionizing radiation. Several cases were reported where the surface doses were reaching the limits of deterministic effects of radiation in some types of examination. This study monitors three core criteria related to the radiation burden in the set of 141 patients, which have undertaken different endovascular interventions. These criteria are: the dose area product (DAP), surface dose, and effective dosage. The relevant criterion was the value of DAP, read from the DAP meter directly during the examination. Other data were calculated. On basis of these results, this study tries to determine the strenuousness of singular examinations from the point of the radiation burden. It is the understanding the principles of the influencing the patient's burden of the radiation in angiographic examinations, what can help in reducing the dosages. The analysis of this study results can help to prevent the occurrence of abnormal events during the examination.

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci jsem vypracoval 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 diplomové práce, a to v nezkrácené podobě fakultou elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

Datum : 31.8.2002

Podpis studenta :

Rád bych poděkoval plk. MUDr. Františku Charvátovi, PhD, primáři radiodiagnostického oddělení v Ústřední vojenské nemocnici v Praze, za vedení bakalářské práce. Dále bych rád poděkoval MUDr. Jiřímu Lacmanovi, lékaři na radiodiagnostickém oddělení v ÚVN, za podnětné připomínky. Poděkování také patří Ing. Dušanu Olejárovi za cenné rady.

ÚVOD	8
1. SOUČASNÝ STAV	10
1.1 Rentgenové záření	10
1.1.1 Fyzikální vlastnosti RTG záření	10
1.1.2 Interakce RTG záření s hmotou	11
1.1.3 Biologické účinky RTG záření	13
1.1.4 Deterministické účinky	15
1.1.5 Stochastické účinky	19
1.2 Intervenční radiologie	23
1.2.1 Zobrazení tepenného systému	23
1.2.2 Digitální subtrakční angiografie	24
1.2.3 Endovaskulární intervence	26
1.3 Radiační ochrana	28
1.3.1. Historie radiační ochrany	28
1.3.2 Legislativa	29
1.3.3 Atomový zákon	29
1.3.4 Koncepce a principy radiační ochrany	30
1.3.5 Usměrnování lékařské expozice	31
1.3.6 Technické parametry rtg přístrojů ovlivňující kvalitu záření	34
1.3.7 Veličiny používané v radiační ochraně	35
1.4 Dozimetrie ionizujícího záření	36
1.4.1 Stanovení dávky pacienta	38
1.4.2 Dozimetrické veličiny a jednotky	40
1.5 Mimořádná událost při angiografickém výkonu	42
2. CÍLE PRÁCE	44
3. METODIKA	45
3.1 Soubor pacientů	45
3.2 Použité přístroje	45
3.3 Metody a podmínky měření, verifikační měření	46

3.4 PCXMC	47
4. VÝSLEDKY	50
4.1 Kritéria	50
4.2 Diagnostické výkony	51
4.2.1 DAP	52
4.2.2 Povrchová dávka	53
4.2.3 Efektivní dávka	55
4.2.4 Doba skiaskopie a skiografie	59
4.2.5 3D rotační angiografie vs. klasická DSA	60
4.3 Terapeutické výkony	62
4.3.1 DAP	63
4.3.2 Povrchová dávka	63
4.3.3 Efektivní dávka	64
4.3.4 Doba skiaskopie a skiografie	67
4.4 Expoziční časy dle vyšetřujícího lékaře	68
4.5 Zátěž personálu	69
5. DISKUZE	72
5.1 Rozbor podmínek měření	72
5.2 Ověřované hypotézy	73
5.3 Porovnání výsledků	75
5.4 Prevence mimořádné události	77
6. ZÁVĚR	80
7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	81
8. KLÍČOVÁ SLOVA	83

Seznam použitých zkratek :

AEC – Automatic Exposure Controls	RDG - Radiodiagnostika
ALARA - As low as reasonably achievable	SAH - Subarachnoidální krvácení
ANO – Akutní nemoc z ozáření	SÚJB – Státní úřad pro jadernou bezpečnost
AVM – Arteriovenózní malformace	TLD - Termoluminiscenční dosimeter
BMI – Body mass index	ÚVN – Ústřední vojenská nemocnice
CNS – Centrální nervová soustava	WHO – World health organization
CMP – Centrální mozková příhoda	ZDS – Zkouška dlouhodobé stálosti
CT – Computed tomography	ZIZ – Zdroj ionizujícího záření
CCD - Charge-coupled device	ZPS – Zkouška provozní stálosti
DAP – Dose area product	
DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine	
DNA - Deoxyribonukleová kyselina	
DSA – Digitální subtrakční angiografie	
ICRP - International Commission on Radiological Protection	
FSD – Focus skin distance	
IZ – Ionizující záření	
IZS – Integrovaný záchranný systém	
KAP – Kerma area product	
LET – Linear-energy transfer	
MRA – Magnetic resonance angiography	
MU – Mimořádná událost	
PAG - Panangiografie	
PCXMC - PC-based Monte Carlo program	
PMG - Perimyelografie	
PTA – Perkutánní transluminální angioplastika	
PTD – Perkutánní transhepatická drenáž	

ÚVOD

Rentgenová vyšetření dnes tvoří nepostradatelnou součást komplexní lékařské diagnostiky. Prakticky žádný medicínský obor se dnes při určování diagnózy neobejde bez RDG metod. Radiologie je oborem, který se neustále rozvíjí, modernizuje, rozšiřuje spektrum vyšetřovacích metod a tím zvyšuje své využití. Není tedy žádným překvapením, že lékařská expozice představuje nejvýznamnější podíl ozáření člověka ze všech umělých zdrojů. Radiodiagnostika umí dnes nejen stanovit pacientovu diagnózu, ale je již schopna pacientovi pomoci, pacienta léčit. A to je přesně stav, který vystihuje intervenční radiologii, konkrétně endovaskulární metody, kterými se tato práce zabývá. Intervenční endovaskulární metody současně představují spolu s vyšetřením na CT pro pacienta a personál nejvyšší radiační zátěž ze všech RDG vyšetřovacích metod..

Na angiografických pracovištích je dnes možné provádět široké spektrum vyšetření cév a vaskulárních intervenčních výkonů. Jakkoliv je jejich přínos pro pacienta z hlediska stanovení diagnózy, nebo z hlediska jeho léčby neoddiskutovatelný, stále je nutné věnovat těmto výkonům i z pohledu radiační ochrany velkou pozornost. Komplikované procedury v intervenční radiologii často doprovází dlouhé časy skiaskopie, množství snímků a skiagrafičeských scén. To vše představuje pro pacienta i personál nezanedbatelnou radiační zátěž. Konstrukce moderních přístrojů významně snižuje množství používaného ionizačního záření a zjednodušuje ovládání vymešovacích clon. Standardně se používá pulzní skiaskopie, automatické nastavení expozičních parametrů a automatická úprava primárního svazku přidavnou filtrací dle tloušťky pacienta. Přesto u náročných výkonů, které mnohdy trvají desítky minut, nelze vyloučit potencionálně zvýšenou radiační zátěž. Riziko deterministických účinků se pak hlavně týká kůže a oční čočky. V případě pacientů v dětském věku a těhotných nelze opomenout ani rizika stochastických účinků záření, protože organizmy ve vývoji jsou ionizujícím zářením díky své vyšší radiosensitivitě více

ohroženy a riziko vzniku orgánových malformací, mentální retardace či nádorových onemocnění je vyšší.

Problematicke redukce dávek se již věnovalo několik prací zahraničních i domácích autorů, přesto není stále tomuto faktoru ze strany personálu při endovaskulárních výkonech věnována dostatečná pozornost. V současné době je trendem většiny prací zaměřit se na kardiologická pracoviště. Výzkumem radiační zátěže při složitých neurodiagnostických a neurointervenčních zákrocích se mnoho prací nevěnuje. Určení radiační zátěže pacienta je zde technicky velmi složité, protože během výkonu se mění jak poloha rentgenky vůči pacientovi, tak i expoziční parametry svazku. Tím se mění i dávka absorbovaná v těle pacienta a je obtížné přesně charakterizovat účinek záření na pacienta. Tato práce se zaměřila na vyhodnocení radiační zátěže pacientů a personálu. Jako kritéria byla v případě pacientů vybrána povrchová dávka, součin dávky a plochy (DAP) a efektivní dávka. V případě personálu slouží k posouzení radiační zátěže údaje z filmových dozimetrů.

1. SOUČASNÝ STAV

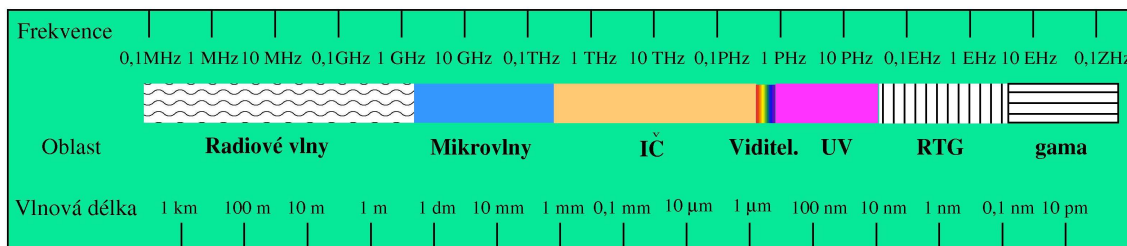
1.1 Rentgenové záření

1.1.1. Fyzikální vlastnosti RTG záření

Rentgenové záření patří do spektra ionizujícího záření. Charakteristickou vlastností tohoto záření je schopnost způsobit ionizaci při průchodu prostředím. To znamená, že je schopné vytvořit z původně elektricky neutrálních atomů kladné a záporné ionty (iontové páry). S ohledem na charakter ionizačního procesu lze ionizující záření rozdělit na přímo ionizující a nepřímo ionizující (1).

Záření přímo ionizující tvoří nabité částice (elektrony, pozitrony, protony, částice alfa a beta). Tyto částice mají vysokou kinetickou energii, dostatečnou k tomu, aby mohly vyvolat ionizaci. Záření nepřímo ionizující tvoří částice nenabitě (např. fotony), které samy prostředí neionizují, ale při interakcích s prostředím uvolňují sekundární částice, které jsou nabitě a následně způsobují opět přímou ionizaci prostředí. Rentgenové záření patří mezi nepřímo ionizující. Je to elektromagnetické vlnění s velmi krátkými vlnovými délkami v intervalu ($10^{-9} - 10^{-10}$ m). RTG záření vzniká zabrzděním rychle letících elektronů v těžkých kovech (2). V medicíně se jako zdroje rentgenového záření používají rentgenové trubice – rentgenky. Rentgenové záření se může vytvářet i pomocí radionuklidových zdrojů, které obsahují beta zářič a terčik z kovu. Tyto zdroje pak na rozdíl od rentgenky nepotřebují zdroj elektrického napětí ani chlazení. Dalším zdrojem mohou být urychlovače nabitých částic. Rentgenové záření se dá dále rozdělit na brzdové a charakteristické. Brzdové záření vzniká důsledkem zabrzdění urychleného elektronu. Kinetické energie elektronu se přemění na rtg záření. Brzdové záření má spojité spektrum a jeho energie nezávisí na materiálu anody, ale jen na napětí mezi katodou a anodou. Charakteristické záření má čárové spektrum, energie závisí na materiálu anody a vzniká při přechodech elektronů v atomovém obalu.

Tabulka č. 1 : *Elektromagnetické spektrum*



1.1.2 Interakce RTG záření s hmotou.

Fotony rtg záření při průchodu prostředím uvolňují elektricky nabitě částice a předávají jim energii dostatečnou k tomu, aby byly schopné prostředí ionizovat a excitovat. Vyvolávají tak tři základní interakce:

Fotoefekt – foton se srazí s elektronem vázaným v atomovém obalu, předá mu veškerou svou energii a zanikne. Elektron se uvolní z atomu a pokračuje s kinetickou energií, která se rovná rozdílu energie fotonu a vazebné energie elektronu :

$$E_k = E_\gamma - E_{vaz.}$$

V další fázi dojde k zaplnění volné pozice po fotoelektronu nějakým elektronem z vyšší slupky za vyzáření jiného fotonu. Tento proces zajistí obnovu stabilní konfigurace. Vyzářený foton je charakteristický pro daný atom a je z rentgenové části spektra. Fotoefekt se uplatňuje především u gama záření s nižšími energiemi.

Comptonův rozptyl – při tomto procesu nedojde k pohlcení fotonu elektronem, ale k pružné srážce mezi nimi (2). Foton předá část své energie stacionárnímu elektronu a pokračuje v pohybu v jiném směru a s nižší energií. Změní se vlnová délka záření. Elektron se touto srážkou urychlí a může být z atomu odtržen. Při Comptonově jevu se nemění počet fotonů. Fotony se pouze rozptylují z původního směru, ztrácejí část své energie a zvětšují svoji vlnovou délku. Tento rozptyl se nejvíce uplatňuje při středních a vyšších energiích fotonů.

Tvorba párů elektron – pozitron - k této interakci dochází u záření s vysokou energií (větší než 1 MeV). Foton s touto energií může být zcela pohlcen v elektrickém poli atomového jádra za současného vzniku elektronu a pozitronu. Energie 1,02 MeV představuje energetický ekvivalent dvou klidových hmotností elektronu.

Veličina která určuje s jakou pravděpodobností dojde k určité interakci se nazývá účinný průřez. Závisí na energii záření a atomovém čísle ozářené látky.

Dopad fotonů rtg záření vyvolává u některých látek světélkování (fluorescence, fosforescence). Tato vlastnost rtg záření se nazývá luminiscenční efekt. Využívá se k získání rentgenového obrazu. Krátkovlnné rtg záření je transformováno na dlouhovlnné záření – viditelné světlo. Dále záleží na principu využití viditelného světla, zda získáme analogový obraz na rentgenovém filmu nebo digitální na monitoru počítače. U zobrazení na film se navíc využívá fotochemického efektu rtg záření.

Lékařské rentgenky pracují s napětím od několika desítek keV až do napětí 500 keV, při proudu 50 mA až 1A. Rentgenky jsou jediným zdrojem pro diagnostiku. Využívá se hlavně brzdného záření. Záření charakteristické se využívá při mamografii.

Rentgenka je v principu velmi jednoduchý urychlovač (2). Elektrony se emitují z katody, ta je nejčastěji tvořena wolframovým vláknem, které je žhavené na teplotu kolem 2000°C. Elektrické napětí urychluje elektrony k terčíku anody, zde jsou prudce zabržděny a vzniká charakteristické a brzdné rtg záření. Energie rtg záření je přímo úměrná energii dopadajících elektronů a stoupá se zvyšujícím se napětím na rentgence. Na materiálu, teplotě a ploše povrchu katody zase závisí proud elektronů. Spektrum emitovaných fotonů je ovlivněno materiálem použitým na anodě. Používají se materiály s vynikajícími tepelnými vlastnostmi (wolfram, molybden), protože pouze necelé 1 % energie dopadajících elektronů je přeměněno v energii fotonů. Zbytek se mění v teplo, které je absorbováno terčíkem na anodě (2).

1.1.3 Biologické účinky ionizujícího záření

Znalost principů účinku záření na živou hmotu má zásadní význam pro ochranu před ionizujícím zářením. Pochopení vztahu mezi dávkou a účinkem je pro pracovníky s ionizujícím zářením z důvodu prevence závažných důsledků ozáření a z pohledu radiační ochrany naprostou nutností.

Z hlediska časové posloupnosti se působení záření v prvních okamžicích po dopadu na živou hmotu řídí stejnými zákonitostmi jako u hmoty neživé. Podél trasy částice se vytváří stopa tvořená ionizací a excitací, přičemž je absorbována energie. Jádro stopy tvoří ionizace a excitace vyprodukované částici samotnou, polostín stopy pak ionizace a excitace vytvořené δ -elektrony. Ty vznikají při kolizi částice s elektronovým obalem atomů a molekul a mají dostatečnou energii pro tvorbu dalších ionizací.(2). Množství energie předané hmotě na jednotku délky stopy částice udává lineární přenos energie částice (LET). Na tyto fyzikální procesy navazuje řada dějů, podmíněných složitou organizací živé hmoty (1). Pro pochopení biologických účinků záření je třeba si uvědomit že v živých systémech jsou dílčí funkce a struktury složité a jsou hierarchicky uspořádány. Jednotlivé elementární objemy buněk mají pro funkci systému nestejný význam. Zasažení jednotlivých elementárních objemů buněk rozdílných systémů nemá tak stejné důsledky. Vždy záleží na hierarchickém postavení systémů. Proto se rozdělují tkáně na radiosenzitivní a radiorezistentní. O radiosensitivitě můžeme hovořit jako o vnímavosti jednotlivých tkání lidského těla k vyvolání akutních klinicky významných příznaků záření. Mezi citlivé systémy se tak řadí lymfatická tkáň, červená kostní dřeň, výstelka tenkého střeva, oční čočka a mužský pohlavní epitel. Termín radiosensitivita slouží také pro komparativní posuzování účinků ionizujícího záření na biologické systémy (2). V experimentální radiobiologii se pod tímto pojmem rozumí strmost křivky přežití buněčných systémů v závislosti na dávce.

Další zvláštností účinků záření na živé organismy je existence reparačních dějů. Ty jsou naprogramovány v genetickém kódu živých organismů a mají za úkol nasměrovat

system do výchozího stavu. Konečný výsledek ozáření je tedy výsledkem interakce záření s hmotou a kompetice řady patofyziologických mechanismů (odpovědi organismu na poškození).

Základem představ o účincích záření na biologické systémy jsou poznatky o vzniku radikálů a o biochemických změnách. Tyto změny vedou ke vzniku poškození molekuly. Byly vytvořeny teorie, které se snaží vysvětlit účinky záření na buňku.

Zásahová teorie – neboli teorie přímého účinku. Jako rozhodující negativní účinek na buňku vnímá přímé poškození citlivého objemu, kdy dojde k lokální absorpci energie a fyzikální, fyzikální chemické nebo funkční změně zasažené struktury.

Teorie radikálová – neboli teorie nepřímého účinku. Podstatou jsou účinky ionizujícího záření na molekuly vody – radiolýza vody. Zásah molekuly vody zářením způsobí vznik volných radikálů H a OH a oxidačních činidel HO₂, H₂O₂. Tyto produkty mohou ovlivnit metabolické děje.

Teorie duálové radiační akce – vychází z mikrodozimetrie. Podstatou poškození buňky je dosažení určité kritické lokální hustoty energie v daném čase. Předpokládá tvorbu sublézí v živé hmotě po průchodu záření. Subléze jsou přímo úměrné energii záření. Kombinací dvou sublézí se vytváří primární biologická léze.

Teorie molekulárně biologická – stejně jako předcházející teorie také podmiňuje vznik poškození kombinací dvou primárních dějů. Jde o zlomy na dvojvláknech nukleové kyseliny v jádře buňky. Poškození je pravděpodobně závislé na počtu zlomů a na schopnostech reparace, a protože je molekula DNA v buňce unikátní, neboť se nachází v omezeném počtu kopií a je pro existenci a množení buňky velmi důležitá je její poškození pro buňku zásadní (2).

