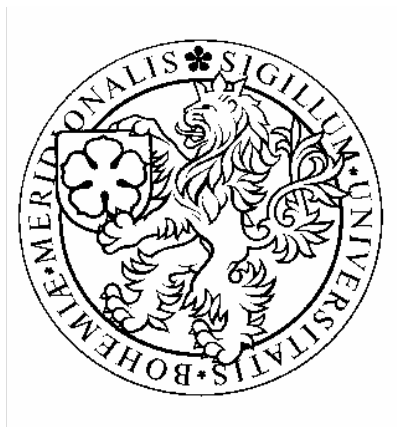


JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH

ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA



**SLEDOVÁNÍ RADIAČNÍ ZÁTĚŽE PERSONÁLU
U PERKUTÁNNÍCH INTERVENČÍ**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Autor: Lada Skácelová

Vedoucí práce: Doc.MUDr. Martin Köcher, Ph.D.

9. května 2008

Monitoring the personnel radiation load in percutaneous interventions

Abstract

The discovery of ionising radiation at the turn of the nineteenth and twentieth centuries was a landmark for medicine: the methods based on the principle and effects of ionising radiation are used even in the present medicine to a considerable extent. As early as in the very beginnings, adverse affects of ionising radiation were observed, and from this early period the first references to the need of radiation protection date.

The fields of medicine dealing with the application of ionising radiation, whether in the diagnosis or in the therapy of diseases, went through an extensive development in their over hundred-year history. It was in the technical sphere in particular where the most important progress was accomplished, thanks to the ever more advanced instrumentation put on the market, meeting the strict criteria of radiation protection. On the one hand, a large group of diagnostic and therapeutic procedures was replaced by new methods (based on ultrasound and magnetic resonance) that are not based on ionising radiation, and thus the patient or the attending personnel are not exposed to the harmful effects of the radiation. On the other hand, the interventional radiology has attained an unprecedented expansion. With the development of new interventional methods and procedures, the number and duration of interventions has been growing. The radiation load to which the intervening personnel are exposed has thus been rising despite the state-of-the-art instrumentation.

The theoretical part of the dissertation describes the origin and types of the ionising radiation, its properties and interactions with the environment; a proportional part has been devoted to the biological effects of the radiation. The prime attention has been concentrated on radiation protection, its objectives, principles and methods of radiation protection. An overview of the current legislation and list of requirements on the radiation monitoring has been elaborated. In the chapter on personal dosimetry, the fundamental relations and quantities used in the radiation dosimetry have been described, as well as the types of personal dosimeters and protective equipment.

In the practical part, the radiation load of the personnel attending percutaneous interventions in the department of interventional radiology of the Clinic of Radiology of the Teaching Hospital Olomouc was measured. Personal electronic radiation dosimeters Rados, type RAD 60S, were used. All the data obtained were processed using statistical methods, and, on the basis of the results thus obtained, the effectiveness of protection was determined, and the importance of the observation of the principles of radiation hygiene was evaluated.

The presumed use of the results of this work in practice is in the optimisation of procedures and measures leading to the maximum possible reduction of the radiation load in percutaneous interventions, and to the education and guidance of personnel towards consequential compliance with all principles of the radiation hygiene.

Sledování radiační zátěže personálu u perkutánních intervencí

Abstrakt

Objev ionizujícího záření znamenal pro medicínu na přelomu devatenáctého a dvacátého století obrovský krok dopředu a metody, jejichž základ je založen na principech a účincích ionizujícího záření jsou v hojné míře využívány i v současném lékařství. Již v ranných počátcích však byly při aplikaci ionizujícího záření pozorovány i jeho škodlivé účinky a od tohoto období jsou datovány také první zmínky o nutnosti radiační ochrany.

Medicínské obory, zabývající se aplikací ionizujícího záření, ať už při diagnostice či léčbě nemocí, prošly za svou více než stoletou historií rozsáhlým vývojem. Významného pokroku bylo dosaženo především v technické oblasti, díky které je na trh uváděno stále dokonalejší přístrojové vybavení, splňující přísná kritéria radiační ochrany. Na straně jedné byla velká skupina vyšetřovacích postupů nahrazena novými metodami (ultrazvuk a magnetická rezonance), jejichž základem není ionizující záření a pacient ani obsluhující personál tak není vystaven škodlivým účinkům záření. Na straně druhé však nebývalého rozmachu dosáhla intervenční radiologie. S rozvojem nových intervenčních metod a postupů roste i počet a délka intervenčních zákroků. Radiační zátěž, které je výkony provádějící personál vystaven, se tak i přes špičkové přístrojové vybavení zvyšuje.