Teorie působení záření na živou hmotu se vzájemně nevylučují, ale spíše doplňují. Můžeme díky nim sledovat účinek záření od absorpce až po výsledné poškození molekuly. Pro tuto práci je však mnohem důležitější co se s buňkou po interakci se zářením stane, než to jak k tomu dojde. Buňka buď účinek záření přežije a dojde u ní ke změně cytogenické informace, následně dojde v důsledku reparačních mechanismů k mutacím – to je

stochastický účinek záření. Nemá práh, jen u něj s dávkou roste pravděpodobnost vzniku (1). Výsledek takového účinku bývá znám v delším časovém horizontu, někdy až v dalších generacích. Pokud interakce buňky se zářením končí smrtí buňky nebo poškozením buňky natolik, že není schopná další mitózy (sterilizující účinek, častější varianta, neboť pouze vysoké dávky dokážou buňku denaturovat, přímo usmrtit), jedná se o deterministický účinek záření. Účinek roste s růstem obdržené dávky. Je podmíněn prahem, který musí obdržená dávka záření překročit. Protože je známá pro daný typ tkáně specifická prahová hodnota množství záření, lze tyto účinky záření vyloučit nebo eliminovat. Patří sem například akutní nemoc z ozáření nebo akutní dermatitida. Tento účinek záření se dostavuje jednoznačně v kratším časovém intervalu od ozáření než stochastické účinky. Protože bezprostřední buněčné změny se projevují v rozmezí několika hodin či dnů.

Zda se bude jednat o účinek stochastický nebo deterministicky závisí na míře poškození DNA. Pokud zůstane zachována schopnost buňky se dále dělit, dojde k reparaci s určitým nebo žádným procentem mutací. Bude se jednat o stochastický účinek. Pokud ovšem buňky ztratí schopnost reprodukce jedná se o mitotickou smrt buňky. Dochází k poklesu buněk v populaci a jde o účinek deterministický. Oba jevy jsou tak navzájem propojeny.

1.1.4 Deterministické účinky

U těchto účinků lze přesně stanovit, kdy a po dosažení jaké určité dávky efekt zákonitě nastává. Se stoupající dávkou se tento efekt zvyšuje. Účinek je podmíněn buněčnými ztrátami v důležitých buněčných populacích (1). Tento účinek je pozorovatelný nejen makroskopicky, ale předpokládá i korespondující klinické projevy. Právě s těmito následky ozáření u pacientů by se mohl personál radiologického oddělení po výkonu setkat. V současné době se jedná o naprosto výjimečné krizové situace. Klinické projevy těchto deterministických účinků jsou velmi pestré, protože míra deplece (úbytku) buněčných populací závisí nejen na dávce a její prostorové distribuci, ale i na geometrii ozáření a to

v různých částech těla, tedy i v různých tkáních a orgánech (2). Dalším faktorem je časová frakcionace ozáření, protože při dlouhodobějších časových intervalech vstupují do hry i reparační mechanismy. Proto je důležité znát nejen součet dávek a jejich rozložení v prostoru, ale i v čase.

Akutní projevy deterministického typu

Lokalizované poškození kůže – limit při angiografii

Při radiodiagnostických výkonech musí být největší pozornost věnována kůži. Ta je při každém zevním ozáření vstupním polem svazku záření. Kůže je biologickým limitujícím faktorem angiografických výkonů. Stupeň možného poškození kůže je závislý na dávce, velikosti ozářeného pole a na lokalizaci. Pro rtg záření se práh poškození pohybuje od 2,7 Gy výše (energie 100 keV). V otázce stanovení této hraniční dávky deterministických účinků ionizačního záření na kůži je zajímavá neshoda mezi tuzemskými a zahraničními autory. Zatím co ve většině českých prací je publikována jako hraniční hodnota 3 Gy, v zahraničních je uváděna dávka 2 Gy. Pro účely této práce jsem se řídil doporučením ICRP (International Commission on Radiological Protection). Ta v *Publication 85*, vydané v dubnu 2001 (viz.tabulka č.2) uvádí lokální dávku 2 Gy jako hraniční pro vznik erytému na kůži v místě ozáření (19).

Časná zarudnutí kůže se objeví několik hodin po ozáření, vzniká nejlehčí forma – erytematózní dermatitis. Tato akutní forma se může vyvinout v rozmezí 12 – 24 hodin od ozáření. Erytém do 24 hodin zmizí a nastává období klidu, trvající 10 – 15 dní. Poté se dostaví vlastní odezva na ozáření, tzv. pozdní erytém, při kterém dochází ke zduření kůže a bolestivosti. Těmito symptomy se projevuje akutní radiační dermatitida prvního stupně. Při nízké dávce kolem 3 Gy dochází i k dočasné depilaci, která po dávce 6 Gy může být trvalá. Při vyšších dávkách (nad 10 Gy) vzniká radiační dermatitida druhého stupně – deskvamativní dermatitis. Dochází k oddělení pokožky od pojivového podkladu tekutinou, která se vylučuje z cév a vznikají puchýře. Stav může být komplikován infekcí ložisek a za

příznivých podmínek se hojí 2 – 4 týdny z okrajů defektu a z přežívajících kmenových buněk ve vlasových místech. Nejtěžším stupněm dermatitidy je nekrotická forma dermatitidy spojená se vznikem radiačního vředu. K tomu dojde při poškození cévy, přerušení vyživování tkáně a jejímu odumření.

Tabulka č. 2 : Dávky při intervenčních metodách (ICRP, *Publication 85*)

Efekt	Dopadová dávka (Gy)	Čas skiaskopie (0,02 Gy/min.)	Čas skiaskopie (0,2 Gy/min.)
Transientní erytém	2	100	10
Trvalá epilace	7	350	35
Deskvamativní dermatitis	14	700	70
Nekrotická dermatitis	18	900	90
Teleangiektasie	10	500	50
Katarakta	>5	>250 na oko	>25 na oko
Rakovina kůže	Neznámá	Neznámý	Neznámý

Akutní nemoc z ozáření (ANO)

Akutní postradiační syndrom se rozvíjí již po dávce 1 Gy při jednorázovém celotělovém ozáření, nebo při ozáření větší části těla. V závislosti na stupni a lokalitě ozáření vznikají klinické příznaky a jejich časový výskyt. Od poškození krvetvorných orgánů až k poškození CNS. Hematologický typ ANO vzniká po celotělovém ozáření 1 – 6 Gy. První příznaky – prodromální - se dostavují během 48 hodin. Patří mezi ně nevolnost a zvracení. Jsou to příznaky dost neurčité. Pak následuje období, které trvá 1 – 2 týdny bez příznaků, které se nazývá obdobím latence. Teprve po tomto dojde k vlastní manifestaci onemocnění. Jsou jimi sepse, drobná krvácení, teploty, nechutenství, úbytek váhy, průjmy.

Pro krevní obraz jsou typické výrazný pokles bílých krvinek, krevních destiček a červených krvinek. Čistě v závislosti na dávce dochází k uzdravování. To přichází po 6 až 8 týdnech, kdy dochází ze zachovalých ostrůvků kostní dřeně k doplňování krvinek do krevního oběhu. Střevní forma se projevuje po dávkách 6 – 10 Gy. Příznaky jsou kruté průjmy, které doprovází drastická ztráta tekutin a minerální rozvrat. Doprovázet je může krvácení do střev a nebezpečné chirurgické komplikace. Pokud nemocný přežije prvních 7 – 10 dnů projeví se u něj i postižení krvevorných orgánů. Čím je dávka vyšší, tím je rychlejší a intenzivnější nástup příznaků. V oblasti dávek kolem 20 Gy dochází k metabolickému rozvratu, srdečnímu selhání a postižený upadá do kómatu. Výjimečnou typ ANO představuje neuropsychická forma. V literatuře je jako jeden z mála případů popsán průběh této formy u jednoho ozářeného pracovníka při havárii v Los Alamos (r.1958). Postižený byl ozářen dávkou 45 Gy. Do 10 min se u něj projevila zmatenost, pak upadl do kómatu a do 6 hodin u něj vymizely lymfocyty v periferní krvi. Zemřel za 34 hodin od ozáření (20). Při havárii jaderné elektrárny v Černobylu nebyla tato forma zaznamenána.

Ovlivnění fertility

K ovlivnění fertility dochází již po poměrně malých dávkách. U mužů je to již po dávce 0,25 Gy, kdy dochází k přechodnému snížení počtu spermií. Sterilita nastává po dávkách 3 – 8 Gy. U žen je to už po dávce kolem 3 Gy.

Pozdní a chronické projevy deterministického typu

Chronická radiační dermatitida

Chronický zánět kůže vzniká po dlouhodobém působení ionizujícího záření velmi malých dávek. Projevoval se dříve například u rentgenologů, kteří prováděli vyšetření bez dokonalé ochrany před zářením. Onemocnění se projevuje suchou, tenkou hladkou pokožkou. Patrné mohou být poruchy pigmentace, lomivé nehty a teleangiektasie. U osob,

kteřé jsou postiženy tímto onemocněním se předpokládá celková lokální dávka v rozmezí 30 – 50 Gy.

Katarakta

Zákal oční čočky je onemocnění s dlouhou dobou latence mezi ozářením a rozvojem změn. Klinicky závažný stupeň se vyvíjí v období let. První příznaky zjistitelné oftalmologickými metodami se projeví minimálně za 6 měsíců po ozáření. U profesionální expozice se počítá s prahem v úrovni 4 – 6 Gy a dobou latence 2 roky.

Účinek na vývoj zárodku a plodu

Vyvíjející se zárodek je systém velmi radiosensitivní (20). Míra účinku záření na zárodek záleží na době ozáření vzhledem k době uplynulé od doby početí a na dávce. Je-li počet buněk časných stadií vývoje zárodku malý a buňky nejsou ještě specializované, projeví se poškození těchto buněk nejčastěji neschopností implantace nebo nezjistitelným zánikem oplozeného vajíčka (období do dvou týdnů). Přestože centrální nervový systém a srdce se začínají vyvíjet ve třetím týdnu, ozáření embrya v prvních třech týdnech po početí sotva může způsobit deterministické nebo stochastické změny u živě narozeného dítěte. Během zbývajících částí období velké organogeneze může ozáření způsobit malformace v orgánu, který je v té době právě ve vývoji. Riziko vzniku malformací je vysoké hlavně v období embryogeneze (mezi 3. až 8. týdnem). Tyto účinky jsou deterministické povahy a mají u člověka práh, odhadovaný na základě pokusů na zvířatech na 0,1 Gy. V poslední třetině těhotenství je již plod relativně radioresistentní. Pokud je dávka tak vysoká, že způsobí jeho poškození nebo zánik znamená to současně i smrt matky v důsledku ozáření.

1.1.5 Stochastické účinky

Jak již bylo uvedeno výše nemají stochastické účinky žádný práh, ale působením ionizačního záření se zvyšuje pravděpodobnost jejich vzniku. Jakékoliv ozáření má

nenulovou pravděpodobnost vzniku stochastických účinků. Výsledkem patogenických molekulárních a buněčných mechanismů, které jsou spuštěny v důsledku interakce záření a živé hmoty, jsou mutace. Tyto pozdní účinky můžeme rozdělit na mutace somatické (nádory) a na mutace gametické (dědičné poruchy). Obě tyto patogenické poruchy se v populaci běžně vyskytují, ale je prokázáno, že působení ionizačního záření zvyšuje pravděpodobnost výskytu těchto změn. Nelze ovšem přesně odlišit, který nádor vznikl na podkladě ozáření. Žádný zřetelný radiogenní faktor neexistuje (1), (20).

Přesné mechanismy ovlivnění vzniku nádorových onemocnění v důsledku působení ionizujícího záření nejsou známy. Stejně tak nejsou známy mechanismy rozvoje samotného nádorového bujení. Společným rysem moderních představ o vzniku rakoviny je názor, že vznik nádorového bujení nelze chápat jako jednu časově omezenou událost, ale že jde o proces, který probíhá delší dobu a je to proces víceúrovňový. Pro rozbor rozvoje nádorů po ozáření je významný časový faktor. Doba latence, tedy doba mezi ozářením a manifestací se nádorů, trvá několik let. Pro leukémii je tato doba stanovena na 8 let. Při zkoumání vlivu záření na vznik nádorů se využívá skupinových (epidemiologických) studií. Porovnávají se dvě skupiny lišící se mírou ozáření. Největším zdrojem takhle získaných informací jsou populační studie. Takovou významnou skupinou jsou třeba přežívající oběti jaderného výbuchu v Hirošimě a Nagasaki. Výsledky těchto studií prokazují vliv ozáření na vznik a rozvoj zhoubných nádorů a umožňují stanovit kvantitativní charakter takového účinku. Z těchto studií je zřejmý bezprahový a lineární vztah dávky a indukce nádorů ozářením. Různé orgány mají díky své rozdílné sensitivitě různě strmou křivku účinku záření. Standardně se tato strmost charakterizuje koeficientem rizika a stanoví pravděpodobnost sledovaného efektu na jednotkovou ekvivalentní dávku (20). V radiační ochraně jsou nejčastěji používány koeficienty rizika vzniku fatálních nádorů. Jedná se o nádory způsobující smrt. Pokud známe kolektivní dávku v dané epidemiologické skupině lze s použitím koeficientů rizika matematicky odhadnout očekávání fatálních následků. Komise ICRP, která tyto hodnoty stanovila, tak učinila na základě vyhodnocených dat o úmrtnosti a vzniku fatálních nádorů v populaci obyvatel japonských měst Nagasaki a Hirošima.

Druhou skupinou stochastických postižení jsou dědičné postižení potomstva ozářených osob. Odhad této pravděpodobnosti genetického poškození v závislosti na dávce záření je přitom možný pouze zprostředkovaně, neboť v žádné studii u nadměrně ozářených osob nebyly genetické následky u potomstva prokázány (2). Tento odhad a stanovení koeficientů rizika vychází čistě z výsledků pokusů na drobných hlodavcích a z dalších dat získaných experimenty. Rozlišujeme dva druhy radiačně indukovaného genetického poškození :

- 1) Genetické mutace, které spočívají v narušení základní jednotky dědičnosti. Jde o poškození genu nebo jeho součásti.
- 2) Chromosomové aberace, které jsou vyjádřeny změnou počtu, nebo změnou struktury chromosomů.

Pokud se mutace projeví již v první generaci potomstva jedná se o mutace dominantní. Pro ni stačí přenos od jednoho z rodičů. V případě, že dojde k přenosu mutace od obou rodičů a pak se teprve projeví její efekt jedná se o mutaci recesivní. Pohlavně vázané mutace se vyskytují na pohlavním chromosomu X. Mutace na jiných chromosomech se označují jako autosomální mutace. Riziko závažnosti vzniklých mutací je nutné hodnotit velmi uvážlivě, neboť manifestace těchto mutací je dost různorodá. Toto hodnocení je možné stanovit buď metodou přímou, která se opírá o data získaná složitou experimentální cestou, nebo lze postupovat metodou nepřímou, která využívá souhrnného ukazatele, kterým je dávka zdvojující frekvenci spontánních mutací. Dále je nutné znát také soubor dat, který popisuje četnost spontánních mutací bez vlivu záření u sledované populace. ICRP vychází z metody nepřímé a opírá se o zdvojující dávku 1 Gy, která byla ověřena sérií pokusů na hlodavcích. Přiměřenost této hodnoty vyplývá i z analýzy studií zkoumajících potomstvo osob ozářených při jaderných útocích na japonská města. Po sérii výpočtů a korekcí dospěla ICRP k výsledné hodnotě odhadu genetických následků, které jsou stanoveny odlišně pro pracovníky a populaci. Pro statisticky průměrného obyvatele činí $1,33 \cdot 10^{-2} \text{Sv}^{-1}$ a pro průměrného pracovníka $0,8 \cdot 10^{-2} \text{Sv}^{-1}$ (20). Ze všech získaných údajů o biologických účincích záření byly následně vyhodnoceny ukazatele obecnější, které

charakterizují vliv ionizujícího záření na lidské zdraví. Jedná se o tzv. objektivní zdravotní újmu. Zde již nejde o riziko vzniku následkem ozáření, ale o matematicky očekávaný výskyt konkrétního poškození.

Tabulka č.3 : *Prahové ekvivalentní dávky*

Orgán	Prahová ekvivalentní dávka (Sv)	Druh poškození
Kůže	2	erytém
	>12	nekróza
Vlasové folikuly	3 - 7	epilace dočasná
	>7	epilace trvalá
Kostní dřeň	0,5	snížení krvetvorby
Oční čočka	5	katarakta
Testes	0,15	dočasná sterilita
	3,5 - 6	permanentní sterilita
Ovária	2,5 - 6	sterilita

Dědičné důsledky v dalších generacích

Postižení potomstva ozářených lidí představuje významnou skupinu stochastických účinků. Pravděpodobnost tohoto postižení v závislosti na dávce záření se dá pouze odhadnout, neboť žádná studie zatím neprokázala genetické následky na potomstvu u nadměrně ozářené lidské populace. Koeficient rizika se kterým se zde počítá vychází z výsledku pokusu na malých hlodavcích a z jiných experimentálních dat. Extrapolace těchto dat na lidskou populaci není zcela přesná a vyžaduje složité přepočty z přímých experimentálních dat získaných při pokusech. ICRP dospěla na základě nepřímých metod k dávce 1Gy, kterou považuje za hraniční, jež zdvojuje frekvenci spontánních mutací. To

znamená, že tato dávka způsobí minimálně stejné množství mutací, které se vyskytují spontánně. Reálně se tak zdvojnásobí počet mutací. K tomuto údaji se dospělo na základě znalosti frekvence spontánních mutací v běžné populaci a dále ze studia lidské populace ozářené při jaderných útocích r. 1945. Ozáření rodičovské populace 1 Gy tak dle výpočtů vede ke zvýšení genetického poškození u potomstva o 0,4 – 0,6 %. Ozáření může způsobit dva druhy genetického poškození. 1. Genové mutace způsobené alterací genu a H₂, hrubé chromozomové aberace, které vznikají v důsledku změny struktury nebo počtu chromozomů. Důsledky těchto mutací se projevují velmi různorodým způsobem, proto je velmi obtížné je identifikovat. Může dojít k hrubému narušení vývoje plodu až k potratu či ke vzniku různých malformací plodu. Dalším indikátorem může být vznik většího přepočtu mutací, které mohou způsobit zdravotní postižení až několik let po narození. Příkladem je vznik degenerativních chorob, jako je cukrovka, obezita, hypertenze (20).

1.2 Intervenční radiologie

1.2.1 Zobrazení tepenného systému

Zobrazování arteriálního systému je stále se rozvíjející oblast radiologie. Angiografie byla dříve primární vyšetřovací metodou cévních onemocnění, ale s rozvojem nových zobrazovacích metod (CTA, MRA a dopplerovský ultrazvuk) ztratila angiografie v některých oblastech své výsadní diagnostické postavení. V jiných oblastech diagnostiky si však stále zachovává svoji suverenitu, neboť technické možnosti ostatních zobrazovacích metod jsou zatím nedokonalé. Klasická angiografie navíc hraje významnou roli při perkutánních intervenčních výkonech. Trendem současné doby je minimalizace invazivity vyšetření pacienta. Proto je stále zřetelnější snaha provádět diagnostickou DSA pouze v případech, u kterých je předpoklad, že výkon bude konvertovat v intervenci. Tzn. provádí se převážně u diagnóz, kde endovaskulární intervenční řešení je nejlepší, mnohdy jediná možná cesta, jak léčit pacientovo onemocnění. Z hlediska velikosti intenzity zásahu do

organizmu (invazivity) můžeme zobrazovací metody cévního systému rozdělit na dvě základní skupiny, a to metody neinvazivní a invazivní (3). Mezi neinvazivní metody zobrazování cévního systému patří dopplerovská ultrasonografie, CTA a MRA. Klasická angiografie prováděná na katetrizačním sále je metodou invazivní - k zobrazení cévního systému je nutná manipulace v cévním řečišti.

1.2.2 Digitální subtrakční angiografie

Angiografii lze obecně rozdělit na zobrazení tepenného systému (*arteriografii*) a zobrazení žilního řečiště (*flebografii*). Angiografická vyšetření jsou prováděna na speciálních pracovištích – angiografických sálech. Jejich základní součástí je angiografický komplet. Jde o rentgenový přístroj, který umožňuje skiaskopickou kontrolu zavedení instrumentária a následné snímkování (3). Díky uložení rentgenky proti zesilovači na pohyblivém C-rameni lze provádět skiaskopii i snímkování v různých volitelných projekcích. Pacient leží na volně pohyblivém stole - tzv. plovoucí desce. K podání kontrastní látky se při angiografiích používá automatická tlaková stříkačka. Ta umožňuje rychlou aplikaci kontrastní látky konstantní rychlostí koordinovanou se snímkováním. Při konvenční angiografii bylo prováděno snímkování na rentgenové filmy velkého formátu, které byly rychle vyměňovány v tzv. měničích. Tato metoda má již jen historický význam. Součástí starších přístrojů mohly být i kamery pro rentgenkinematografii, umožňující záznam obrazu na svitkový film rychlostí až 50 obrazů za sekundu (15). Digitální subtrakční angiografie (DSA) je moderní technika, která nahradila zastaralé klasické snímkování digitálním záznamem obrazu. Základním principem je digitalizace skiaskopického obrazu a počítačová subtrakce obrazů před a po nástřiku kontrastní látky. Subtrakce vede k odstranění struktur (zejména skeletu) patrných na nativním obraze. Po počítačovém odečtení těchto struktur se zobrazí pouze kontrastní látkou naplněné cévy. Princip digitální subtrakce: 1. nativní snímek před nástřikem KL, 2. nativní snímek převedený na negativ, 3. snímek po nástřiku KL bez subtrakce, 4. dostaneme obraz

kontrastem naplnění cévy, který vznikl odečtením obrazů 2 a 3. Výhodou DSA proti staré konvenční technice je možnost použití menšího množství kontrastní látky, menší zátěž pacienta zářením a lepší zobrazení úseků cév překrytých skeletem. Nevýhodou DSA je nepatrně menší prostorové rozlišení (15). Protože pro naprostou většinu typů vyšetření převažují výhody subtrakčního obrazu, DSA tak dnes již plně nahradila morálně zastaralou konvenční angiografii se záznamem na film. V současné době lze díky pokročilému instrumentariu vyšetřit cévní morfologii v jakékoliv oblasti.

Výčet nejběžnějších angiografických vyšetření na DSA pracovišti v ÚVN :

- vyšetření aortálního oblouku, tepen hlavy a krku
- vyšetření břišní aorty, pánevního řečiště a tepen dolních končetin
- vyšetření hrudní aorty, tepen míchy a páteře
- vyšetření renálních tepen
- vyšetření tepen horních končetin
- vyšetření spinálních tepen
- vyšetření plicního řečiště

Počet a frekvence těchto vyšetření se liší podle preference jednotlivých pracovišť.

Nejčastějšími patologickými nálezy při vyšetření jsou změny v průběhu tepny, zúžení (stenóza) tepny nebo naopak dilatace tepny (např. aneurysma). Dalším nálezem může být obliterace (uzávěr) tepny, neovaskularizace, arteriovenózní píštěl, malformace a trauma tepny.

1.2.3 Endovaskulární intervence

Základ intervenčních endovaskulárních metod je v diagnostické katetrizaci. Nahrazují či usnadňují chirurgický výkon. Možnost využití katetrizace k intervencím v cévním řečišti úzce souvisí s rozvojem angiografie. První arteriogramy zhotovili Portugalci Egas Moniz a Reynaldo dos Santos roku 1927. Kontrastní látku vstříkovali do vypreparované cévy a podařilo se jim na film zobrazit cévy mozku (21). Roku 1929 provedl sám sobě Werner Forssman za použití močového katétru první koronarografii. Za jednoho ze zakladatelů intervenční radiologie je považován Charles Dotter, který jako první navrhl a provedl v roce 1963 perkutánní transluminální angioplastiku.

Vaskulární intervence jsou léčebné miniinvazivní postupy, které se provádějí buď na cévním systému samotném nebo jeho prostřednictvím. Výkony intervenční radiologie jsou prováděny na angiografických kompletech. Většinou předchází diagnostická angiografie. Metody intervenční radiologie jsou dnes plnohodnotnou součástí léčebných postupů prakticky všech oborů a mají své jednoznačné místo v péči o nemocné (3). Díky zdokonalení instrumentaria a terapeutických algoritmů se některé intervenční metody staly metodou první volby při léčbě pacienta.

Stručný popis nejběžnějších intervenčních vaskulárních výkonů prováděných v ÚVN :

1) Endovaskulární embolizace - ta se provádí zejména u nekontrolovatelného akutního krvácení, kde chirurgická či medikamentózní léčba je neúspěšná či nevhodná. Nejčastěji se jedná o embolizaci intrakraniálních aneuryzmat. Jejich ruptura způsobí subarachnoideální krvácení (SAH). To ohrožuje pacienta přímo na životě. Dále se embolizace využívá pro předoperační nebo paliativní snížení vaskularizace tumorů, k chemoembolizaci tumorů a při léčbě AVM. K embolizaci se používají buď solidní částice různých velikostí (Spongostan, Partikule – PVA, Embosféry, DC Beads, embolizační spirály, odpoutatelné balónky), tkáňová lepidla (Histoakryl) nebo tekutiny (absolutní alkohol, Etoxysklerol).

2) Implantace stentu. Stentem se obecně rozumí výztuž trubicového orgánu a jeho úkolem je udržet průsvit a tím i průchodnost zúžené či uzavřené tubulární struktury (3). Indikací k implantaci stentu do cévního řečiště je obecně neuspokojivý výsledek po předchozí PTA nebo vysoká pravděpodobnost vzniku restenózy po provedené PTA. Primární implantace stentu bez ohledu na výsledek PTA je indikována u komplexních lézí a uzávěrů v oblasti pánevního řečiště, uzávěrů renálních tepen a aterosklerotických stenóz vnitřních krkavic u pacientů, kteří nejsou vhodní k chirurgické léčbě.

3) Perkutánní transluminální angioplastika (PTA) Principem metody je mechanická dilatace stenotického či uzavřeného úseku cévy pomocí speciálně upraveného balónkového katétru. Využívá se u postižení končetinových tepen, karotických tepen, renálních tepen (perkutánní transluminální renální angioplastika - PTR), supraaortálních tepen a v neposlední řadě i u stenóz a uzávěrů dialyzačních A-V shuntů.

4) Lokální trombolýza. Principem lokální trombolýzy je přímá aplikace trombololytika, které akceleruje fibrinolytické procesy v trombu. Trombololytikum se aplikuje přímo do trombu nebo co nejbližší k trombu. Indikací jsou relativně čerstvé arteriální uzávěry (včasný záchyt při CMP), ale i žilní uzávěry, uzávěry AV dialyzačních píštělí, cévních bypassů a trombotické komplikace angiografických vyšetření a PTA.

5) Implantace stentgraftu. Stentgraft je kombinace stentu a syntetické cévní protézy. Tělo stentgraftu může být tvořeno pouze vlastní cévní protézou, jejíž konce jsou připojeny ke stentům. Ty umožňují fixaci protézy ke stěně endoluminální cestou ("stented graft"). Stentgraft může být rovněž tvořen v celém rozsahu kovovou konstrukcí, která je potažena zevnitř nebo zvenčí cévní protézou ("grafted stent"). Používá se např. k endovaskulární léčbě aneuryzmatu abdominální aorty (AAA).

Mezi další intervenční výkony patří implantace intravenózního portu, TIPS (transjugulární intrahepatální portosystémový zkrat), PTD (Perkutánní transhepatální drenáž), zavedení filtru do dolní duté žíly a embolizace nádorů přímým nápicem

1.3 Radiační ochrana

1.3.1. Historie radiační ochrany

Vznik radiační ochrany je možné datovat do období krátce po objevu paprsků - X W. C. Roentgenem v roce 1895. V té době ještě nepředstavovala radiační ochrana samostatný obor. Již v prvních letech po objevu záření X došlo rychle k široké aplikaci zdrojů Roentgenova záření, zejména v lékařství. Velmi brzy došlo i k poškozením uživatelů nebo i pacientů. Do roku 1910 již byly známy všechny typy poškození, s výjimkou genetického. V roce 1928 byla na II. mezinárodním radiologickém kongresu ve Stockholmu ustanovena Mezinárodní komise ochrany před zářením (ICRP), jenž je nezávislým odborným orgánem vytvořeným Mezinárodním radiobiologickým kongresem. Byla sestavena první doporučení o radiační ochraně, včetně doporučení ICRP z r.1928. Významnější obecné koncepční formulace se v dokumentech ICRP objevují až po 2. světové válce, což souvisí s prudkým vzrůstem významu jaderné energie a ionizujícího záření pro odborné, politické a hospodářské kruhy a zejména pro obecnou veřejnost po válečném využití jaderné síly a při otevírajících se možnostech jejího mírového využití. Již v prvních doporučeních v padesátých letech se v dokumentech objevuje výzva k udržování dávek tak nízko, jak je to prakticky dosažitelné. Návrhy prakticky realizovatelných a biologicky i sociálně odůvodnitelných přístupů radiační ochrany ve vztahu k jejímu řízení z hlediska těchto účinků přichází až v letech sedmdesátých, přijetím doporučení ICRP o optimalizaci ochrany (v roce 1973) a systému limitování dávek v doporučení ICRP 26 (1977). Tímto postupným vývojem byly položeny základy současné radiační ochrany a vychází z něj všechny dnes platné nejdůležitější vyhlášky a doporučení. Stěžejním úkolem ICRP je sledovat a vydávat doporučení a odborné podklady členským zemím, které jsou zpravidla základem pro národní právní předpisy a zákonné normy v ochraně před ionizujícím zářením.

1.3.2 Legislativa

V České republice ustanovují obecné požadavky na radiační ochranu zákon č. 18/1997 Sb., ze dne 24. ledna 1997, o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) v posledním znění – zákon č. 13/2002 Sb. (platnost od 1.7.2002), vyhláška č. 315/2002 Sb., kterou se stanoví činnosti, které mají bezprostřední vliv na jadernou bezpečnost, a činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany, požadavky na kvalifikace a odbornou přípravu, způsob ověřování zvláštní odborné způsobilosti a udělení oprávnění vybraným pracovníkům a způsob provedení schvalované dokumentace pro povolení k přípravě vybraných pracovníků a vyhláška č. 307/2002 Sb. o požadavcích na zajištění radiační ochrany.

1.3.3 Atomový zákon

Zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů byl připravován v letech 1993 – 97, je založen na *ICRP 60 and IAEA BSS*. Novelizován byl zákonem č. 13/2002 Sb. z důvodů harmonizace legislativy s EU. Tento zákon upravuje :

- působnost a kompetence Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB)
- způsob využívání jaderné energie a ionizujícího záření a podmínky vykonávání činností souvisejících s využíváním jaderné energie a činností vedoucích k ozáření
- principy radiační ochrany - systém ochrany osob a životního prostředí před nežádoucími účinky ionizujícího záření
- povinnosti při přípravě a provádění zásahů vedoucích ke snížení přírodního ozáření a ozáření v důsledku radiačních nehod
- zvláštní požadavky pro zajištění občanskoprávní odpovědnosti za škody v případě jaderných škod

- podmínky zajištění bezpečného nakládání s radioaktivními odpady
- oblast limitování dávek (směrné hodnoty)
- činnosti, které vyžadují povolení
- klasifikace zdrojů ionizujícího záření
- zavedení systému jakosti
- kategorizace pracovišti

1.3.4 Koncepce a základní principy radiační ochrany

Ochrana před ionizujícím zářením vychází z poznatků o biologických účincích ionizujícího záření, jeho vlivu na zdraví, z rozboru faktorů ovlivňujících výši ozáření a ze společenských principů, organizačních a právních zásad, jimiž je řízena ochrana zdraví ve společnosti (20). Cílem radiační ochrany je vyloučit deterministické účinky záření a riziko stochastických účinků udržovat na rozumně přijatelné nízké úrovni. Koncepce a principy radiační ochrany se řídí vyhláškou č. 307/2002 Sb.

Radiační ochrana stojí na čtyřech základních principech. Jsou to :

1, Princip zdůvodnění činností a zdrojů

Přínos pro jednotlivce nebo společnost musí vyvážit újmu. Dle atomového zákona (7) musí každý, kdo využívá jadernou energii nebo provádí činnosti vedoucí k ozáření nebo zásahy k omezení přírodního ozáření nebo ozáření v důsledku radiačních nehod, dbát na to, aby toto jeho jednání bylo odůvodněno přínosem, který vyváží rizika, která při těchto činnostech vznikají nebo mohou vzniknout. Žadatel o povolení předkládá průkazy o přínosech a škodách. Zdůvodnění použití zdroje je první krok v radiační ochraně.

2, Princip optimalizace ochrany

Pro všechny zdroje v rámci dané činnosti musí být velikost individuálních dávek, počet osob vystavených záření a pravděpodobnost ozáření tak nízká, jak je rozumně dosažitelné (8). Pro tento princip se používá zkratka ALARA (as low as reasonably achievable). V souvislosti s optimalizací jsou zavedeny směrné hodnoty pro lékařské ozáření. Jsou

stanoveny ve spolupráci lékařských odborných společností a státního dozoru. Ukazují jak nízké dávky jsou dosažitelné pro daný výkon při využívání standardní praxe. Nejsou to limity ani meze a je možné je na základě klinického posouzení překročit.

3, Princip limitování ozáření

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen omezovat ozáření osob tak, aby celkové ozáření způsobené možnou kombinací ozáření z činností vedoucích k ozáření nepřesáhlo v součtu stanovené dávkové limity (8). Limity pro ozáření jsou stanoveny zvlášť pro pracovníky se zdroji IZ a zvlášť pro obyvatelstvo. Vyhláška č. 307/2002 rozlišuje několik druhů základních limitů. Patří sem základní limity, zvláštní limity a odvozené limity. Současně rozlišuje tři referenční úrovně (záznamovou, vyšetřovací a zásahovou). Limitům nepodléhá lékařské ozáření, havarijní ozáření a ozáření z přírodních zdrojů IZ

4, Princip zabezpečení zdroj ionizačního záření (ZIZ)

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

1.3.5 Usměrňování lékařské expozice

Lékařská expozice představuje nejvýznamnější podíl ozáření člověka ze všech umělých zdrojů záření (viz. tabulka č. 4) (10). Podílí se na ní jak diagnostika (rentgenová a radionuklidová vyšetření), tak i terapie. Lékařskou expozicí označujeme ozáření osob, které jsou vyšetřovány nebo léčeny v rámci výkonů, jimž se podrobují ve zdravotnických zařízeních. Do této kategorie dále náleží ozáření osob - neprofesionálů, kteří pomáhají při vyšetření, ozáření návštěvníků pacientů a ozáření při lékařských výzkumech. Do kategorie lékařské expozice nepatří ozáření zdravotnického personálu, ozáření pacientů čekajících na vyšetření a ani ozáření jednoho pacienta druhým (např. brachyterapie, nukleární medicína). Dle Atomového zákona může lékařské ozáření provádět pouze držitel povolení k nakládání se zdroji ionizujícího záření. K lékařskému ozáření mohou být používány pouze zdroje

ionizujícího záření typově schválené SÚJB. Vyhláška 307/2002 Sb. stanoví podrobnosti podmínek lékařského ozáření, směrné hodnoty ozáření osob s ohledem na léčebné účinky pro zdraví pacientů, náležitosti programů zabezpečování jakosti lékařských úkonů a výkonů a požadavky na zvláštní odbornou způsobilost osob podílejících se na těchto výkonech.

Tabulka č.4 : Podíl jednotlivých zdrojů na ozáření jedince / rok

P Ř Í R O D N Í	Zdroj záření	Efektivní dávka (mSv/rok)	Podíl (%)	88 %
		Vnitřní ozáření přírodními radionuklidy v těle	0,25	
	Kosmické záření (sekundární)	0,4	14	
	Terestrální (zemské) záření	0,45	17	
	Radon a jeho rozpadové produkty	1,3	48	
U M Ě L É	Radioaktivní spad (jaderné zbraně a havárie)	0,005	0,02	12 %
	Technické a spotřební předměty	0,005	0,02	
	Jaderná energetika (mimo havárie)	0,001	0,04	
	Profesní ozáření	0,002	0,08	
	Lékařská ozáření (diagnostika, terapie)	0,3	11	

V příloze vyhlášky č. 307/2002 Sb. jsou stanoveny diagnostické referenční úrovně. Ty jsou úrovněmi dávek případně aplikované aktivity používané při diagnostických postupech v rámci lékařského ozáření, jejichž překročení se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg při použití standardních postupů a správné praxe neočekává. Pro jednotlivá angiografická vyšetření a jednotlivé intervenční výkony referenční hodnoty nejsou

stanoveny. Je zde pouze stanovena diagnostická referenční hodnota pro digitálně zpracovaný snímek pro DSA systém. Stanovena je vstupní povrchová dávka 1mGy/snímek pro vyšetření v oblasti břicha.

Lékařské ozáření se musí řídit všeobecnými principy radiační ochrany, ačkoliv pro něj nejsou stanoveny striktní limity. Odeslání pacienta k radiodiagnostickému vyšetření musí být zdůvodněno odesílajícím lékařem (5). Jeho rozhodnutí by mělo být založeno na přesném zhodnocení indikací pro rentgenové vyšetření, na jeho očekávaném diagnostickém přínosu a na předpokládaném způsobu, jak výsledky vyšetření ovlivní diagnózu a následnou léčbu pacienta. Je důležité, aby při tomto hodnocení byly uvažovány i biologické účinky ionizujícího záření. Pro zdůvodnění je důležitý fakt, že nezbytné výsledky nemohou být získány jinými metodami, které jsou spojeny s nižšími riziky pro pacienta. Zvolený zobrazovací postup by měl mít dostatečnou citlivost, specificitu, přesnost a předpovědní hodnotu s ohledem na konkrétní klinický dotaz. Klinicky zdůvodněné rentgenové vyšetření by mělo být provedeno za optimálního využití ionizujícího záření. Musí být optimálně vyvážená dávka pro pacienta, výtěžnost vyšetření a použitá vyšetřovací technika. Při ozáření je nutné bez ztráty nezbytné diagnostické informace omezit absorbovanou dávku na minimum. Důležité je omezit frekvenci zbytečných opakovaných vyšetření. Jak již bylo uvedeno výše, u dávek pacientů se nepoužívá princip limitování individuálních dávek. Stanovení diagnózy a řešení rozličných klinických komplikací má přednost před formálními pravidly. Pokud je výkon zdůvodněn a ochrana optimalizována, dávka pacientovi bude v souladu s lékařskými cíly a měla by být v mezích diagnostických referenčních úrovní.

1.3.6 Technické parametry RTG přístrojů ovlivňující kvalitu záření

Následující parametry rentgenových přístrojů mají vliv na kvalitu použitého ionizačního záření a zároveň ovlivňují kvalitu získané diagnostické informace. Z pohledu radiační ochrany jsou proto důležité, neboť mají vliv na celkovou dávku při lékařském ozáření a přitom je lze měnit.

Velikost ohniska. Většina moderních rentgenek má možnost volby dvou optických ohnisek. Lze je volit manuálně nebo se mění automaticky dle požadovaného výkonu (1). Větší ohnisko = větší výkon a větší neostrost. menší ohnisko = menší výkon, vyšší ostrost.

Napětí na rentgence. Je to potenciální rozdíl mezi anodou a katodou rentgenky. Napětí spolu s filtrací určuje nejen kvalitu rentgenového záření, ale významně ovlivňuje dávku pro pacienta. Volba expozičních parametrů je dána typem vyšetření vždy a tělesnou stavbou pacienta.