V teoretické části této práce byl popsán vznik a druhy ionizujícího záření, jeho vlastnosti a interakce s prostředím a poměrná část byla věnována biologickým účinkům záření. Hlavní pozornost však byla soustředěna na radiační ochranu - na její cíle, principy a metody ochrany před zářením. Byl zpracován přehled současné legislativy a soupis požadavků týkajících se radiačního monitorování. V kapitole, která se vztahuje k osobní dozimetrii, byly popsány základní vztahy a veličiny užívané v dozimetrii záření, typy osobních dozimetrů a ochranných pomůcek.

V praktické části této práce bylo provedeno měření radiační zátěže personálu u perkutánních intervencí na oddělení intervenční radiologie Radiologické kliniky

FN Olomouc. K vlastnímu měření byly použity osobní elektronické dozimetry Rados – typ RAD 60S. Všechna získaná data byla zpracována statistickými metodami a na základě dosažených výsledků byla stanovena efektivita a zhodnocen význam dodržování zásad radiační hygieny.

Předpokládané využití výsledků této práce v praxi bylo směřováno ke stanovení optimálních postupů a opatření vedoucích k maximálnímu možnému snížení radiační zátěže personálu u perkutánních intervencí a k výchově a vedení personálu k důslednému dodržování všech zásad radiační hygieny.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Sledování radiační zátěže personálu u perkutánních intervencí“ vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

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

V Českých Budějovicích 9. května 2008

.....

Lada Skácelová

Poděkování

Děkuji panu Doc. MUDr. Martinovi Köcherovi, Ph.D. za cenné rady a připomínky při vedení mé bakalářské práce a personálu oddělení intervenční radiologie radiologické kliniky Fakultní nemocnice v Olomouci za pomoc při prováděném měření.

OBSAH

ÚVOD	10
1. SOUČASNÝ STAV	11
<i>1.1 Ionizující záření</i>	11
<i>1.2 Vznik RTG záření</i>	11
<i>1.3 Vlastnosti RTG záření</i>	12
1.3.1 Biologické účinky záření	15
1.3.2 Účinky záření na buňku a tkáň	17
1.3.3 Vztah dávky a účinku záření	19
1.3.3.1 Deterministické účinky	19
1.3.3.2 Stochastické účinky	20
1.3.4 Časné a pozdní účinky záření	20
1.3.4.1 Časné účinky záření	21
1.3.4.2 Pozdní účinky záření	23
<i>1.4 Radiační ochrana</i>	24
<i>1.4.1 Systém radiační ochrany v České republice</i>	25
1.4.1.1 Historie	25
1.4.1.2 Organizace radiační ochrany v ČR	25
1.4.1.3 Současná legislativa	26
<i>1.4.2 Základní cíle, principy a metody ochrany před zářením</i>	27
1.4.2.1 Cíle radiační ochrany	27
1.4.2.2 Principy radiační ochrany	28
1.4.2.3 Základní metody ochrany před zářením	30
<i>1.4.3 Radiační monitorování a osobní dozimetrie</i>	31
1.4.3.1 Referenční úrovně	31
1.4.3.2 Monitorování osob – osobní dozimetrie	32
1.4.3.3 Typy osobních dozimetrů	32
1.4.3.4 Veličiny a jednotky dozimetrie a radiační ochrany	34
1.4.3.4.1 Dozimetrické veličiny a jednotky	34
1.4.3.4.2 Veličiny používané v radiační ochraně	36

1.4.3.5 Ochranné pomůcky	37
1.4.3.5.1 Typy ochranných pomůcek	38
1.5 Angiografie a intervenční radiologie	39
1.5.1 Přehled intervenčních výkonů	41
2. CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY	45
3. METODIKA	46
3.1 Rozdělení výkonů do skupin	46
3.2 Použitý dozimetr	47
3.3 Sledované parametry	48
3.4 Statistické zpracování	49
4. VÝSLEDKY	50
4.1 Velikost dávky v závislosti na použití ochranné zástěny	53
4.2 Velikost dávky v závislosti na použití ZOOM	55
4.3 Velikost dávky v závislosti na skupině vyšetření	58
4.4 Skiaskopický čas a velikost dávky v závislosti na operátorovi	64
4.5 Posouzení závislosti dávky naměřené u operátora, asistenta a technika na skiaskopickém čase	65
4.6 Fantomové měření	67
5. DISKUSE	69
6. ZÁVĚR	74
7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	76
8. KLÍČOVÁ SLOVA	79
9. PŘÍLOHY	