Filtrace. Filtry zeslabují nízkoenergetickou složku spektra, která nepřispívá k tvorbě obrazu a je bezúčelně absorbována v těle pacienta. Použitím filtrů se záření stává pronikavějším, klesá dávka na kůži. Celková filtrace je dána vlastní a přídavnou. Vlastní filtraci představuje okénko krytu rentgenky, chladicí olej atd. Přídavné filtry jsou vyrobeny z hliníku, mědi, rhodia nebo molybdenu a jsou voleny dle nastaveného napětí tak, aby splňovaly stanovené podmínky dané předpisy (1).

Expoziční automatika (AEC). Zajišťuje optimální nastavení expozice a její reprodukovatelnost. Součástí expoziční automatiky jsou ionizační komůrky, které v momentě kdy naměří dosažení nastavené úrovně signálu, ukončí expozici. U skiaskopie řídí velikost krčmového příkonu na receptor (zesilovač, flat panel, CCD detektor)

Expoziční čas. Čas potřebný k provedení expozice. Kratší čas snižuje pohybovou neostrost.

Vymezení svazku rentgenového záření. Z hlediska radiační zátěže pacienta je tento parametr jedním z nejdůležitějších. Vymezení primárního svazku záření na nezbytně nutnou velikost ovlivňuje nejen celkovou dávku pacienta, ale také kvalitu obrazu (množství sekundárního záření).

Vzdálenost ohnisko – povrch pacienta. Hustota toku částic klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje ionizujícího záření. Pro dobrou kvalitu obrazu by rentgenka měla být od pacienta co nejdále a kazeta s filmem (jiné záznamové zařízení) naopak co nejbližší (viz. geometrická neostrost).

Sekundární clona. Odstraňuje rozptýlené záření, které vzniká v objektech ozářených IZ. Zvyšuje ostrost a kontrast.

Aby byla garantována kvalita zobrazení a snížena radiační zátěž pacientů a personálu rozvíjí Světová zdravotnická organizace (WHO) od r.1980 program zajišťování kvality radiodiagnostických vyšetření. Součástí programu jsou i různé druhy zkoušek, které je provozovatel zdroje povinen zajišťovat v předepsaných intervalech. Zkoušky mají zajistit udržení kvality vyšetření a včas odhalit negativní změnu vlastností rtg zařízení. Patří sem typové zkoušky, přejímací zkoušky, zkoušky dlouhodobé stability a zkoušky provozní stálosti. Četnost a typ zkoušek pro jednotlivé ZIZ upravuje zákon.

1.3.7 Veličiny používané v radiační ochraně

Ekvivalentní dávka

Různé druhy záření mají z hlediska možného výskytu stochastických účinků různou důležitost, a proto byly zavedeny radiační váhové faktory w_R a definována veličina ekvivalentní dávka H_T ve tkáni či orgánu (2). Ekvivalentní dávka je definována jako součin radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky $D_{T,R}$ v orgánu nebo tkáni T pro ionizující záření R , nebo součet takových součinů, jestliže pole ionizujícího záření je složeno z více druhů nebo energií. Pravděpodobnost stochastických účinků závisí nejen na druhu záření, ale také na citlivosti jednotlivých orgánů či tkání vůči záření. Míru závažnosti ozáření daného orgánu v celotělovém ozáření charakterizují váhové faktory w_T . Vzorec pro výpočet ekvivalentní dávky je :

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

Efektivní dávka

K usnadnění srovnatelnosti dávek z různých typů radiodiagnostických výkonů byla definována veličina, která zohledňuje oba tyto faktory (typ a energii záření a radiosenzitivitu jednotlivých tkání). Tato dvojnásobně vážená absorbovaná dávka se nazývá efektivní dávka E . Je definována jako součet součinů tkáňových váhových faktorů w_T a ekvivalentní dávky HT v ozářených tkáních nebo orgánech T . Jednotkou efektivní dávky je sievert (Sv), což je 1 J/kg. Běžně užívanou menší jednotkou je milisievert (mSv) neboli 1/1000 sievertu. Vzorec pro výpočet :

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

Veličina, která charakterizuje součet efektivních nebo ekvivalentních dávek všech jednotlivců v určité skupině se nazývá kolektivní efektivní, popř. ekvivalentní dávka.

Dávkový ekvivalent H

To je součin absorbované dávky v uvažovaném bodě tkáně a jakostního činitele Q vyjadřujícího rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření. Hodnoty Q plní stejnou funkci jako hodnoty radiačního váhového faktoru, který, na rozdíl od jakostního činitele Q , zohledňuje i další okolnosti ozáření (např. orientaci těla vůči směru záření). Z tohoto důvodu nejsou hodnoty Q a w_R zcela identické.

Osobní dávkový ekvivalent Hp(d)

Je to dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v hloubce tkáně d . Tato veličina se používá pro účely monitorování zevního ozáření pracovníků se zdroji IZ.

1.4 Dozimetrie ionizujícího záření

Dozimetrie je fyzikální obor, který se zabývá stanovením dávky jakožto míry fyzikálních účinků záření v ozářené látce a stanovením distribuce dávky v ozářeném

objektu. Dozimetrie se dále zabývá studiem vlastností ionizujícího záření, jeho monitorováním a usměrňováním rizik pro obyvatelstvo i pracovníky se zářením (1), (4). K detekci ionizujícího záření se využívají různé detektory. Princip funkce těchto detektorů je založen na interakci mezi ionizujícím zářením a prostředím. Detektory ionizačního záření můžeme třídit podle různých kritérií (10). Dle principu detekce je můžeme rozdělit do tří skupin :

- Elektronické detektory – energie ionizačního záření je zde přeměněna na elektrické impulzy. Patří sem ionizační komory, Geiger-Mullerovy počítače, scintilační detektory, polovodičové detektory, atd.
- Fotochemické detektory - jsou založeny na fotochemickém účinku záření (osobní filmový dozimetr).
- Materiálové detektory - jsou založeny na dlouhodobých změnách, které jsou v látce způsobeny ionizačním zářením (např. TLD, 3-dimenzionální gelové dozimetry).

Podle časového průběhu detekce můžeme detektory rozdělit na kontinuální a kumulativní.

Nejrozšířenějším a nejjednodušším elektronickým detektorem ionizačního záření je ionizační komora (10). Komora je tvořena dvěma elektrodami (anoda, katoda), různého tvaru, které jsou umístěny ve vhodné plynové náplni (vzduch nebo jiný plyn) za různého tlaku. Za normálních okolností neprochází mezi elektrodami téměř žádný proud. Při interakci plynu a ionizujícího záření jsou ionty vytvořené ionizujícím zářením přiváděny elektrickým polem k elektrodám komory a ve vnějším obvodu se projeví buď ionizačním proudem nebo krátkým napěťovým impulzem. Ionizační komory pro elektromagnetické záření využívají sekundární ionizace způsobené elektrony, které jsou uvolněny vzájemným působením elektromagnetického záření a náplně nebo stěnami komory. Ionizační komory rozlišujeme tzv. velké (objem několika litrů), které slouží k měření rozptýleného záření, a malé komůrky náprstkové (0,5 – 2 cm³), kterými měříme např. dávkový příkon primárního svazku. Při měření zaregistrujeme určitý ionizační proud i tehdy, není-li ionizační komora

vystavena účinku ionizujícího záření. Tento proud se nazývá pozadí ionizační komory a je způsoben kosmickým zářením, radioaktivním materiálem ionizační komory, kontaminací ionizační komory, nečistotami a vlhkostí .

1.4.1 Stanovení dávky pacienta

Měření dávky pacientů v angiografii je velmi složité. Je zde mnoho parametrů, které jsou proměnné a přitom mají na absorbovanou dávku významný vliv. Angiografické systémy používají různé pracovní režimy při skiaskopii a různé obrazové akvizice pro skiografii s odlišnou dávkou a různou kvalitou obrazu. Povaha rentgenového svazku se také různí v nastavení kV a vlivem filtrace. Dále se během výkonu mění geometrie snímkování. Mění se sklon a vzdálenost C-ramene vůči pacientovi. Průběžně se během výkonu může měnit elektronické zvětšení, kolimace, klínové filtry. Používají se různé pulzní režimy, mění se dávka na puls i délka pulzu, atd. Také délka scény a počet snímků se mění. Všechny tyto parametry se liší u jednotlivých vyšetření. Dalším faktorem je tloušťka vyšetřovaného objemu, která ovlivňuje nastavení expozice. Existují tři úrovně sběru informací pro dozimetrické stanovení dávek pacientů (11):

- a) záznam počtu snímků a délky skiaskopického času
- b) počet snímků, délka času a DAP
- c) počet snímků, délka času a DAP, rozložení povrchové dávky na kůži

Všechny nové rentgenové přístroje pro intervenční radiologii jsou již vybaveny zařízením, jež poskytuje informace o kvantitativním ozáření vyšetřované osoby. Nejčastěji se je tímto měřicím přístrojem tzv. DAP - metr. Tento přístroj nám dává informace o součinu dávky a plochy - DAP. Toto zařízení se skládá se ze tří částí: ionizační komory, měřicí části a zařízení pro kontrolu stability. Plochá, rentgentransparentní ionizační komora se umísťuje kolmo na průřez svazku do prostoru mezi pacienta a clonu rentgenky, zpravidla přímo na kryt clony tak, aby jí svazek beze zbytku procházel. Nijak neruší výsledný obraz. Komora je připojena k elektrometru, na kterém se odečítá hodnota DAP. Odezva je díky

faktu, že dávka klesá se čtvercem vzdálenosti, stejná ve všech rovinách kolmých na osu svazku (pokud se neuplatní zpětný rozptyl). Byly testovány i další dozimetrické metody, které se snaží o získání informací o dávkové distribuci na kůži. Tyto metody jsou přesnější, ale zatím velmi složité a drahé pro rutinní používání. Firma KODAK vyvinula metodu tzv. slow radiographic films. Je to řada TLD dozimetrů ve formě chipu umístěných pod každý film (KODAK X-OMAT-V). Ty jsou saturovány zářením, které dopadá při expozici na film. Chip tak přidá velmi přesnou informaci o dávce v DICOM formátu ke každému snímku. Další variantu této metody představuje tzv. „radiochromic films“ (11). Tyto metody mají mnohá omezení a jsou používány spíše experimentálně. V praxi se ke stanovení orgánových dávek využívají tyto metody : a) měření na povrchu těla pacienta (vstupní a výstupní dávky vhodnými dozimetry), b) měření na fantómu lidského těla a c) stanovení dávky pomocí matematického modelu.

Měření na fantomech lidského těla

Pro účely ochrany před zářením se provádí měření dávek na fantomech, ve kterých se ukládají dozimetry na předem určená místa. Měření se realizuje v přesně definovaných ozařovacích podmínkách. Z těchto důvodů se používá tato metoda také ke stanovení dávek v orgánech při rentgenových vyšetřeních. Vhodný typ fyzikálního fantomu je Aldersonův fantóm z tkáňově ekvivalentní látky, který obsahuje lidskou kostru a maketu plic, jejíž složení odpovídá plicní tkáni. Nechá se rozložit na řezy, ve kterých jsou otvory pro dozimetry. Měření v fantómu se získají odpovídající hodnoty dávek v místě uložení. Tohoto měření se velmi často využívá v radioterapii. K určitému omezení dochází při výpočtu dávek v červené kostní dřeni. Tato metoda je vhodná pro výpočet efektivního dávkového ekvivalentu vybraných typů vyšetření, zejména těch, která jsou závažná z hlediska ozáření nebo při srovnávání různých metodik rentgenových vyšetření z hlediska radiační zátěže. Zakládání dozimetrů, přesné označení jejich uložení a vyhodnocování velkého počtu TLD je časově náročné, a proto nelze tuto metodu používat pro rozsáhlé studie sledování zátěže pacientů.

Matematický model

Vedle metody stanovení dávek měřením na fantómech se v posledních letech uplatňuje metoda matematického modelu. Základem je matematický fantom, který simuluje tělo průměrného člověka a metoda Monte Carlo, která modeluje průchod velkého množství fotonů látkou a sdílení energie této látky. Vše je pak zpracováno počítačovým programem. Program PCXMC (PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations) je určen k výpočtu středních absorbovaných dávek v tkáni nebo orgánu a efektivní dávky při lékařských rentgenových vyšetřeních. Matematický model musí zohledňovat anatomické poměry jednotlivých částí, tkání a orgánů i jejich prvkové složení. Z hlediska matematického zpracování jsou skutečné tvary a velikosti orgánů nahrazeny jednoduchými geometrickými tvary vnějšího vzhledu těla, vnitřních orgánů a skeletu, uložení vnitřních orgánů je vyjádřeno souřadnicemi a každý orgán nebo jeho části jsou považovány za homogenní svým chemickým složením.

1.4.2 Dozimetrické veličiny a jednotky

Dávka (D)

Absorbovaná dávka D je důležitou veličinou, jež je definována jako poměr střední energie dE sdělené v objemovém elementu dávky o hmotnosti dm a hmotnosti tohoto elementu (6). Jednotkou absorbované dávky je joule na kilogram, 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 :

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Pro sdělenou energii platí vztah : $\epsilon = \sum \epsilon_{in} - \sum \epsilon_{ex} + \sum Q$, kde první člen na pravé straně rovnice je součet energií všech přímo a nepřímo ionizujících částic, které do daného

objemu vstoupily; druhý člen je součet energií všech částic, které objem opustily; poslední člen představuje součet všech změn (úbytků s kladným a přírůstků se záporným znaménkem) klidových energií jader a elementárních částic při jakýchkoliv jaderných přeměnách, k nimž uvnitř daného objemu došlo.

Kerma (K)

Je definována poměrem dE_k/dm , kde dE_k je součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v určitém objemu látky o hmotnosti dm . Jednotkou kermy je, stejně jako jednotkou absorbované dávky 1 Gy.

Povrchová dávka

Je definována jako absorbovaná dávka v místě vstupního povrchu ozářeného objektu včetně vlivu zpětného rozptylu. Většinou se definuje na ose svazku záření. Jednotkou je Gy a k jejímu přímému měření slouží termoluminiscenční dozimetry. Nepřímo se dá určit změřením kermy ve vzduchu (nebo součinu dávky a plochy - DAP) ionizační komorou a vynásobením získané hodnoty příslušným součinitelem zpětného rozptylu. Povrchová dávka je uvažována jako nejvhodnější ukazatel na možný výskyt deterministických účinků ionizujícího záření.

Dávkový příkon

Je poměr přírůstku dávky dD za čas dt . Jednotkou je $Gy.s^{-1}$, často se dávkový příkon vyjadřuje v $mGy.h^{-1}$ nebo v $\mu Gy.h^{-1}$.

Expozice (X)

Expozice se definuje výhradně jen pro vzduch, je dána poměrem dQ/dm , kde dQ je absolutní hodnota 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 . Jednotkou je coulomb na kilogram (C.kg⁻¹). Veličina expozice se dnes v dozimetrické praxi určena jen pro etalonáž ionizujícího záření - místo ní se doporučuje používat kermu (dávku) ve vzduchu nebo ve tkáni.

Součin kermy a plochy (KAP)

Součin kermy a plochy je definován jako součin plochy užitečného svazku a kermy ve vzduchu na průřezu užitečného svazku, přičemž obě veličiny jsou měřeny ve stejné vzdálenosti od ohniska. Jednotkou KAP je Gy · m². Podobnou veličinou je součin dávky a plochy (DAP). V rozsahu energií, které se používají v radiodiagnostice jsou si hodnoty těchto dvou veličin rovny. K určení hodnot DAP je pro účely této práce použito měřicí zařízení PTW Diamentor M4-KDK o němž bude pojednáno níže.

1.5 Mimořádná událost při angiografickém výkonu

Práce se zdroji ionizujícího záření patří k nejlépe zabezpečeným lidským činnostem (2). Přesto stejně jako při každé jiné činnosti člověka může i na pracovištích s rentgenovými přístroji dojít k nehodě. Ta může mít množství různých příčin. Nehodu může způsobit nedodržení bezpečnostních předpisů, technická závada, selhání lidského faktoru při obsluze přístroje a další. Za radiační nehodu označujeme neplánovanou událost, která zvýší ohrožení osob ionizujícím zářením. Vážnost radiační nehody je hodnocena třemi stupni závažnosti:

1. stupeň : Drobná nehoda nebo mimořádná událost (MU), při které nedochází k deterministickým účinkům ozáření. Událost vede nebo může vést k nepřijatelnému ozáření zaměstnanců a dalších osob (8). Tato událost má omezený, lokální dosah a k jejímu vyřešení či odstranění stačí běžné prostředky obsluhujících pracovníků.
2. stupeň : Jde o závažnější ozáření nebo kontaminaci pracoviště. Tato událost však ještě nevyžaduje vnější zásah k zajištění opatření k ochraně obyvatel a životního prostředí. Událost se označuje za radiační nehodu.
3. stupeň : Jedná se o závažnou radiační nehodu, která je spojená s nebezpečím uvolnění radioaktivních látek do životního prostředí. Tato událost se označuje také jako radiační havárie. Může při ní dojít i k letálnímu ozáření osob v místě havárie. Nehoda vyžaduje

zavedení zvláštních opatření k ochraně obyvatel a k jejímu odstranění je třeba zapojení celého IZS.

Pro hodnocení radiačních nehod v jaderných zařízeních se používá mezinárodní sedmistupňová tabulka.

Rentgenová oddělení patří do kategorie pracovišť s uzavřenými zářiči. Technicky zde mohou nastat mimořádné události patřící mezi první dva stupně hodnocení radiační nehody. Intenzita používaného záření nedosahuje takových hodnot, aby mohla při jednorázovém ozáření dosáhnout hranice deterministických účinků záření. Dosáhnout této hranice nebo ji překročit lze při opakovaných ozářeních. Tento případ lze čistě teoreticky považovat za MU druhého stupně. Na RTG odděleních se můžeme setkat nejčastěji s neplánovaným ozářením osob. To je klasifikováno jako mimořádná událost dle zákona č.18/1997 Sb. a vyhlášky č. 318/2002 Sb. Dalším rizikem je výše zmíněný nárůst kumulativní dávky při opakovaných sezeních. ICRP publikovala případ, kdy celkový čas skiaskopie při embolizaci AVM přesáhl u jedné 17 - leté pacientky během jednoho roku 19 hodin. Celková kumulativní dávka překročila deterministickou hranici. V důsledku toho ztratila během tohoto roku 2 x vlasy (19). To jen dokazuje, že podcenění i zdánlivě nepatrných rizik může vést k poškození pacienta. Významným rizikovým faktorem vzniku poškození kůže je tak při rtg výkonech vysoká radiační dávka z předešlých podstoupených vyšetření.

2. CÍL PRÁCE

Cílem této práce je na základě výše uvedených teoretických znalostí analyzovat radiační zatížení pacienta a personálu při diagnostických a intervenčních endovaskulárních výkonech. Tyto zjištěné údaje budou dále zpracovány, aby mohly být nalezeny rizikové faktory, které by mohly negativně ovlivnit radiační zátěž pacienta a způsobit tak mimořádnou událost. Výsledkem by měl být soubor preventivních opatření, které sníží riziko vzniku mimořádné události na minimum. Dalším cílem je ověřit spojitost mezi radiační zátěží a typem vyšetření, které pacient podstupuje. A dále pak je snahou pojmenovat faktory, které ovlivňují radiační zátěž pacienta a které lze měnit za účelem snížení této zátěže. Pochopení těchto souvislostí může pomoci optimalizovat radiační ochranu pacienta i personálu.