ÚVOD

Objev záření X panem Wilhelmem Conrádem Röntgenem v roce 1895 byl nejen obrovským přínosem pro soudobou fyziku, ale pro medicínu na přelomu devatenáctého a dvacátého století se stal objevem naprosto převratným. Na rozdíl od mnoha jiných objevů a vynálezů bylo využití účinků záření X v medicíně tehdejší vědeckou obcí natolik akceptováno, že bylo prakticky ihned zavedeno do praxe a na počest svého objevitele nazváno rentgenovým zářením. Na principu rtg záření začala vznikat spousta vyšetřovacích a léčebných metod, které položily základy novému medicínskému oboru - radiologii.

RTG záření patří z fyzikálního hlediska mezi ionizující druhy záření a přes nesporné výhody, které jeho použití v lékařství přineslo, začaly být již od počátku pozorovány i jeho škodlivé účinky. Toto nepříjemné zjištění vedlo tehdejší vědce k tomu, aby se zabývali i nežádoucími účinky ionizujícího záření. Tím byly položeny základy radiační ochrany. Zpočátku to byla opatření především technické povahy, ale s prohlubováním znalostí o základních vlastnostech a biologických účincích záření, byly v ochraně před zářením zavedeny nové metody a postupy, které jsou stále zdokonalovány a na jejichž základě jsou vytvořeny dnes platné právní předpisy.

Radiologie prošla od svých počátků obrovským vývojem, a to z medicínského i technického hlediska. Velká část vyšetřovacích postupů, jejichž základem bylo použití ionizujícího záření, byla nahrazena novými metodami – ultrazvuk, magnetická rezonance. Tyto metody jsou založeny na zcela jiných principech než je ionizující záření a pacient ani personál tak není vystaven jeho škodlivým účinkům. Naproti tomu se velice rychle začala rozvíjet intervenční radiologie. S rozvojem nových intervenčních metod a postupů roste i počet a délka intervenčních zákroků. V současné době se tak intervenční radiologie spolu s CT vyšetřením nejvýznamněji podílí na radiační zátěži, které jsou pacienti i personál vystaveni.

Cílem této práce je stanovit efektivitu a zhodnotit význam dodržování zásad radiační ochrany, nalézt případné nedostatky a poukázat na možnosti, jak radiační zátěž snížit.

1. SOUČASNÝ STAV

1.1 *Ionizující záření*

Pod pojmem ionizující záření rozumíme takové druhy záření, které mají schopnost při průchodu hmotou vytvářet z původně elektricky neutrálních atomů odtržením elektronu z elektronového obalu atomu nebo molekuly, kladné a záporné ionty (iontové páry). Takto vytvořené iontové páry mohou v důsledku jiných biologických, chemických a fyzikálních dějů destruktivně způsobit molekulární změny a u živého organismu způsobit zdravotní poškození⁽¹²⁾. Ionizující záření se podle charakteru ionizačního procesu dělí na záření přímo a nepřímo ionizující.

Záření přímo ionizující, nazývané také korpuskulární, tvoří nabitě částice, které např. vylétují z jader radioaktivních prvků při jejich rozpadu. Korpuskulární záření je zářením látkové povahy a řadíme zde částice alfa a beta, protony, pozitrony a elektrony. Tyto částice mají dostatečně vysokou energii, čímž mohou samy vyvolat ionizaci. Princip přímé ionizace spočívá v tom, že elektricky nabitě korpuskulární částice vytrhávají elektrony, nebo se spojují na dráze svého letu s elektrony atomových obalů. Tímto se elektricky neutrální atomy rozkládají na negativní a pozitivní ionty. Odtržený elektron a pozitivně nabitý zbytek atomu tak vytvoří iontový pár.

Nepřímo ionizující záření tvoří částice nenabitě (např. fotony). Ty samy o sobě prostředím neionizují. Při jejich interakcích s ním však dochází k uvolnění sekundárních částic, které jsou již elektricky nabitě a tudíž mají schopnost opět způsobit přímou ionizaci. Patří zde fotony RTG a gama záření a neutrony. Nepřímo ionizující záření patří do spektra elektromagnetického vlnění a je zářením ve formě energie.

1.2 *Vznik RTG záření*

RTG záření používané v radiodiagnostice vzniká uměle a jeho zdrojem je rentgenka. Z technického hlediska je to skleněná trubice, silně vevakuována, která obsahuje dvě elektrody – katodu a anodu. RTG záření vzniká prudkým zabrzděním rychle letících elektronů, které jsou emitovány wolframovým vláknem katody,

nažhaveným na teplotu okolo 3240° C. Elektronů jsou urychlovány elektrickým polem mezi katodou a anodou, čímž získávají vysokou kinetickou energii. Při zabrzdění o materiál anody se tato energie přemění ze 2% na fotony RTG záření a z 98% na teplo. Záření, které vzniká při dopadu na anodu má dvě složky – brzdovou a charakteristickou.

Brzdné záření vzniká interakcí elektronu a jádra atomů anody. Zabrzdění elektronů nastává buď najednou (jednostupňově), nebo postupně v několika atomech. Tím vzniká rtg záření s různou vlnovou délkou. Dochází k tomu z toho důvodu, že napětí na katodě kolísá a urychlení elektronů směrem k anodě tak není konstantní. Brzdné záření má tedy spojité spektrum, nezávisí na materiálu anody a závisí pouze na napětí mezi katodou a anodou.

Na rozdíl od brzdného záření tvoří záření charakteristické pouze některé vlnové délky. Vzniká tak, že elektron letící z katody vyrazí ze slupek blízkých jádru atomu anody (K nebo L) elektron a na jeho místo přeskočí elektron ze vzdálené slupky. Během této fáze dojde k uvolnění přebytečné energie ve formě charakteristické složky záření, neboť kinetická energie elektronů na vzdálenějších slupkách je mnohem vyšší než na slupkách blízkých jádru. Energie jednotlivých slupek má určitou hodnotu, proto má i rozdíl energií mezi tou či onou zevní slupkou a slupkou K nebo L vždy stejnou hodnotu. Charakteristické záření má čárové spektrum, vzniká při přechodech elektronů v atomovém obalu a jeho energie závisí na materiálu anody.

1.3 Vlastnosti RTG záření

Rentgenové záření je z fyzikálního hlediska elektromagnetické vlnění s velmi krátkou vlnovou délkou (v rozmezí 10^{-8} až 10^{-10} m). Šíří se přímočaře rychlostí světla, je okem neviditelné a jeho intenzita ubývá se čtvercem vzdálenosti. Jeho charakter lze vyjádřit pěti základními vlastnostmi⁽⁹⁾:

- **Interakce RTG záření s hmotou**

Při průchodu hmotou je rtg záření zeslabováno. To je způsobeno tím, že fotony rtg záření uvolňují elektricky nabitě částice a předávají jim část nebo celou svou energii. Tyto částice jsou díky této energii schopné samy prostředí ionizovat nebo excitovat.

Jevy, které se na tom podílí, nazýváme absorpce, Comptonův rozptyl a tvorba elektronových dvojic⁽¹⁹⁾.

A) Absorpce – vysvětluje se fotoefektem. Foton narazí na některý oběhový elektron atomu, předá mu veškerou svoji energii a sám zanikne. Vznikne fotoelektron, který se díky získané energii uvolní a vylétne mimo svou slupku. Pokud zůstane v silovém poli atomu, dostane se atom do vybuzeného stavu - nastává excitace. Při návratu atomu z vybuzeného do klidového stavu se přebytečná energie vyzáří v podobě fotonu charakteristického rtg záření. Jestliže vzniklý fotoelektron opustí silové pole atomu, dochází k ionizaci. Pravděpodobnost fotoefektu se zmenšuje s rostoucí energií záření a roste s atomovým číslem materiálu. Uplatňuje se u energií do 0,5 MeV a vzniká při něm sekundární záření.

B) Comptonův rozptyl – interakce fotonů záření se slabě vázanými elektrony na vnějších slupkách atomů. Při tomto jevu se kvantum záření srazí s volným elektronem, předá mu jen část své energie a uvede jej do pohybu. Srážkou postižený elektron vylétne mimo svou slupku. Původní kvantum záření pokračuje v pohybu, ale v jiném směru, s nižší energií a s větší vlnovou délkou. Čím je primární záření kratší vlnové délky, tím více sekundárního záření vzniká. Comptonův rozptyl převládá u středních a vyšších energiích fotonů – nad 0,5 MeV a u látek s nižším atomovým číslem (např. voda).

C) Tvorba elektronových dvojic – tvorba páru elektron - pozitron. Tato interakce vzniká jen při použití velmi tvrdého záření, jehož energie přesahuje 1,02 MeV. V jejím průběhu je foton s touto energií zcela pohlcen v elektrickém poli atomového jádra a přitom vzniká elektron a pozitron. Záření o tak vysoké energii se v diagnostice nepoužívá.