3. METODIKA

3.1 Soubor pacientů

Měření pro účely této diplomové práce probíhalo na angiografickém pracovišti radiodiagnostického oddělení v Ústřední vojenské nemocnici v Praze Střešovicích. Toto pracoviště se specializuje na neurointervence a provádí se zde velmi široké spektrum výkonů. Za rok 2006 zde bylo vyšetřeno 1414 pacientů. Nejčastějším výkonem, který se zde provádí je diagnostická angiografie mozkových cév a diagnostická angiografie tepen dolních končetin. Těchto výkonů však se stále rostoucím potenciálem CT angiografií ubývá. Druhým nejčastějším výkonem je zavádění stentů a provádění PTA, a to jak na mozkových, tak i na periferních tepnách. Na pracovišti se neprovádí žádné koronarografie. Soubor pacientů byl vybrán tak, aby byly zastoupeny téměř všechny diagnostické a intervenční výkony, které se na pracovišti provádí. K posouzení radiační zátěže personálu byly zpracovány údaje z filmových dozimetrů. Na pracovišti se pravidelně střídají 3 lékaři, další dva zde pracují příležitostně. Při výkonech asistují lékařům intervenční sestry, zde konkrétně čtyři. Obsluhu přístroje zajišťují radiologičtí asistenti. Jeden zde pracuje trvale, zbytek se střídá nepravidelně. Pro srovnání osobních dávkových ekvivalentů byly vybrány naměřené hodnoty z dozimetrů tří lékařů, dvou sester a dvou asistentů.

3.2 Použité přístroje

Pracoviště v ÚVN je v současné době vybaveno rentgenovým přístrojem INNOVA 3100 od firmy GE. Tento moderní přístroj pracuje v režimu DSA, je vybaven citlivým digitálním flat panelem, který poskytuje vysoké rozlišení a tím umožňuje velmi přesnou diagnostiku. Přístroj je navíc schopen rotovat kolem pacienta. Díky tomu lze za pomoci speciálních rekonstrukčních programů vytvořit trojrozměrný obraz vyšetřovaného objektu. Provedením rotace je možné zhotovit i axiální řezy, podobné CT obrazům. Pomocí

výkonného softwaru je možný následný postprocessing, který zvyšuje sensitivitu vyšetření. Pevnou součástí rentgenového zařízení tvoří dozimetrický přístroj PTW Diamentor M4 – KDK. Rentgtransparentní ionizační komora tohoto přístroje je umístěna v krytu rentgenky. Další součástí dozimetru je zobrazovací a vyhodnocovací zařízení, jež je umístěno mimo katetrizační sál. Po ukončení vyšetření pacienta jsou tímto přístrojem zaznamenány hodnoty celkového skiaskopického času a součinu dávky a plochy (DAP). Hodnoty DAP přístroj snímá ve vzduchu nezávisle na vzdálenosti pacienta od rentgenky, vše dle normy IEC 60580. Přístroj dále umožňuje sledovat kermový příkon během skiaskopie nebo skiografie, napětí na rentgence a vzdálenost mezi zdrojem záření a pacientem. Kalibrace celého systému byla provedena při přijímací zkoušce a následně pravidelně v průběhu roční zkoušky dlouhodobé stability. Kontrolní hodnota kermy byla měřena v úrovni těla pacienta za simulaci podmínek běžného vyšetření. Přístroj pro kontrolní měření kermy byl zapůjčen firmou, která na našem pracovišti provádí ZDS, ZPS a přijímací zkoušky. Naměřené hodnoty pak byly dosazeny do programu PCXMC a byly vypočítány efektivní dávky.

3.3 Metody a podmínky měření, verifikační měření

K ověření správnosti dat, které byly využity pro výpočet povrchových a efektivních dávek, a které jsem získal ze zabudovaného PTW Diamentoru bylo provedeno samostatné měření s externím DAP metrem. Toto kontrolní měření probíhalo za shodných podmínek, které nastávají při běžných výkonech na pracovišti. Byly použité stejné programy, které ovládají expoziční hodnoty při vyšetření. Byly použité různé hodnoty ZOOM, tak jako při běžných výkonech. Provedeny byly standardní projekce a to zadopřední, šikmé a bočné. Přístroj INNOVA zobrazuje v centimetrech údaje o výšce stolu a vzdálenosti mezi stolem a detektorem. Déle podává informace o sklonu C - ramene a to ve všech směrech. Také jsme zaznamenávali hodnotu ZOOM a velikosti pole. Podmínky měření jsou tak velmi snadno reprodukovatelné. Měřili jsme při těchto hodnotách :

1, Režim RECORD (skiografie)

SID (vzdálenost zdroj – detektor) = 110 cm, TH (výška stolu) = 15 cm, CPD (vzdálenost ion. komora – pacient) = 38 cm, ZOOM = 1, filtrace = 0,1 mm Cu, velikost pole = 14 x 14 cm, výška fantomu = 15 cm.

2, Režim FLUORO (skiaskopie)

SID = 110 cm, TH = 15 cm, ZOOM = 1, filtrace = 0,3 mm Cu, výška fantomu = 15 cm, pole = 14 x 14 cm, pulzní skiaskopie 30 fps.

Použili jsme standardní přednastavené expoziční programy s napětím 82 kV při skiografii a 78 kV při skiaskopii. Ostatní parametry, tzn. mA a ms si přístroj automaticky dopočítává dle tloušťky vyšetřovaného objektu, velikosti pole, zoomu a vzdálenosti SID. Tyto parametry lze v běžném provozu s pacientem těžko reprodukovat, ale při opakovaných měřeních byly při zachování ostatních volitelných hodnot, téměř totožné. Měření nám posloužilo k verifikaci hodnot, které dodává pevně zabudovaný dozimetrický přístroj PTW Diamentor M4 – KDK po každém vyšetření. Byla zjištěna mírná odchylka v reprodukci času expozice, který Diamentor ukazuje. Odchylka činila – 2 sekundy na scénu. Údaje získané PTW Diamentorem z různých vyšetření se pak staly výchozím materiálem pro další statistické zpracování.

3.4 PCXMC

PCXMC je počítačový program založen na matematické metodě Monte Carlo určený pro výpočet absorbované orgánové a efektivní dávky pacienta, který podstoupil lékařské rentgenové vyšetření (17). Autoři jsou finové Tapiovaary, Lakisty a Servomay. Program používá matematicky vytvořený model hermafroditického fantomu a lze s ním vypočítat dávku ve 25 orgánech pacienta. Pomocí matematických vzorců a souřadnicového systému je definován tvar těla a poloha vnitřních orgánů. Orgány jsou modelovány pomocí

jednoduchých těles (válců, kuželů). Pro co největší přiblížení realitě lze volně nastavit věk, výšku a váhu pacienta. Ozáření lze nasimulovat v libovolném sklonu rentgenky a lze měnit různé parametry skiografie a skiaskopie. Účinek záření na pacienta je zde popisován střední absorbovanou dávkou v tkáni nebo orgánu a následně efektivní dávkou. Tyto hodnoty jsou vztažené ke kermě ve vzduchu ve volném prostoru v místě, kde osa svazku vstupuje do těla pacienta. Program pracuje s fotony, které jsou emitovány z izotropního bodového zdroje do pevně daného prostorového úhlu, který je určen vzdáleností ohniska rentgenky a povrchu fantomu a velikostí pole. Dosah sekundárních elektronů v měkké tkáni je pouze zlomek milimetru a je uvažováno, že jejich energie je absorbována přímo v místě interakce (s výjimkou výpočtu dávky v kostní dřeni, viz níže). Program generuje historie jednotlivých fotonů, určuje energie absorbované v orgánech fantomu a z nich následně počítá střední dávky v těchto orgánech. Každý foton je sledován pokud interaguje s fantomem, pokud jeho energie neklesne pod 2 keV. PCXMC počítá absorbované dávky v orgánu či tkáni pro monoenergetické fotony o energiích 10, 20, ... 150 keV (je-li tato maximální hodnota uživatelem zadána) do deseti různých zásobníků pro každou energii. Konečná hodnota středních absorbovaných dávek v orgánu či tkáni pro každou energii je pak dána jako průměr hodnot z deseti zásobníků a statistická chyba je určena z jejich standardních odchylek (17). Tento postup následně umožňuje rychle určit dávky pro reálné spektrum (s max. energií 150 keV), neboť už neprobíhá Monte Carlo simulace. Reálná spektra jsou přitom určena napětím na rentgence, úhlem náklonu anody a filtrací. Vlastní výpočet dávek se provádí po zadání čtyř veličin : kerma ve vzduchu ve volném prostoru v místě, kde centrální osa svazku vstupuje do těla pacienta (mGy), expozice ve volném prostoru v místě, kde centrální osa svazku vstupuje do těla pacienta (mR), součin dávky a plochy (mGy.cm²), součin expozice a plochy (R.cm²). V tomto případě byl zadávanou veličinou součin dávky a plochy, jež byl v průběhu endovaskulárních vyšetření měřen pomocí PTW Diamentoru. Program tuto hodnotu přepočítá na kermu ve vzduchu pomocí dříve zadané velikosti plochy svazku kolmé na centrální osu svazku v místě, kde vstupuje do pacienta. Při výpočtu dávky program postupuje tak, že nejprve pro energie fotonů, jež leží mezi simulovanými

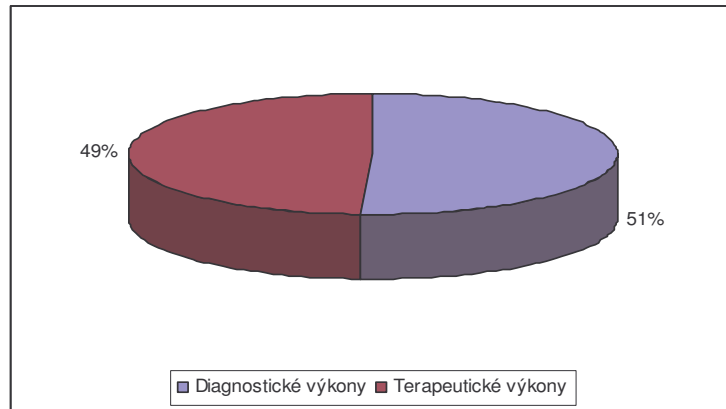
energiemi, provede lineární interpolaci, a poté tato data použije k sumaci přes aktuální rentgenové spektrum a výpočte dávky. Výsledné údaje jsou pak normalizovány tak, aby odpovídaly kermě ve vzduchu v místě, kde hlavní osa svazku vstupuje do těla pacienta. s vypočtenými údaji, tj. středními absorbovanými dávkami v určité tkáni nebo orgánu, efektivní dávkou (v mGy resp. mSv) a jejich příslušnými relativními nejistotami (v %) a procentuálním vyjádřením frakce absorbovaného záření.

4. VÝSLEDKY

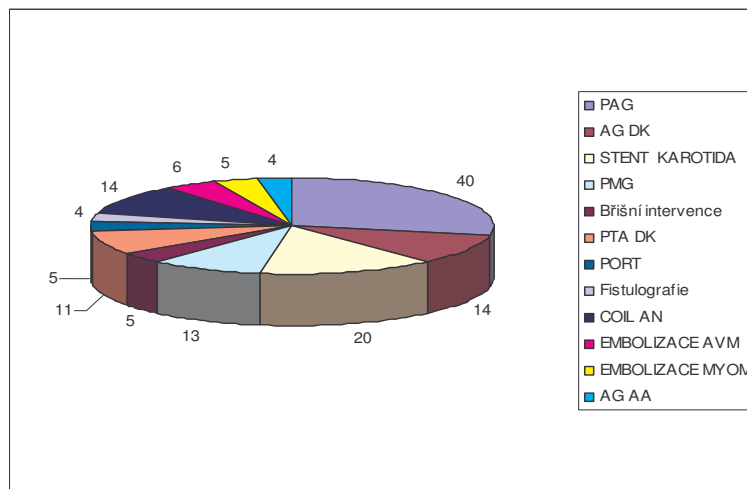
4.1 Kritéria

Pro účely této práce byly posbírány údaje ze souboru pacientů, který byl vytvořen z celkového počtu všech pacientů vyšetřených na angiografickém pracovišti v roce 2006. Podstatné bylo, aby byly zastoupeny všechny nejdůležitější výkony, které se na tomto pracovišti provádí a bylo tak snadné srovnání radiační zátěže. V roce 2006 podstoupilo angiografický výkon 1414 pacientů. Na pracovišti se provádí rozsáhlé spektrum výkonů, které byly pro větší přehlednost rozděleny na výkony diagnostické a terapeutické. Z grafu č.1 vyplývá, že z celkového počtu podstoupilo 719 pacientů diagnostický výkon. U 695 pacientů se jednalo o výkon léčebný, nebo nejdřív pouze diagnostický, který po zjištění pacientovy diagnózy konvertoval v zákrok léčebný. Počet jednotlivých vyšetření je v grafu č.2. Z celkového počtu všech vyšetřených pacientů bylo do zkoumaného souboru zařazeno 141 pacientů což představuje 10% všech pacientů vyšetřených v r. 2006. Je zastoupeno 12 nejčastějších druhů výkonů. Pro vytvoření přehledu radiační zátěže u jednotlivých typů výkonů to považuji za dostatečně reprezentativní vzorek. U každého vyšetření, které je provedeno na našem pracovišti je k popisu pacienta přidán záznam o radiační zátěži, která je naměřena přístrojem Diamentor M4-KDK. Vše je pak vloženo do karty pacienta a uloženo v archivu minimálně po dobu 5 let. Sledované hodnoty ze záznamu Diamentoru byly součin dávky a plochy, celkový čas produkce záření (součet doby skiaskopie a snímkování) a lékař, který výkon prováděl. Dále byla vypočtena povrchová dávka a pomocí programu PCMXC i dávka efektivní. Protože sledovaná vyšetření jsou velmi různorodá a rozdílně technicky a manuálně náročná, jsou naměřené údaje velmi pestré. Jako poslední parametr byla hodnocena radiační zátěž personálu. Vycházelo se z výsledků filmových dozimetrů, které pracovníci na DSA používají. Protože diagnostické a intervenční metody jsou způsobem provedení navzájem velmi odlišné, byly výkony rozděleny do dvou velkých skupin. Jednu tvoří pouze diagnostické vyšetření, druhou pak výkony intervenční.

Graf č. 1 : Poměr výkonů provedených na angiografickém pracovišti v ÚVN v r. 2006



Graf č. 2 : Sledovaný soubor – zastoupení jednotlivých výkonů



4.2 Diagnostické výkony

Nejčastěji prováděnou diagnostickou angiografií je vyšetření cévního zásobení mozku. Při tomto výkonu jsou postupně zobrazeny kontrastní látkou hlavní cévy, které zásobují mozek. Kontrastní náplň je snímkována v režimu DSA a to vždy v PA a bočných projekcích. Dle indikace k vyšetření mohou být doplněny ještě projekce šikmé. Druhým nejčastějším diagnostickým výkonem je angiografie tepen dolních končetin. Vyšetření se

provádí pouze v PA projekci. Kvůli velikosti zájmové oblasti se snímkuje po jednotlivých regionech na několik etap. Další diagnostická vyšetření, které se už provádí v menším počtu je nástřík břišních tepen, kontrolní nástřík shuntů, průkaz mozkové smrti a vyšetření spinálních tepen. Zvláštním nevaskulárním vyšetřením, které spadá do kategorie diagnostických výkonů, a které se u nás jako na jednom z mála pracovišť provádí ve 3D zobrazení, je vyšetření páteřního kanálu s kontrastní látkou (3D perimyelografie – PMG).

Tabulka č. 5 : *Přehled sledovaných diagnostických vyšetření*

<i>Výkon</i>	<i>Počet</i>
<i>Panangiografie (PAG)</i>	40
<i>Angiografie dolních končetin (AG DK)</i>	14
<i>Angiografie břišní aorty (AG AA)</i>	4
<i>Perimyelografie (PMG)</i>	13
<i>Fistulografie</i>	4
<i>Celkem</i>	75

4.2.1 DAP

Přehled naměřených hodnot u srovnávacího parametru součinu dávky a plochy je uveden v tabulce č. 6. Z výsledků je zřetelný rozdíl mezi naměřenými hodnotami jednotlivých vyšetření. To je dáno rozdílnými anatomickými poměry vyšetřovaných oblastí. Dále je zřejmý poměrně velký rozdíl hodnot mezi minimálním a maximálním naměřeným DAP u vyšetření. Vzhledem k tomu, že výkony probíhaly na jednom přístroji za téměř shodných podmínek, ukazují tyto rozdíly, že každé vyšetření je svým způsobem velmi specifické a má velké množství proměnných faktorů. Patří sem zručnost lékaře, použité instrumentarium, morfologická obtížnost vyšetřované oblasti, zdravotní stav pacienta a eventuelní komplikace, které mohou nastat. Nejvyšší hodnoty DAP byly

naměřeny u vyšetření břišní aorty což je dáno tloušťkou vyšetřované oblasti. Nejvyšších rozdílů mezi maximálním a minimálním DAP je dosaženo u PAG. Je to dáno značnou rozdílností anatomických poměrů odstupů velkých cév, které odstupují z aortálního oblouku a které zásobují mozek. Toto vyšetření je nejvíce technicky náročné a nejvíce se u něj projeví míra zkušenosti a zručnosti lékaře.

Tabulka č.6 : *Součin dávka a plocha u diagnostických výkonů(Gy * cm²)*

Typ vyšetření	DAP průměr	DAP min.	DAP max.
PAG	61,46	17,25	153,94
AG DK	57,06	19,68	89,85
AG AA	134,25	65,50	189,36
FISTULOGRAFIE	10,76	6,03	16,22
3D PMG	57,80	35,97	89,85

4.2.2 Povrchová dávka

Povrchová dávka se stanovuje v místě dopadu rtg záření na povrch těla pacienta. Vypočítá se podle vzorce :

$$D_P = \frac{DAP \cdot BSF}{r^2}$$

BSF je součinitel zpětného rozptylu. Pro výpočet byla použita hodnota 1,3, která je v literatuře doporučována pro tento typ svazku (16), (14), (18). Veličina r^2 představuje velikost pole v místě kde svazek vstupuje do pacienta. Povrchová dávka je biologickým limitem ozáření během angiografického výkonu a slouží k posouzení deterministických účinků na kůži pacienta. Stanovení povrchové dávky u angiografických vyšetření je velmi komplikované (13). Při jednom vyšetření se totiž provádí snímkování z různých úhlů a povrchové dávky těchto projekcí nelze jednoduše sečíst. Je nutno stanovit povrchovou

dávku pro každou projekci zvlášť. Pro názornou ukázkou bylo vybráno nejpočetnější vyšetření - PAG. Byly změřeny jednotlivě všechny projekce, které se standardně provádí. Vstupní hodnoty počítají s ideálním pacientem. Stanovení povrchové dávky u tohoto vyšetření je navíc komplikováno technikou jeho provedení. Při selektivní katetrizaci jednotlivých odstupů velkých cév z aortálního oblouku totiž dopadá svazek záření na hrudník pacienta, zatím co při snímkování je zářením zatížena hlava pacienta. Proto je ještě navíc zvlášť sledován DAP u skiaskopie v oblasti hrudníku. U jednotlivých projekcí na lebku je pak velmi krátká doba skiaskopie, která je potřebná k přesnému zacílení projekce, zanedbána. DAP je měřeno pouze režimu rekord u jednotlivých scén. Čas snímkování je obvykle 7 – 10 sekund. Výsledky jsou v tabulce č. 7. Je patrné, že největší povrchovou dávkou je zatížen hrudník pacienta. Citlivé orgány jako např. oční čočka jsou při tomto vyšetření maximálně šetřeny.