Zeslabení záření závisí především na materiálu a tloušťce hmoty, kterou prochází. Čím je tloušťka hmoty větší, tím je větší i zeslabení. Pro absorpci např. platí, že je závislá na třetí mocnině vlnové délky a na třetí mocnině atomového čísla.

- **Luminiscenční efekt RTG záření**

Při dopadu záření na některé látky dochází k jejich světélkování. Látky, které světélkují se nazývají luminofory (např. jodid cesia, wolframan vápenatý, oxidy vzácných zemin, jako je lantan a gadolinum, aj.). Luminofory jsou transformátory elektromagnetického vlnění a přeměňují krátkovlnné záření v dlouhovlnné, v tomto případě ve viditelné světlo. Rtg záření vzbudí atom luminoforu, elektron v zevní sféře atomu luminoforu se dostane předáním energie na sféru blíže k jádru a rozdíl energií je emitován jak elektromagnetické vlnění. Poněvadž jde o rozdíly hladin menších energií, má emitované záření delší vlnovou délku a odpovídá tak viditelnému světlu. Rozlišujeme fluorescenci a fosforescenci. Fluorescencí rozumíme takový stav, kdy vhodná látka světélkuje pouze při dopadu krátkovlnného záření. Při fosforescenci dochází ke světélkování ještě nějakou dobu po dopadu záření.

- **Fotochemický efekt RTG záření**

Při interakci rtg záření s halogenidy stříbra (především AgBr a AgI) dochází k uvolňování jejich vzájemné vazby. Ionty stříbra a bromu se mění na neutrální atomy stříbra a bromu, které jsou při následném působení chemikálií schopné vyvolání.

- **Ionizace**

Při dopadu RTG kvanta na elektron atomu může dojít k jeho vyrazení mimo atom, při čemž se naruší elektrická rovnováha atomu a vzniká z něj iont. Uvolněné elektrony se mohou srazit s elektrony dalších neutrálních atomů a předat jim část své energie. Dochází k další ionizaci a vznikají sekundární elektrony. Při měření intenzity rtg záření měříme množství volných elektronů vzniklých ionizací. Ionizace je tím větší, čím je záření intenzivnější.

- **Biologický efekt záření**

Působením ionizujícího záření na živý organismus dochází k jeho poškození. Nepříznivými účinky ionizující záření se zabývá radiobiologie.

1.3.1 Biologické účinky záření

Biologické a lékařské poznatky o účincích ionizujícího záření na lidský organismus jsou získávány již od počátku 20. století a v dnešní době jsou sice rozsáhlé, ale dosud ne úplné. Zahrnují pozorování klinická, experimentální a především skupinová šetření, která jsou nezbytná pro průkaz zvýšené frekvence těch onemocnění, která jsou klinicky neodlišitelná od onemocnění spontánních (např. rakovina).

Různé změny, vyvolané ionizujícím zářením u člověka nemají stejný dosah pro jeho zdravotní stav. Praxe radiační ochrany vyžaduje jednoznačná kritéria, zaměřená na prevenci závažných důsledků ozáření. Stanovení těchto kritérií se musí opírat o třídění biologických poznatků tak, aby bylo možné kvantitativní hodnocení rizika z ozáření člověka a lidské populace.

Znalost biologických účinků záření je velmi důležitá pro stanovení principů a kritérií radiační ochrany, z nichž je dále odvozen systém limitování dávek u pracujících a obyvatelstva a zároveň tvoří základ pro poskytování léčebné péče při poškození organismu zářením a také při poskytování první pomoci při případné nehodě na pracovišti.

Působení záření na živou hmotu se řídí obecnými zákony platnými i pro látky neživé. Při průchodu ionizujícího záření prostředím dochází k ionizaci a k excitaci, přičemž je absorbována energie záření. Procesy počínající pohlcením energie záření biologickým materiálem a končící biologickým účinkem probíhají ve čtyřech stádiích⁽²⁸⁾:

STADIUM FYZIKÁLNÍ – k absorpci energie dochází buď přímo v biologicky důležité makromolekule (přímý účinek), nebo v jejím okolí (účinek nepřímý). V ozářeném biologickém systému vzniká velký počet aktivních molekul, které jsou excitované nebo ionizované.

STADIUM FYZIKÁLNĚ CHEMICKÉ – v tomto stadiu vstupují primární produkty do dalších reakcí, tzv. sekundárních procesů (např. disociace molekul nebo iontů, přenos náboje). Během těchto procesů může docházet k přenosu energie uvnitř

jednotlivých částí molekuly (intramolekulární přenos energie) nebo na jinou molekulu (intermolekulární přenos energie).

STADIUM CHEMICKÉ – tvoří se radikály a volné ionty. Řada radikálů vzniká ve vodném prostředí z molekul vody. Reakce těchto produktů vede většinou ke stabilním změnám některých molekul.

STADIUM BIOLOGICKÉ – molekulární změny (makromolekulární jako DNK, enzymy nebo změny malých molekul) se mohou projevit v podobě morfologických a funkčních změn.

Neustálá snaha o vysvětlení biologických účinků záření na živý organismus vedla k vypracování různých teorií⁽¹²⁾:

ZÁSAHOVÁ TEORIE - teorie přímého účinku. Vychází z úvahy o přímém zásahu citlivého objemu (např. jádra buňky) kvantem záření, při kterém dochází k lokální absorpci energie, ionizaci a následné fyzikální, fyzikálně chemické nebo funkční změně zasažené struktury.

RADIKÁLOVÁ TEORIE – teorie nepřímého účinku. Vychází z toho, že je každý organismus složený především z vody (70%), a že interakce záření s živou hmotou bude probíhat především na jejích molekulách (radiolýza vody). Zásahem molekul vody ionizujícím zářením vznikají velmi reaktivní volné radikály H a OH a produkty schopné oxidace – H_2O_2 a HO_2 , které mohou ovlivnit metabolické děje.

TEORIE DUÁLOVÉ RADIČNÍ AKCE – vychází ze dvou experimentálních směrů: ze studií chromozomálních aberací v buňkách a ze studií, používajících tzv. Rossiho počítač (mikrodozimetrie). Říká, že podmínkou pro poškození buňky je dosažení určité kritické hodnoty lokální hustoty energie v daném čase a předpokládá, že záření vyvolává v živé hmotě subléze, které jsou přímo úměrné sdělené energii. Kombinací dvou sublézí pak vzniká primární biologická léze.

MOLEKULÁRNĚ BIOLOGICKÁ TEORIE – uvažuje, že poškození vzniká kombinací dvou primárních dějů, které se odehrávají na dvojlátknech nukleové kyseliny, tvořících jádro buňky. Poškození je podle této teorie závislé na počtu vzniklých zlomů a na působení reparačních dějů.

Jednotlivé teorie o účincích záření na živou hmotu se vzájemně nevylučují, ale z různých hledisek spíše doplňují. Výše uvedené teorie zachycují období od absorpce energie záření až po stabilizované poškození molekuly, které později vede k morfologickým a funkčním změnám, zjistitelným na různé úrovni organizace živé hmoty – buněčné, orgánové nebo celého organismu.

1.3.2 Účinky záření na buňku a tkáň

Pro pochopení účinku záření na buňku je potřeba znát některé základní skutečnosti z biologie⁽¹²⁾. Nové buňky vznikají buněčným dělením. Častější je dělení mitotické – nepřímé, méně časté je dělení amitotické – přímé.

- mitotické dělení – komplikovaný dělicí pochod, při kterém dochází ke změnám jaderné hmoty buňky- chromatinu, který se dočasně změní v podkovovitě zahnuté tyčinky – chromozomy. Ty se podélně rozštěpí a po vstoupení do příslušných polovin původní buňky opět změní v chromatinová zrna a hrudky. Dochází ke vzniku dvou dceřiných buněk se stejnou chromozomální a tedy i genetickou výbavou.
- amitotické dělení – probíhá jako jednoduché zaškrcení jádra i těla buňky.

Vedle těchto dvou forem dělení existuje ještě zvláštní druh dělení pohlavních buněk – mióza. Při ní se počet chromozomů zredukuje na polovinu a jejich kompletního počtu je opět dosaženo až po splnutí mužské a ženské zárodečné buňky.

Je velice důležité vědět, co se s buňkou při interakci se zářením stane. Zda přežije nebo dojde k jejímu usmrcení. Podle tohoto můžeme účinky záření na buňku rozdělit ještě do dvou skupin:

A) Smrt buňky – může nastat buď ozářením v interfázi nebo při mitotickém dělení. Při ozáření v interfázi, tj. v období mezi dvěma děleními, dochází k denuraci buněčných složek, a k tomu je zapotřebí relativně vysoké dávky záření. Významnějším typem buněčné smrti je zánik buňky vázaný na mitózu. Smrt buňky se neprojevívá hned,

ale tím, že se buňka není schopna dále dělit. Tato, tzv. mitotická smrt buňky, se projevuje již při menších dávkách záření.