Tabulka č. 7 : Povrchová dávka u PAG , pole 14 x 14 cm

Projekce	DAP (cGY*cm2)	Dp (cGy)
KAG DX AP	474	3,14
KAG DX BOČNÁ	440	2,91
KAG DX ŠIKMÁ	248	1,64
KAG SIN AP	652	4,32
KAG SIN BOČNÁ	689	4,56
KAG SIN ŠIKMA	370	2,45
VAG SIN AP	418	2,77
VAG SIN BOČNÁ	391	2,59
VAG DX AP	414	2,74
AO ŠIKMÁ	4768	31,62

Pro porovnání je pak v tabulce č. 8 vypočítána povrchová dávka při vyšetření břišní aorty. Zde se snímkuje převážně v zadopřední projekci, někdy jsou doplněny i projekce šikmé. Skiaskopie při katetrizaci i samotné snímkování pak zatěžuje zářením stejnou oblast těla pacienta. Vyšších hodnot než při PAG je dosaženo : a) díky většímu ozářenému objemu, b) díky zaměření svazku záření po celou dobu vyšetření na stejnou oblast.

Tabulka č. 8 : *Povrchová dávka u vyšetření břišní aorty, pole 20 x 20 cm*

	Průměr (cGy)	Dp	Dp (cGy) MIN	Dp (cGy) MAX
Břišní aorta PA	43,63		21,28	61,54

4.2.3 Efektivní dávka

Efektivní dávka se používá k posouzení míry stochastických účinků záření. Pro potřeby této práce byla stanovena výpočtem pomocí programu PCXMC. Jako vstupní veličina byla vybrána naměřená hodnota DAP. Výše efektivní dávky prokazatelně souvisí s povrchovou dávkou, ale ještě významněji s přítomností radiosensitivních orgánů v ozařované oblasti. Efektivní dávka totiž závisí na radiačním váhovém faktoru (v radiodiagnostice je roven jedné) a dále pak na součtu součinů tkáňových váhových faktorů a právě střední absorbované dávky v orgánu. Přítomnost radiosensitivních orgánů v místě dopadu primárního svazku tak zvyšuje celkovou efektivní dávku pro pacienta. Zvyšuje se tak pravděpodobnost stochastických účinků záření. Tabulka č. 9 ukazuje přehled jednotlivých efektivních dávek pro každé diagnostické vyšetření. Opět je patrný široký rozsah naměřených hodnot, daný individuálností každého provedeného vyšetření.

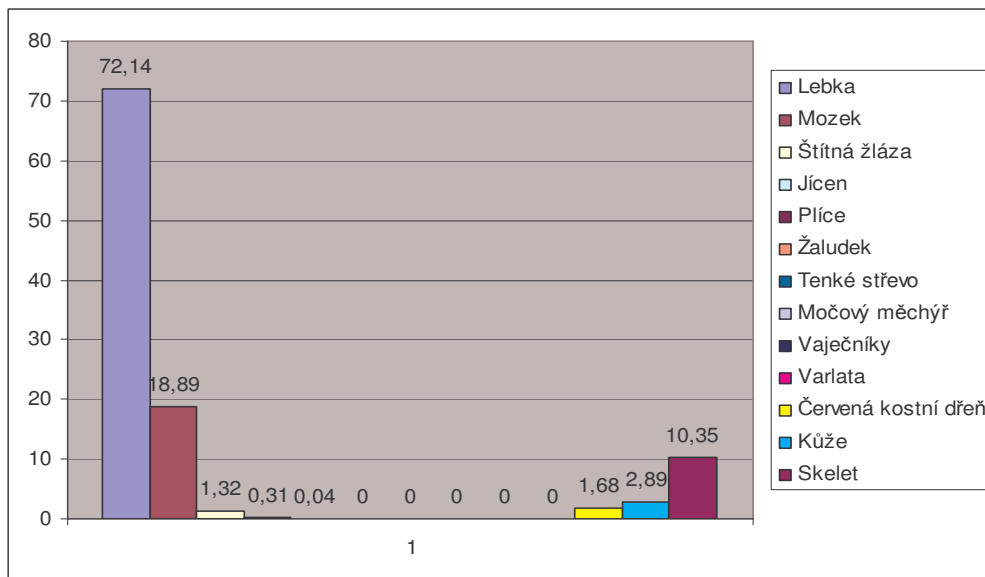
Tabulka č.9 : Efektivní dávky diagnostických výkonů (mSv)

	PRŮMĚR	MAX.	MIN.
PAG	0,91	2,28	0,25
AG AA	8,82	12,44	4,31
AG DK	0,3	0,5	0,04
FISTULOGRAFIE	0,12	0,18	0,07
PMG	4,97	7,11	3,09

V následujících grafech jsou znázorněny jednotlivé střední absorbované dávky v jednotlivých orgánech pro každé vyšetření. PAG. Tyto údaje jsou součástí výpočtu efektivní dávky programem PCXMC. Z grafu lze jednoduše vyčíst, které orgány jsou při jakém vyšetření zatíženy zářením. Znázorněna je i míra zátěže.

PAG

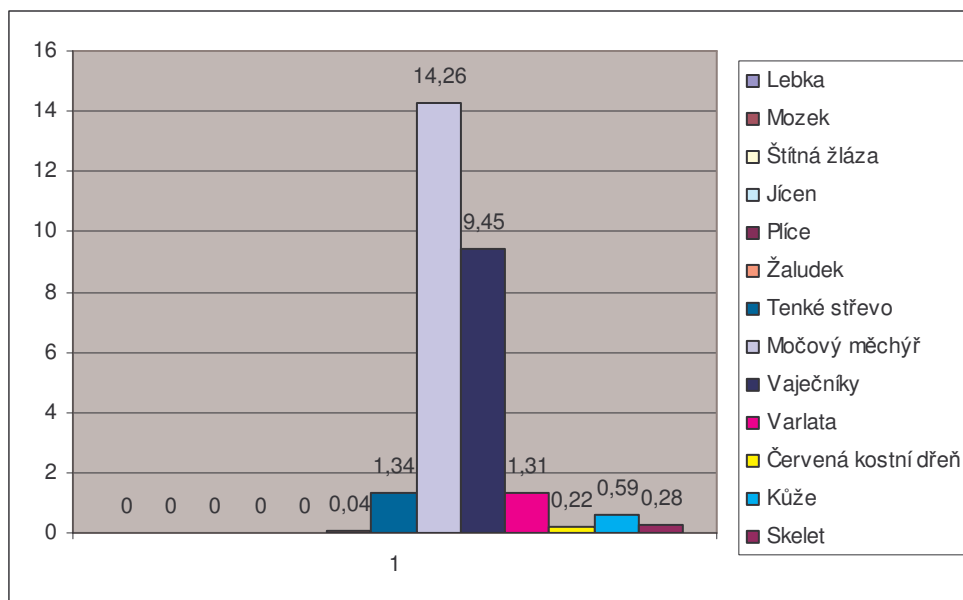
Graf č. 3 : Střední absorbovaná dávka v tkáni při PAG (mSv)



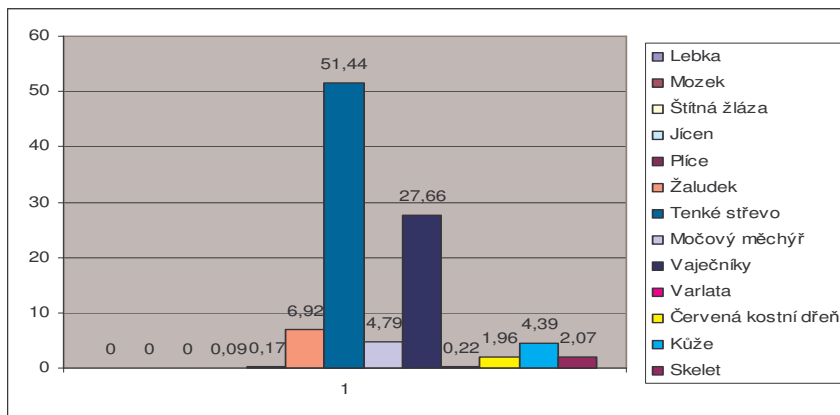
AG DK

U tohoto vyšetření byl proveden výpočet efektivní dávky pouze pro oblast pánve. V této oblasti se provádí skiaskopická kontrola selektivní katetrizace příslušného odstupe a.iliaca com. a následně jedna scéna se snímkováním. Ostatní expozice se provádí jednorázově na části dolních končetin. Nejsou zde žádné z radiobiologického hlediska citlivé orgány a snímkovací časy jsou relativně krátké.

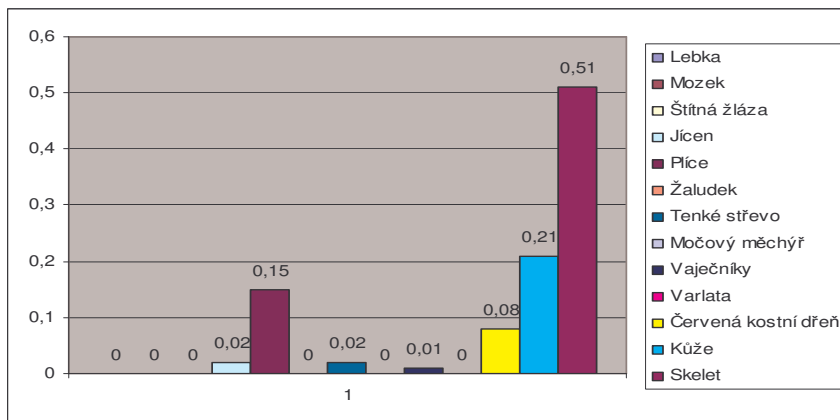
Graf č. 4 : Střední absorbovaná dávka v tkáni při AG DK (mSv)



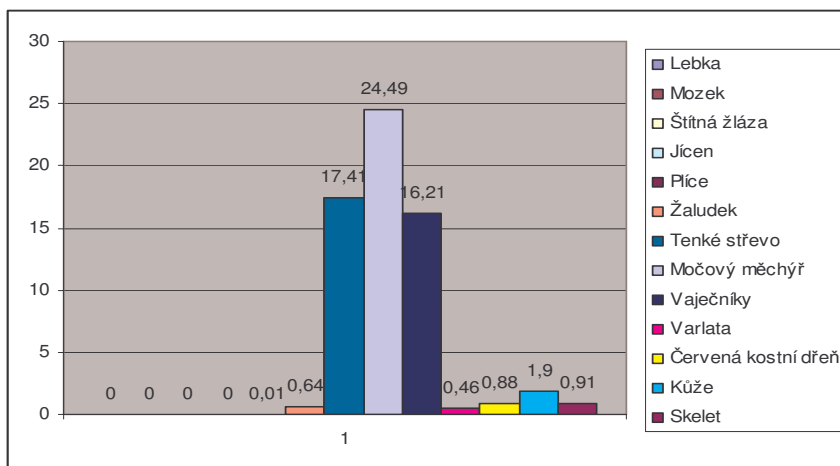
AG AA - Graf č. 5 : Střední absorbovaná dávka v tkáni při AG AA (mSv)



FISTULOGRAFIE - Graf č. 6 : Střední absorbovaná dávka v tkáni při fistulografii (mSv)



PMG - Graf č. 7 : Střední absorbovaná dávka v tkáni při PMG (mSv)



4.2.4 Doba skiaskopie a skiografie

Čas, který je uveden na výstupu Diamentroru, je doba čisté produkce záření. Není to tedy, jak některé práce uvádějí, v žádném případě doba výkonu. Údaj je součtem časů režimu skiaskopie (fluoro) a režimu skiografie (rekord). Většinu tohoto času zabírá doba skiaskopie. Doba snímkování zabere i při velkém počtu projekcí sotva desítky sekund. Výjimkou jsou vyšetření dolních končetin, kde zejména při nástřiku periferního zásobení trvá samostatná scéna i 20 sekund. Celkový expoziční čas je ukazatelem náročnosti výkonu a do jisté míry i zručnosti lékaře. Odvíjí se od něj míra radiační zátěže pacienta a personálu. Čas je jedním ze způsobu pasivní ochrany před zářením. Čím kratší dobu je pacient a personál vystaven účinkům ionizačnímu záření, tím menší jsou rizika vlivu záření na poškození zdraví. Lékař má možnost během výkonu sledovat celkový expoziční čas vyšetření. Je to jeden z parametrů, které se mu nepřetržitě zobrazují na monitoru ve vyšetřovně. Přehled časů jednotlivých vyšetření ukazuje tabulka č. 10. Zajímavostí jsou časy u vyšetření dolních končetin. Vykazují velmi malý rozptyl mezi minimální a maximální hodnotou. Důvodem je technické provedení vyšetření. Není potřeba selektivně sondovat řadu odstupů tepen. Tím je čas skiaskopie u rozdílných pacientů podobný.

Tabulka č. 10 : Celkový expoziční čas diagnostických výkonů (min.)

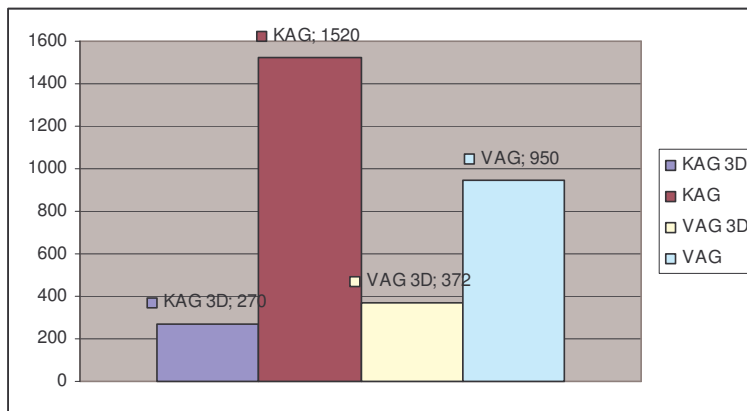
	Průměr	Max.	Min.
PAG	7:24	13:03	2:52
AG DK	4:38	7:28	1:44
AG AA	6:00	6:21	5:21
FISTULOGRAFIE	8:45	11:53	0:45
PMG	1:10	0:30	2:47

4.2.5 3D rotační angiografie vs. klasická DSA

3D rotační angiografie je nová technika vyšetřování. Její rozšíření umožnil vývoj výpočetní programů a rtg přístrojů. Principem 3D vyšetření je rotace C - ramene rtg přístroje kolem vyšetřované oblasti pacienta za současného nástřiku kontrastní látky tlakovou stříkačkou. V případě vyšetření mozkových cév, které se v programu 3D provádí na pracovišti v ÚVN nejčastěji, tvoří hlava pacienta izocentrum, kolem kterého C – rameno rotuje. Pokud se provádí 3D PMG je izocentrem páteřní kanál pacienta. Při 3D PMG se nepoužívá tlaková stříkačka. Kontrastní látka je do páteřního kanálu vpravena již před začátkem snímkování v poleze vsedě. Celá scéna 3D programu trvá 4 sekundy, rameno se pohybuje rychlostí 40° za s. Při snímkování se nevyužívá subtrakce obrazu a je vytvořeno 150 obrázků rychlostí 40 snímků za s. Tyto surová data jsou pak zpracována výkonným grafickým programem a je z nich zrekonstruován trojrozměrný objekt. S tím lze manipulovat ve všech rovinách, je možné je dále upravovat a měnit způsoby rekonstrukčního algoritmu. Tato technika významně přispívá k lepší sensitivitě vyšetření. Výrazně se pak uplatní při plánování intervenčních výkonů. Názorné anatomické poměry usnadňují výběr vhodného instrumentaria. Zvyšuje se tak úspěšnost a bezpečnost intervence. Použitím 3D rotační techniky lze také významně snížit radiační zátěž pacienta. Jak ukazuje graf č. 8, v porovnání s klasickou DSA při použití rotace došlo ke snížení DAP v případě KAG pětinašobně, při VAG téměř trojnásobně. Je to dáno tím, že tři samostatné projekce jsou při rotační AG nahrazeny jednou sekvencí trvající 4 sekundy. Sníženo je i množství použití kontrastní látky. Stanovení povrchové dávky je při rotaci ještě složitější, než při klasickém způsobu vyšetřování. Jak však bylo prokázáno z výše uvedených měření, výše povrchové dávky je přímo úměrná DAP. Z tohoto vztahu je zřejmé, že i povrchová dávka je při rotaci významně nižší. To stejné platí i v případě efektivní dávky jejichž orientační hodnoty ukazuje tabulka č. 11. Je však nutné dodat, že při 3D rotaci je zachycena pouze arteriální fáze plnění. Klasické DSA scény trvají déle,

protože zobrazují i parenchymatosní a venózní fázi. 3D rotaci tak nelze použít u každé indikace.

Graf č. 8 : DAP 3D rotační PAG vs. klasická PAG, nástřik jedné tepny (cGy*cm2)



Tabulka č. 11 : Orientační efektivní dávka 3D rotace vs. DSA, nástřik jedné tepny (mSv)

	KAG	VAG
DSA	0,22	0,14
3D ROTACE	0,04	0,05

4.3 Terapeutické výkony

Terapeutických výkonů se provádí na DSA pracovišti méně než diagnostických (graf č.1), tvoří však větší část náplně pracovní doby. Tyto výkony jsou mnohdy komplikované, technicky obtížně proveditelné a časově náročné. S tím souvisí i delší doba celkového expozičního času a vyšší radiační zátěž, než v případě výkonů diagnostických. Nejčetnějším výkonem je implantace stentu a embolizace mozkové výdutě. V tabulce č.12 je přehled počtu intervenčních výkonů, které byly zařazeny do studie. Snahou bylo zachovat poměr zastoupení jednotlivých výkonů vůči celkovému počtu za r. 2006.

Tabulka č.12 : Počty sledovaných intervenčních výkonů

<i>Výkon</i>	<i>Počet</i>
Karotický stent (STENT)	20
Embolizace mozkové výdutě (COIL AN)	14
Embolizace arteriovenózní malformace (AVM)	6
Embolizace děložního myomu (MYOM)	5
PTA tepen dolních končetin (PTA DK)	11
Zavedení intravenózního portu (PORT)	5
Intervence břišních tepen (BI)*	5
Celkem	66

*(BI = 2x TIPS, 2x embolizace jater, 1x stentgraft)

4.3.1 DAP

Tabulka č. 13 ukazuje přehled naměřených DAP u intervenčních výkonů. Již na první pohled je zřejmé, že se tyto hodnoty řádově liší od naměřených údajů při diagnostických výkonech. Také rozdíly mezi min.a max. DAP jsou mnohem větší.

Tabulka č. 13 : Součin dávka a plocha u intervenčních výkonů (Gy* cm²)

Typ výkonu	DAP průměr	DAP min.	DAP max.
STENT KAG	129,28	19,19	391,06
COIL AN	144,36	29,88	383,12
PTA DK	29,87	6,92	85,57
AVM	162,79	83,12	263,89
MYOM	112,96	78,22	133,96
PORT	1,83	1,36	2,53
BI	466,41	121,58	718,89

4.3.2 Povrchová dávka

Výpočet povrchové dávky je u terapeutických výkonů méně komplikovaný. Primární svazek je prakticky po celou dobu výkonu zaměřen na cílovou oblast při nastavení stejné geometrie sklonu. Lékař si na počátku výkonu vybere z diagnostického vyšetření nejvhodnější projekci a tu dodržuje téměř po celou dobu výkonu. Pouze pokud provádí kontrolní nástřiky střídá různé projekce. Jejich čas je však ve srovnání s celkovou dobou expozice zanedbatelný. Tabulka č.14 uvádí povrchové dávky jednotlivých typů výkonů. Vyšších hodnot je dosaženo při embolizaci AVM a při náročných intervencích v oblasti břišní aorty. Ačkoliv se jedná o velmi technicky složité výkony, nebyla hodnota 2 Gy nikdy dosažena.