B) Změna cytogenetické informace – změny, které nenarušují průběh buněčného dělení, ale dochází při nich ke změnám v genetických informacích buňky. Může dojít ke vzniku genových mutací, nebo k poškození chromozómů – chromozomální aberace. Buněčné dělení může dále probíhat, ale tyto změny mohou být přeneseny na další buněčné generace. Rozlišujeme mutace somatické – mají vztah k pozdnímu somatickému poškození, zejména ke vzniku zhoubných nádorů a mutace genetické, které se týkají zárodečných buněk. Genetické mutace jsou zodpovědné za genetické účinky záření a mohou se přenášet do dalších generací ozářených jedinců a vyvolávat tak genetická poškození.

Lidský organismus je funkční celek jednotlivých tkání a orgánů, které nemají stejnou citlivost k ozáření, tzv. radiosenzitivitu. Při stejné absorbované dávce se v různých tkáních projeví rozdílné biologické účinky. Obecně platí, že zvláště vysokou radiosenzitivitu vykazují tkáně, ve kterých probíhá rychlé buněčné dělení. Vysvětluje se to tím, že mitotická smrt je převládajícím typem buněčné smrti v důsledku ionizujícího záření. Na podkladě těchto poznatků zformulovali francouzští vědci Bergonié a Tribondeauová v roce 1906 tzv. radiobiologický zákon, který říká, že:

Radiosenzitivní tkáně jsou tkáně s velkým počtem rychle se dělících málo diferencovaných buněk a radiorezistentní tkáně jsou tkáně s málo se dělícími nebo nedělícími se diferencovanými buňkami.

Při konečném hodnocení účinků záření na buňku a tkáně mají významné postavení tzv. obnovné mechanismy - reparační děje, které v závislosti na časovém faktoru odstraní část důsledků ozáření. Rozlišujeme časnou reparaci, tj. obnovu schopnosti dělení na úrovni postižené buňky (trvá několik hodin) a proliferaci, která vychází ze zachovalé dělivé schopnosti přežívající frakce kmenových buněk. U savčího organismu je mechanismus reparace významný u tzv. pomalu reagujících tkání (plíce,

ledviny). Pro obnovu rychle reagujících tkání je nejdůležitější obnova cestou proliferace.

Uplatnění uvedených reparačních mechanismů je závislé na tom, zda-li je dávka záření podávána frakcionovaně nebo protražovaně. Účinky záření jsou při stejné dávce, rozdělené do několika frakcí nebo realizované v delším časovém období, menší, než účinky stejné dávky, aplikované jednorázově. Na účinky záření, které jsou však vázány na změnu cytogenetické informace (nádory, genetické změny), nemá rozdělení dávky vliv.

Další vlastností, která určuje účinek záření, je prostorové rozložení dávky. Naprosto odlišný biologický účinek má ozáření lokální, kdy jsou postiženy jen některé tkáně a ozáření celkové.

1.3.3 Vztah dávky a účinku záření

Ozáření člověka může vyvolat některé chorobné změny, které se projevují v průběhu několika dnů až týdnů nebo v průběhu roků a desetiletí. Z časového hlediska rozlišujeme časné a pozdní následky ozáření. Míra účinku ozáření závisí především na míře poškození DNA a na možnostech následných reparačních mechanismů. Ozářená buňka buď přežije, ale dojde u ní ke změně cytogenetické informace a v důsledku nastupujících reparačních mechanismů k mutacím nebo nastává její smrt či je natolik poškozena, že není schopna dalšího dělení (sterilizující účinek). Z hlediska vztahu dávky, účinku i ochrany před zářením rozlišujeme tedy dva základní typy účinků. Deterministický a stochastický⁽³⁵⁾. O zkušenosti, týkající se vztahu dávky a účinku, se opírají hlavní cíle a kritéria radiační ochrany.

1.3.3.1 Deterministické účinky

Vznik deterministických účinků je přímo podmíněn velikostí obdržené dávky a závislý na existenci tzv. dávkového prahu.. Lze je pozorovat vždy až po dosažení určité hodnoty dávky, zvané prahová dávka, jež závisí na radiosenzitivitě dané tkáně. Intenzita deterministických projevů stoupá s obdrženou dávkou a jejich následky mají

charakteristický klinický obraz. Patří zde např. akutní nemoc z ozáření – ANO, nebo radiační zánět kůže. Pro typickou existenci dávkového prahu bývají označovány také jako účinky nestochastické. Pokud však nebude tato prahová hodnota překročena, lze deterministické účinky zcela vyloučit.