Tabulka č. 14 : *Povrchová dávka*

Typ výkonu	DAP (cGy*cm2)	Dp (cGy)
STENT KAG	12928	85,74
COIL AN	14436	95,74
PTA DK	2987,7	19,81
AVM	16279	107,98
MYOM	11296	74,92
PORT	183	1,21
BI*	46643	151,58

* v případě břišních intervencí je velikost pole 20 x 20 cm

4.3.3 Efektivní dávka

Efektivní dávky zobrazené v tabulce č. 15 dosahují také vyšších hodnot, než u diagnostických výkonů.

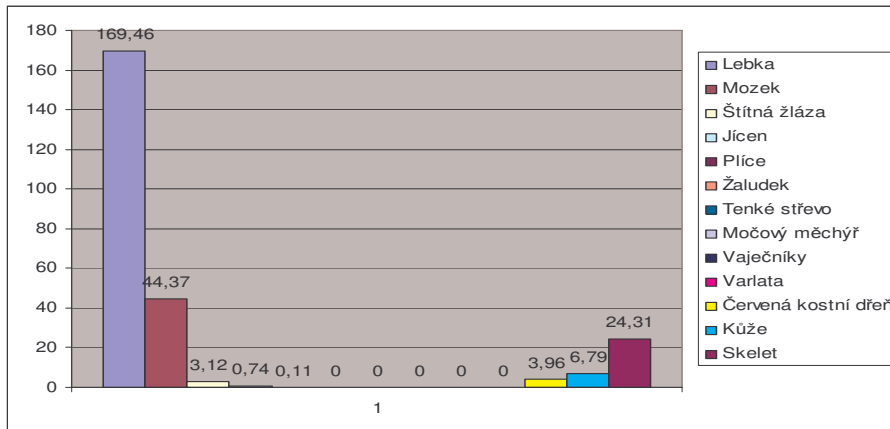
Tabulka č.15 : *Efektivní dávka u jednotlivých intervenčních výkonů (mSv)*

Typ výkonu	Průměr	Min.	Max.
STENT KAG	11,56	1,71	34,97
COIL AN	2,14	0,44	5,68
PTA DK	0,13	0,03	0,39
AVM	2,41	1,23	3,91
MYOM	10,16	7,03	12,05
PORT	0,06	0,04	0,08
BI	35,75	9,31	55,11

V následujících grafech je opět znázorněno rozložení střední absorbované dávky v jednotlivých orgánech.

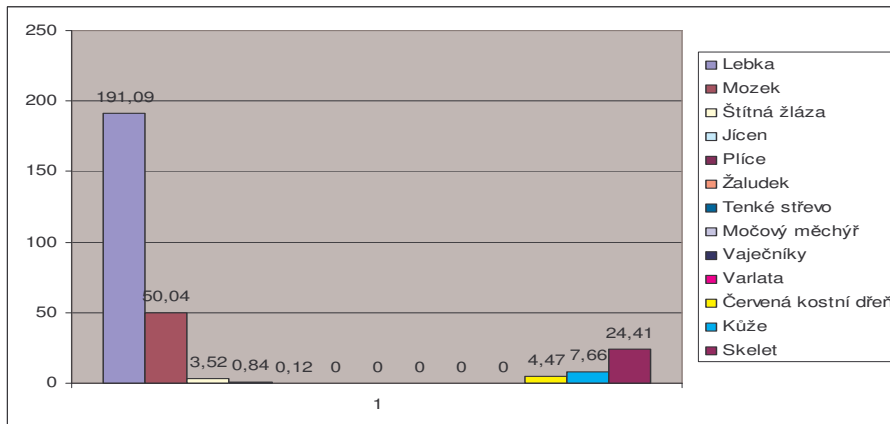
COIL

Graf č.9 : Střední absorbovaná dávka v tkáni při embolizaci AN (mSv)



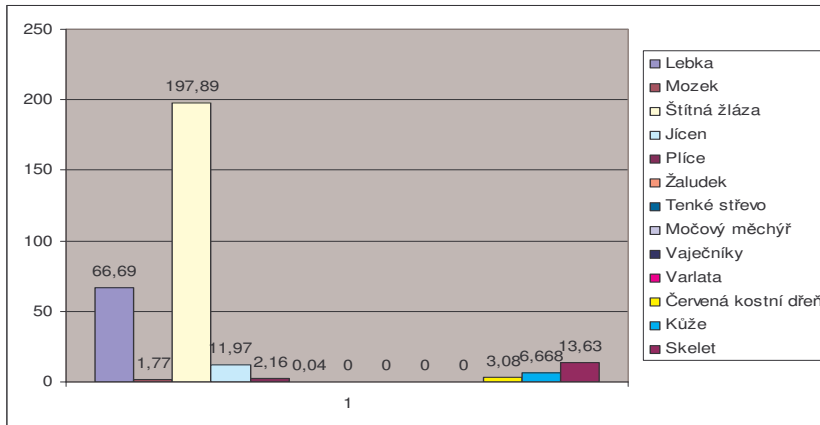
AVM

Graf č.10 : Střední absorbovaná dávka v tkáni při embolizaci AVM (mSv)

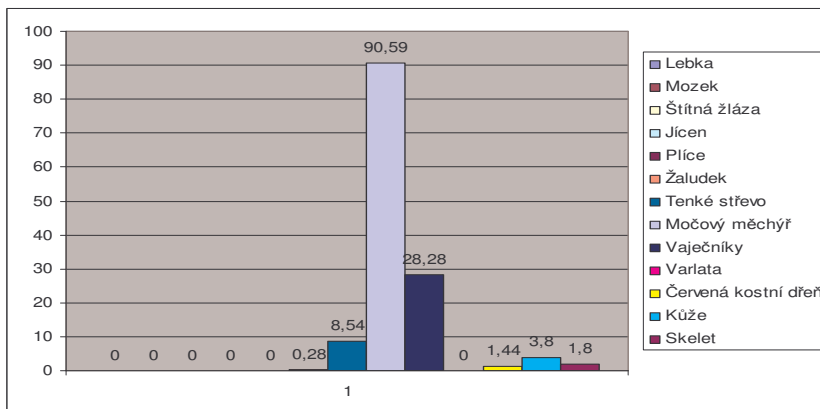


STENT KAG

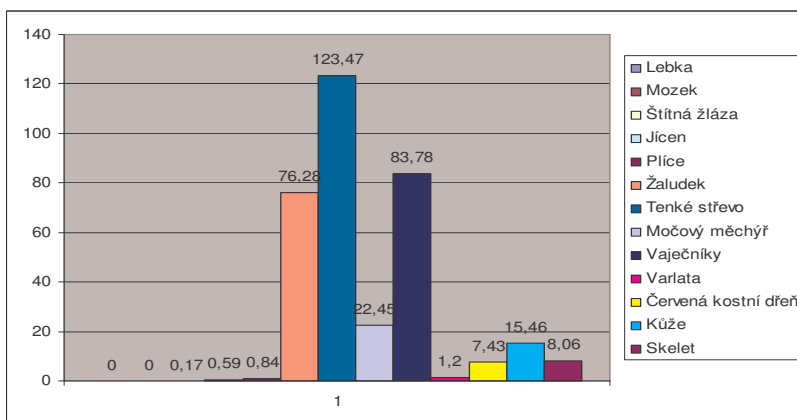
Graf č.11 : Střední absorbovaná dávka v tkáni při stentingu karotické stenózy (mSv)



MYOM - Graf č.12 : Střední absorbovaná dávka v tkáni při embolizaci myomu (mSv)

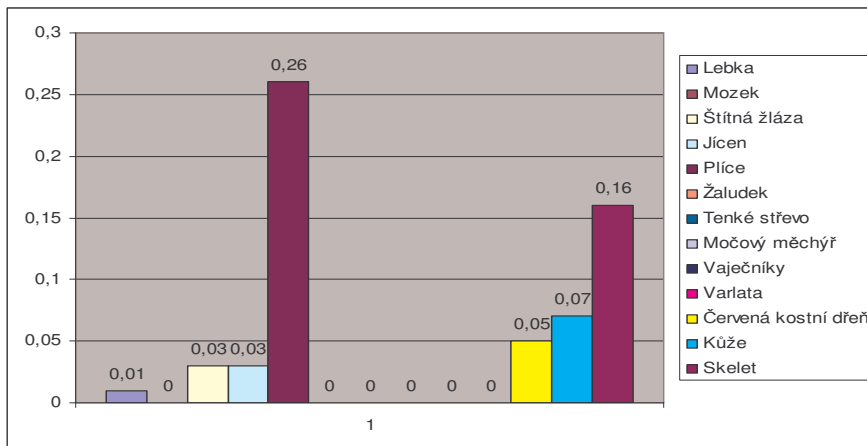


BI - Graf č.13 : Střední absorbovaná dávka v tkáni při intervencích břišních tepen (mSv)



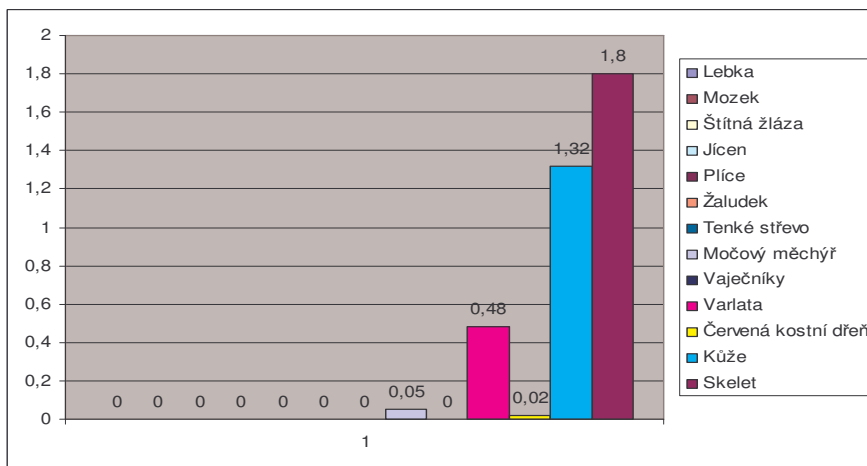
PORT

Graf č.14 : Střední absorbovaná dávka v tkáni při zavádění i.a. portu (mSv)



PTA DK

Graf č.15: Střední absorbovaná dávka v tkáni při PTA tepen DK (mSv)



4.3.4 Doba skiaskopie a skiagrafie

Jak již bylo uvedeno celkové expoziční časy při náročných intervenčních výkonech dosahují desítek minut. Většina času je doba skiaskopie, jednotlivé kontrolní nástřiky představují dohromady řádově pouze minuty. Některé maximální časy přesahují 60 minut,

jednou bylo překročeno 100 minut. Je třeba si ale uvědomit, že pacienti, kteří podstupují tyto náročné dlouhotrvající výkony se často nachází v kritickém stavu. Endovaskulární intervenční výkon pro ně představuje často jedinou možnost pro zlepšení jejich zdravotního stavu, mnohdy jedinou možnost záchrany života.

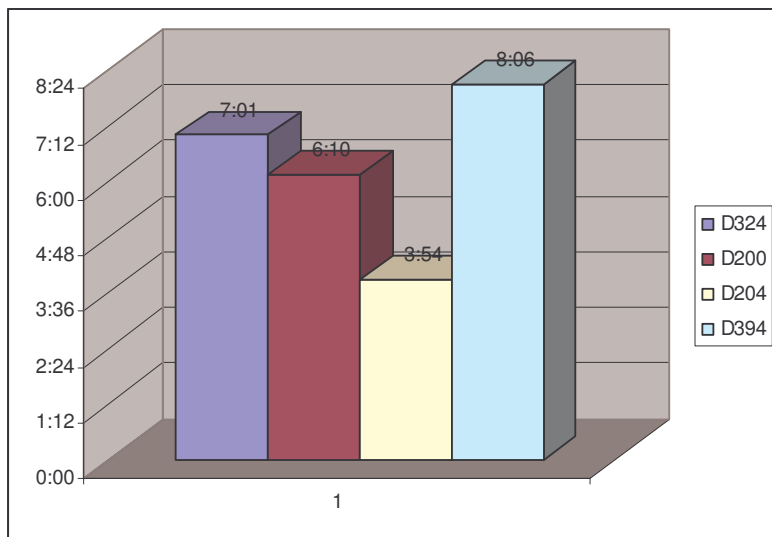
Tabulka č.16 : *Celkový expoziční čas jednotlivých výkonů (min.)*

Typ výkonu	Průměr	Min.	Max.
STENT KAG	28:24	5:20	84:54
COIL AN	35:08	9:34	108:36
PTA DK	11:06	4:11	23:18
AVM	39:06	16:37	65:25
MYOM	14:00	13:22	14:26
PORT	1:20	0:30	3:13
BI	31:40	15:42	70:34

4.4 Expoziční časy dle vyšetřujícího lékaře

Radiační zátěž pacienta má jasnou souvislost s celkovou dobou expozice při výkonu. Na celkový expoziční čas má vliv mnoho faktorů. Hlavními jsou druh výkonu, anatomické poměry cévního řečiště, ve kterém se lékař katétrem pohybuje, použité instrumentarium a stav pacienta. Významný vliv na délku celého výkonu má zkušenost lékaře. V grafu č. 16 jsem se pokusil srovnat expoziční časy změřené při diagnostické panangiografii mozkových tepen u 4 lékařů. Výsledky potvrdily předpoklad, že čím více je výkon pro lékaře rutinním, tím méně skiaskopického času potřebuje k jeho provedení. Zručnost a zkušenost tak může snížit radiační zátěž pacienta a personálu.

Graf č. 16 : Průměrný celkový čas expozice při PAG (min.)



4.5 Zátěž personálu

Zátěž personálu byla zkoumána na základě vyhodnocení osobních filmových dozimetrů za r. 2006. Vyhodnocení je prováděno Celostátní službou osobní dozimetrie. Sledovací období pro dozimetry činí jeden měsíc, pak jsou pravidelně vyměněny. Filmové dozimetry jsou nošeny na referenčním místě na hrudníku vlevo. Při použití ochranné stínící zástěry jsou nošeny na referenčním místě vně zástěry. Naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu jsou pak sníženy o hodnotu odpovídající zeslabení v zástěře. Pro účely diplomové práce byly zaznamenány osobní dávkové ekvivalenty u všech lékařů, sester a radiologických asistentů, kteří pracují na angiografickém pracovišti. Hodnoty roční efektivní dávky těchto pracovníků jsou uvedeny v tabulce č. 17, hodnoty roční ekvivalentní dávky na pokožku pak v tabulce č. 18.

Tabulka č.17 : *Roční efektivní dávka (mSv)*

	Průměr	Maximum
Lékaři	19,55	34,60
Sestry	1,775	1,92
Laboranti	1,263	1,73

Tabulka č.18 : *Roční ekvivalentní dávka na pokožku (mSv)*

	Průměr	Maximum
Lékaři	23,84	42,10
Sestry	1,64	1,79
Laboranti	1,66	2,31

Z výsledků je zřejmé, že někteří z lékařů mohou v budoucnu dosáhnout nebo překročit mezní hodnotu limitů pro pracovníky v záření. Ta činí pro součet efektivních dávek 100 mSv za 5 za sebou jdoucích kalendářních roků. To znamená relativní průměrnou roční hodnotu 20 mSv. Druhým limitem pro součet efektivních dávek z vnějšího ozáření je 50 mSv za jeden kalendářní rok. Této hodnoty žádný pracovník nedosáhl. Skutečné dávky, které pracovníci obdrželi, jsou ve skutečnosti mnohem nižší. Dozimetry jsou v souladu s vyhláškou nošeny vně ochranné zástěry. Ta dávku významně snižuje. Proto se při stanovení osobní dávky naměřená hodnota snižuje o ekvivalent zeslabení záření ochranné zástěry. Z výsledku dále vyplývá jakou významnou úlohu v ochraně před ionizujícím zářením představuje ochrana vzdáleností. Sestry, které asistují lékařům při intervenčních výkonech, dosahují řádově nižších hodnot efektivních i ekvivalentních dávek. Na to mají vliv dva faktory : 1) Intervenčních výkonů u kterých je potřeba asistence sestry je méně než polovina za všech provedených. 2) Místo, které zaujímá sestra při intervenci je od zdroje záření dále než místo lékaře. Radiolog stojí během výkonu v těsné blízkosti svazku a proto se nemůže chránit vzdáleností. Navíc sám představuje významný stínící prvek pro asistující

sestru, protože se nachází mezi sestrou a zdrojem. Zátěž radiologických asistentů je téměř stejná jako zátěž sester a to i přes to, že se v době skiaskopie a skiografie pohybují po vyšetřovně minimálně. Tyto vyšší hodnoty jsou způsobené tím, že asistenti se pravidelně střídají i na jiných pracovištích se skiaskopickým provozem a dávky získané na těchto pracovištích nelze oddělit od dávek, které obdrželi na angiografii.

5. DISKUZE

5.1 Rozbor podmínek měření

Provoz na angiografickém pracovišti a nedostupnost některých měřících zařízení neumožnily provést všechna měření, které by ověřila přesnost vypočítaných hodnot. Nebylo například možné proměřit povrchovou dávku při rotační angiografii. Všechny hodnoty kromě DAP tak musely být vypočteny. Přitom povrchová dávka je rozložena po celé dráze kyvu C – ramene. Primární svazek se nesoustředí po celou dobu expozice pouze na jedno místo. Další nejistotu ve výpočtech představuje zadávání parametrů do programu PCXMC. Do údajů o vyšetření byly dosazovány hodnoty, které byly reálně naměřeny DAP metrem. Program ovšem pracuje s matematickým fantomem, jehož váha a rozměry neodpovídaly pacientovi, jehož hodnoty pak byly využity. Na všechny výpočty byl použit fantom o výšce 171 cm a váze 71 kg. To znamená, že vypočtené údaje nebyly skutečné povrchové a efektivní dávky, které pacient obdržel. Byly to dávky, které by obdržel, kdyby jeho výška a váha byla stejná jako u fantomu. Nicméně, protože na všechny výpočty byl použit stejný fantom, jsou výsledky více než pouze orientační a mají opodstatněnou výpovědní hodnotu. Aby se těmto nepřesnostem předešlo, je v některých studiích zaznamenán i body mass index pacienta, nebo je změřen průměr těla pacienta (16). Snahou je jasné vymezení vzdálenosti FSD (focus skin distance). Konstrukce C – ramene přístroje INNOVA je uzpůsobena tak, aby zdroj záření byl pod stolem. Pro výpočty je tak rozhodující vzdálenost stolu od rentgenky. Navíc velká část vyšetření a intervencí probíhá na tepnách mozku. Zde je BMI či průměr těla pacienta pro výpočet dávek zanedbatelnou položkou. Dalším zdrojem procenta chyb v měření v programu PCXMC může být odlišná geometrie vyšetření. V programu byly nasimulovány ideální podmínky vyšetření. Vyšetřovaný objekt byl ve středu pole po celou dobu výkonu. To při skutečném výkonu není vždy proveditelné. V některých případech není pro přístroj technicky dosažitelná poloha kdy je vyšetřovaný objekt ve středu obrazu. Někdy je naopak pro lékaře

dostačující i obraz mírně decentralizovaný. Posledním důležitým faktorem je vzdálenost FSD. Ta také nemusí být vždy po celou dobu výkonu stejná. Ve většině případů zůstává výška stolu zachována. Upravována je vzdálenost pacient – detektor, nebo velikost ZOOM. Během výkonu může být upravována i velikost pole. To může mít významný vliv na výpočet povrchové dávky. Přesnější způsob stanovení povrchové dávky pacienta je měření pomocí TLD dozimetrů (14). Ty jsou během výkonu umístěny na těle pacienta. Odečtené povrchové dávky z TLD dozimetrů dosahují o 20 % -30 % nižších hodnot, než dávky vypočítané pomocí DAP metru. Rozsáhlé měření TLD dozimetru je však v běžném provozu angiografického pracoviště prakticky neuskutečnitelné.

5.2 Ověřované hypotézy

Hypotéza první – “radiační zátěž pacienta i personálu není při dlouhotrvajících komplikovaných výkonech zanedbatelná“. To se potvrdilo jen částečně. Pouze u některých terapeutických vyšetření byly prokázány relativně vyšší povrchové dávky kolem 1,5 Gy. Bylo to v případě embolizace AVM a břišních intervencí. Ovšem hraniční povrchová dávka 2Gy, kdy se na kůži mohou projevit deterministické účinky záření nebyla při žádném z výkonů dosažena. Zároveň také nebyly u žádného z pacientů zaznamenány žádné projevy deterministických účinků záření.

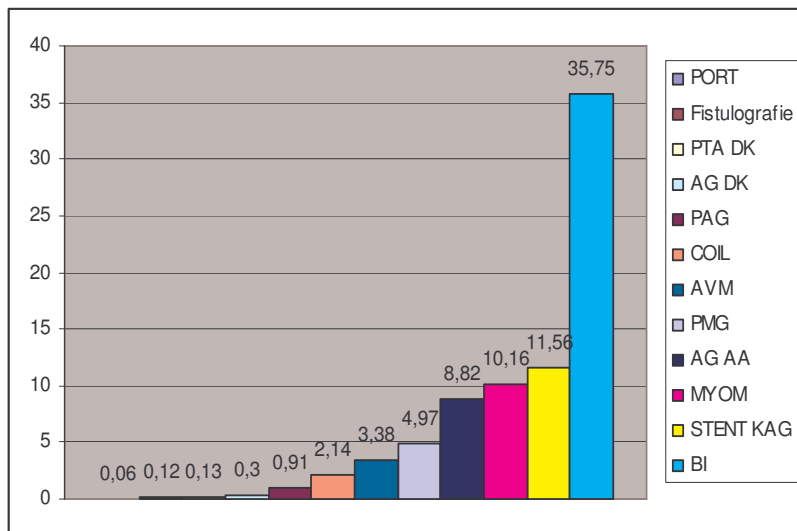
Vyhodnocení osobních dávkových ekvivalentů zaměstnanců nezaznamenalo žádné vážné překročení limitů. Pouze jeden z lékařů může v budoucnu potenciálně překročit hodnotu 100 mSv v 5 za sebou jdoucích kalendářních letech. Vyhodnocení filmových dozimetrů je čistě orientační. Pro exaktní změření zátěže personálu na DSA by museli být všichni zaměstnanci vybaveny digitálními dozimetry. Ty umožňují přesné stanovení povrchové i efektivní dávky.

Hypotéza druhá – “vhodnou úpravou fyzikálních faktorů záření, stíněním, vycloněním, úpravou kvality obrazu a použitím nejmodernějších vyšetřovacích metodik lze zátěž významně snížit“. Srovnání DAP 3D rotační angiografie s konvenční DSA potvrdilo, že

nové konstrukce přístrojů umožňují pokračovat v trendu snižování dávek během vyšetření. Pacienta není nutné vystavovat opakovaným expozičním. Dále jsou využívány stále citlivější detektory záření. To snižuje kvantum použitého rtg záření, které je nutné pro vznik kvalitního obrazu. Nové systémy nabízí snadné ovládání vymezovacích clon. To zjednodušuje jejich používání. Inteligentní expoziční automatika moderních přístrojů snižuje množství použitého záření při zachování obrazu s vysokým rozlišením.

Hypotéza třetí – “celkový benefit pro pacienta při endovaskulárním ošetření intrakraniálních cévních onemocnění mnohonásobně převyšuje rizika vzniklá v důsledku radiačního zatížení pacienta“. Na pracovišti DSA v ÚVN zatím nebyl zaznamenán případ deterministických účinků rtg záření na pacienta ani personál. Provedená měření a výpočty prokázaly, že ani při dlouhotrvajících výkonech není dosaženo hraničních hodnot těchto účinků. Terapeutické výkony prováděné na pracovišti jsou většinou alternativou k chirurgickému řešení. Konkrétně intervenční metody léčby intrakraniálních cévních onemocnění představují pro pacienta volbu, jak se vyhnout náročné neurochirurgické operaci. Nejsou samozřejmě použitelné pro každou diagnózu. Oproti operaci jsou pro pacienta méně invazivní, není třeba dlouhé hospitalizace a rehabilitace a umožní pacientovi návrat do běžného života v kratším čase. To vše přispívá k rozšíření endovaskulárních metod, jako alternativy chirurgické léčby. Teprve studie zaměřené na více generací mohou ozřejmit stochastické účinky záření při těchto výkonech. Tyto účinky však komfort života pacienta po zákroku nenaruší.

Graf č. 17 : Srovnání efektivních dávek



5.3 Porovnání výsledků

V roce 2004 byla v *British Journal of Radiology* publikována práce s názvem “Comparison of effective doses obtained from dose–area product and air kerma measurements in interventional radiology“ tureckých autorů : D Bor, PhD, T Sancak, MD, T Olgar, MSc, Y Elcim, MSc, A Adanali, MSc, U Sanlıdilek, MD and S Akyar, MD Ankara University Faculty of Engineering, Department of Engineering Physics, 06 100 Tandoğan, Ankara and Ankara University Faculty of Medicine, İbni Sina Hospital, Department of Interventional Radiology, Sıhhiye, Hastaneler Str. Ankara, Turkey. Tato práce na souboru 162 pacientů, kteří podstoupili různá angiografická vyšetření, porovnávala DAP, povrchovou a efektivní dávku. Vycházela z naměřených hodnot DAP, kermy ve vzduchu a z měření TLD dozimetrie. V tabulce č.19 jsou srovnány naměřené hodnoty z údajů v této diplomové práci (DP). Turecká studie je označena číslem 1. Číslem 2 je označena studie publikovaná v roce 2003 také v *British Journal of Radiology*. Název studie je “A study on radiation doses and irradiated areas in cerebral embolisation“. Autoři práce jsou C Theodorakou, MSc and J A Horrocks, PhD z Clinical Physics Group, St

Bartholomew's Hospital, Queen Mary University, University of London) Studie zkoumala soubor 30 pacientů, kteří podstoupili embolizaci mozkové AVM. Efektivní dávku autoři neuváděli.

Tabulka č. 19 : Porovnání získaných hodnot různých studií

	DAP (Gy*cm ²) DP	DAP (Gy*cm ²) 1	DAP (Gy*cm ²) 2	Dp (mGy) DP	Dp (mGy) 1	Dp (mGy) 2	Efektivní dávka (mSv) DP	Efektivní dávka (mSv) 1
PAG	61,46	85,7		AP 31 LAT 45	AP 60 LAT 173		0,91	3
AG AA	134,25	86		436	622		4,31	13,7
COIL AVM	150	101	PA 48 LAT 58	1010	1310	1200	2,25	3
KAG +STENT	130	22		857	154		11,56	2,5
BI	466.41	81		1515	657		55,11	11,7

Autoři obou prací počítali povrchové dávky z hodnot DAP a pak prováděli měření dávky na povrchu pacienta pomocí TLD dozimetrů. Při porovnání výsledků dospěli ke zjištění, že povrchové dávky změřené TLD dozimetry byly asi o 30% nižší než dávky vypočítané z hodnot DAP nebo kerma ve vzduchu. Autoři neuvádějí RTG vybavení pracoviště, na kterých měření prováděli.

5.4 Prevence vzniku mimořádné události

Prevence vzniku mimořádné události při angiografickém výkonu je jednoznačně spojena s hlavními principy radiační ochrany. Především se uplatňuje princip ALARA (as low as reasonably achievable). Hlavní riziko vzniku mimořádné události na RTG odděleních v souvislosti s používáním zdrojů ionizujícího záření představuje neplánované ozáření osob. K tomu může dojít několika způsoby :

1) Záměnou pacienta – tomu lze snadno předejít ověřením totožnosti pacienta před výkonem. Nebezpečí představují hlavně pacienti v bezvědomí. V ÚVN nosí každý hospitalizovaný pacient identifikační náramek. Obsahuje osobní údaje a lze tak za každé situace ověřit shodu mezi náramkem pacienta a jeho žádankou k rtg vyšetření a chorobopisem.

2) Nedbalostí personálu při používání ochranných pomůcek – ze zákona vyplývá povinnost používat při práci se zdroji IZ osobní ochranné pomůcky. Při angiografických výkonech se to týká především zdravotnického personálu, jehož přítomnost ve vyšetřovně i během skiaskopie a skiografie je nezbytná pro výkon samotný nebo ji vyžaduje zdravotní stav pacienta. Vyhodnocení osobních dávkových ekvivalentů s dodržováním této povinnosti počítá. V případě, že prošetření zvýšených hodnot dávkových ekvivalentů dospěje k závěru, že pracovník během ozáření nepoužil osobních ochranných prostředků, je to klasifikováno jako mimořádná událost.

3) Nekázní osob, které se pohybují v kontrolovaném pásmu – ačkoliv je na RTG pracovištích naprosto zřetelně vyznačen zákaz vstupu nepovolaných osob do kontrolovaného pásma, nelze 100 % vyloučit vstup těchto osob do pásma.

4) Neregulérní použití zdroje IZ nepovolanými osobami – zamezit zneužití lze bezpečným zajištěním zdroje IZ, případně zamezení přístupu veřejnosti ke zdroji.

Druhou formu rizika představuje opakované ozáření. Měření neprokázalo, že by při některém ze sledovaných diagnostických nebo intervenčních výkonů byla dosažena nebo překročena hraniční deterministická hodnota účinku záření na kůži. Aby nedošlo nevědomě

k dosažení této hranice při opakování výkonu v krátké době, jsou společně s nálezem pacienta archivovány i údaje o ozáření pacienta. Ty obsahují údaj o DAP a celkovou délku expozičního času. Pokud nebyla dávka pacienta zanedbatelná, záleží na zvážení celkového zdravotního stavu pacienta, zda je eventuelně vhodné výkon v krátké době opakovat. Při stavech ohrožujících život nebo předoperačních zákrocích však celkový benefit pacienta v důsledku výkonu jednoznačně převyšuje riziko spojené s použitím ionizačního záření.

Krizový plán

Pokud by došlo ke vzniku mimořádné události, odvíjí se řešení dle jejího stupně závažnosti. Neplánované ozáření představuje 1.stupeň MU. Je to záznamovou úroveň. Je nutné provést zápis o MU, zaznamenat osobní údaje neplánovaně ozářené osoby, zdokumentovat geometrii a parametry zdroje ozáření a provést orientační odhad dávky. Protože dávka z tohoto jednorázového ozáření nemůže dosáhnout deterministické hranice IZ není třeba sledovat zdravotní stav poškozeného. V případě, že by došlo k ozáření, kdy by dávka překročila deterministickou úroveň (např. při extrémně dlouhém skiaskopickém čase) je třeba sledovat pokožku pacienta v místě ozáření. Akutně může dojít ke vzniku primárního erytému (viz.kapitola 1.1.4) Oddálené účinky mohou nastat v rozmezí 2 – 4 týdnů. Projeví se jako zarudnutí se zánětlivou exudací. Následuje suché olupování kůže. Postižená kůže se ošetřuje promazáním mastmi (např. Panthenol gel, Dermazulen, nesolené vepřové sádlo) (1), (20). U závažnějších poškození masti s kortikoidy. Dále se doporučuje provzdušnění. Pokud dojde ke vzniku sekundární infekce je nutno použít místně či celkově antibiotika. Nejzávažnější komplikací je vznik chronického vředu. Zde je někdy nutné podstoupit chirurgickoplastický výkon.

V ÚVN nebyl zaznamenán případ vzniku MU 2. stupně. Riziko MU 1. stupně je výrazně redukováno zavedením identifikačních náramků. U výkonů s vyšší radiační zátěží by měl být pacient o této skutečnosti informován a měl by být seznámen s riziky, které z toho plynou. Po vyšetření je proveden záznam do karty o jeho radiační zátěži. Zvláštní druhem mimořádné události je provedení snímku u těhotné pacientky, která si není v době

vyšetření vědoma své gravidity. S několikaměsíčním odstupem je pak často nutné zpětně dopočítat dávku z vyšetření a odhadnout zatížení plodu. Aby se této události v co nejvyšší míře předešlo, musí pacientky v reprodukčním věku před rtg vyšetřením negovat graviditu, čímž berou na vědomí riziko lékařského ozáření. V následujících bodech jsou shrnuty základní opatření, která mohou pomoci snížit dávku při intervenčních vyšetření a vyloučit neužitečnou dávku. Mnohé vyplývají ze zákona.

- používání pulzní, ne kontinuální skiaskopie
- automatická úprava primárního svazku přídatnou filtrací
- rutinní použití vymežovacích clon
- využití ochrany vzdáleností
- nepodcenění použití osobních ochranných pomůcek
- snažit se minimalizovat skiaskopický čas
- omezovat počet sérií a snímků na sérii na rozumné minimum
- nahradit zastaralý zesilovač obrazu citlivým detektorem
- používání automatických clon
- pravidelně kontrolovat správnou funkci systému dle programu kontroly jakosti
- sledovat výstup kontroly jakosti a eventuelně co nejrychleji provést nápravu
- měření a záznam dávky pacienta při vyšetření

Žádné z výše uvedených doporučení by nemělo být použito na úkor diagnostické výtěžnosti vyšetření. Zdravotní stav pacienta a určení jeho diagnózy stojí vždy na prvním místě.

6. ZÁVĚR

Cílem práce bylo analyzovat radiační zatížení pacienta a personálu při diagnostických a intervenčních endovaskulárních výkonech. Na základě těchto výsledků bylo provedeno vyhodnocení náročnosti jednotlivých výkonů z hlediska radiační zátěže. Sledována byla tři základní kritéria (DAP, povrchová dávka, efektivní dávka) a jedno doplňující kritérium (celkový čas expozice).

Naměřené údaje ukázaly na značný rozdíl hodnot mezi diagnostickým a terapeutickým výkonem. Ze studie vyplývá, že vyšší dávky záření při terapeutických výkonech nedosahují hranice deterministického účinku, nejsou však malé. Pokud by pacient podstoupil několik náročných sezení v krátkém intervalu mohou hodnoty povrchové dávky překročit 2 Gy. Přesto nebyl zatím žádný takový případ na pracovišti v ÚVN zaznamenán. Výsledky potvrdili nutnost vybavovat nové přístroje zařízením a příslušenstvím, která poskytnou kvantitativní informaci o ozáření, jemuž byla vyšetřovaná osoba vystavena. Nařizuje to vyhláška č.307/2002 Sb. Z těchto DAP metrů je snadné odečíst hodnotu DAP a vypočítat orientační povrchovou a efektivní dávku. Pro výpočet reálných hodnot je třeba mít mnohem více přesných informací a nestačí tedy stanovit referenční úroveň pro hodnotu DAP a odvozovat tak efektivní dávky. Některé nové přístroje jsou již schopny automaticky zaznamenávat geometrické údaje o ozáření a pak přepočítat na celkovou dávku. Přítomnost DAP metru lze chápat také jako možnou obranu před případným nařčením o nadměrné radiační zátěži ze strany pacienta. Je však třeba pečlivě uchovávat údaje o ozáření při výkonu.

Modernizace přístrojové techniky a zavádění nových způsobů diagnostiky se významně podílí na snižování radiační zátěže pacientů a personálu. K tomu přispívá i specializace lékařů na jednotlivé typy vyšetření. Byla prokázána přímá úměrnost mezi zkušeností lékaře a délkou vyšetření. Vhodné je také proškolení personálu. Znalosti základních principů radiační ochrany zřetelně přispívají k redukci dávky pro pacienta. A výše dávky pro pacienta je přímo úměrná dávce pro personál.

7. Seznam použité literatury :

1. Klener, V. a kolektiv. *Principy a praxe radiační ochrany*. Azin, Praha, 2000, ISBN 80-238-9703-6
2. Kolektiv autorů. *Ochrana při práci se zdroji ionizujícího záření*. Dům techniky Ostrava, 2003, ISBN 80-02-01529-0
3. Hlava, A., Krajina, A. *Intervenční radiologie*. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus, 1996. 512 s. ISBN 80-901753-1-7
4. Singer, Jan. *Dozimetrie ionizujícího záření*. JU ZSF v Českých Budějovicích, 1. vydání, 2005, ISBN 80-7040-752-2
5. Kolektiv autorů. *Souhrn současných principů ICRP pro ochranu pacientů v radiodiagnostice*. Pergamon press a V.M:K. X-Egem Praha 1998
6. Matzner, J. *Radiační ochrana*. Studijní text ZSF JU v Českých Budějovicích, 2003
7. *Zákon o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů*.
http://www.sujb.cz/docs/Atomovy_zakon_II.pdf (2007)
8. Vyhláška č.307 / 2002 Sb. o radiační ochraně, http://www.sujb.cz/docs/v307_02.pdf (2007)
9. Hušák, V., Heřman, M., Závoda, P., Koranda, P. *Radiační zátěž pacientů ze zobrazovacích metod – doplnění publikace „Indikační kritéria pro zobrazovací metody*. Česká radiologie, duben 2004, ročník 58, s.258 – 261.
10. Ullmann, V. *Jaderná fyzika a fyzika ionizujícího záření*.
<http://www.sweb.cz/AstroNuklFyzika/strana2.htm> (2007)
11. Gonzalez, L., Vano, E. *Avoiding radiation injures from interventional fluoroscopic procedures*. EU.Radiol. Syllabus. Springer – Verlag. 10/2/2004
12. Wall, B.F. *Diagnostic reference levels in the X-ray department*. EU. Radiol. Syllabus. Springer – Verlag. 12/2/2004
13. Damilakis, J. *Radiation Protection*. EU.Radiol. Syllabus. Springer – Verlag. 7/2/2004

14. Bor, D., Sancak, T., Olgar, T., Elcim, Y., Adanali, A., Sanldilek, U., Akyar, S. *Comparison of effective doses obtained from dose–area product and air kerma measurements in interventional radiology*. British Journal of Radiology. č. 77, 2004. <http://bjr.birjournals.org/cgi/reprint/77/916/315> (2007)
15. Kolektiv autorů. *Radiologie*, 1. vydání, Olomouc: Univerzita Palackého 2001
16. Štíssová, V., *Měření a analýza technických parametrů, výpočet dávek pacientů a hodnocení profesionálního ozáření u vybraných typů radiodiagnostických vyšetření*, diplomová práce ČVUT 2004
17. Toivonen, M., *PCXMC User´s Guide*. STUK – Radiation and Nuclear Safety Authority. June 2002 Helsinki, Finland
18. Bahreyni Toosi M.T., Nazery, M., Zare, H. *Application of Dose-Area Product Meter to Measure Organ and Effective Dose in Diagnostic Radiology at Two Hospitals, Mashhad, Iran*. <http://irpa11.irpa.net/pdfs/4b10.pdf> (2007)
19. ICRP, *Publication 85, Interventional radiology*. http://www.icrp.org/docs/ICRP_85_Interventional_s.pps (2007)
20. IPVZ, *Kurz radiační ochrany při nakládání se zdroji ionizujícího záření ve zdravotnictví*. Tisk Ediční oddělení IPVZ, Praha, 2004.

8. Klíčová slova

Ionizující záření, intervenční radiologie, radiační ochrana, dozimetrie, DAP, povrchová dávka, efektivní dávka, mimořádná událost, prevence.