1.3.3.2 Stochastické účinky

Stochastickými účinky se rozumí účinky, které jsou vyvolané již dříve zmíněnými genetickými mutacemi a předpokládá se pro ně bezprahový, lineární vztah mezi dávkou a účinkem. Závislost těchto účinků má statistický charakter, a proto pro ně bylo zavedeno označení stochastické (pravděpodobné, náhodné). Jejich vznik není podmíněn velikostí dávky, neexistuje pro ně prahová dávka, ale jejich pravděpodobnostní výskyt s obdrženou dávkou roste. Jakékoliv ozáření má tedy nenulovou pravděpodobnost jejich vzniku. Klinický obraz těchto účinků není typický a neodlišuje se od spontánně vzniklých případů (např. rakovina).

1.3.4 Časné a pozdní účinky záření

Nejpodstatnějšími faktory, které ovlivnily rozdělení biologických účinků záření na časné a pozdní, jsou doba nástupu a časový průběh účinků záření na organismus. Vznik časných účinků záření je podmíněn jednorázovým ozářením celého těla či jeho větší části velkou dávkou. Klinicky se tyto účinky projevují bezprostředně nebo v krátkém čase po ozáření. Jedná se o účinky deterministické, u kterých platí, že čím je vyšší dávka, tím dříve nastupují a tím jsou také závažnější. Při současné úrovni radiační ochrany je výskyt časných účinků záření prakticky vyloučen. Může k němu dojít jen ve zcela výjimečných případech, a to při závažném porušení zásad radiační ochrany, při nadměrném ozáření z nekontrolovatelného zdroje nebo při radiační havárii. Hlavní rozdíl mezi vznikem časných a pozdních účinků záření spočívá v tom, že se pozdní účinky záření mohou projevit až s odstupem několika let latence po ozáření. Postihují buď přímo exponované jedince, nebo se projevují u jeho potomstva. Vznikají buď jako

deterministické účinky po dlouhodobé či opakované expozici menšími dávkami záření (pozdní nenádorová poškození), nebo jako stochastické účinky (nádorová a genetická poškození).

1.3.4.1 Časné účinky záření

- AKUTNÍ NEMOC Z OZÁŘENÍ (ANO) – rozvíjí se po jednorázovém ozáření celého těla nebo jeho větší části dávkou asi od 1Gy výše. Klinický obraz je závislý na absorbované dávce záření a převládají v něm příznaky od poškození krvetvorných orgánů a trávicího ústrojí až k poškození centrální nervové soustavy. ANO zahrnuje tři základní syndromy:

A) Dřeňový syndrom – objevuje se po celotělovém ozáření dávkou v rozmezí 1 – 6 Gy. Dochází k útlumu krvetvorby – v krevním obraze výrazně poklesne počet bílých krvinek, lymfocytů a klesá i počet červených krvinek a krevních destiček. Onemocnění je charakterizováno především sepsí a krvácením. V závislosti na dávce může po 6-8 týdnech dojít k uzdravování, ale pouze za předpokladu, že v kostní dřeni zůstaly zachovány ostrůvky funkčních kmenových buněk a dochází tak k doplňování krvinek do krevního oběhu. Při dávce 6-10 Gy jsou krvetvorné buňky většinou nenávratně zničeny a pokud není včas zajištěna intenzivní léčba (např. transplantace), dochází ke smrti.

B) Gastrointestinální syndrom – střevní forma ANO. Objevuje se při dávkách záření kolem 10 Gy a je způsobena zničením buněk střevní výstelky. Hlavními příznaky jsou krvavé průjmy a může dojít i k životu ohrožujícím komplikacím, jako je perforace střeva nebo střevní neprůchodnost. Při vyšších dávkách, kolem 20 Gy, dochází k metabolickému rozvratu - porucha hospodaření organismu s tekutinami a minerálními látkami, jehož vyústěním může být toxémie až septický šok.

C) Neurovaskulární syndrom – nastává při vysokých dávkách záření, v úrovni několika desítek Gy a má dvě formy (mozková a vaskulární). Poškození je nereparabilní a vzniká buď přímým působením záření na nervovou buňku nebo v důsledku hypoxie při radiačním poškození mozkových cév. Nastává akutní zánět, zvyšuje se nitrolební tlak a dochází k otoku mozku, což vede k jeho poškození. U ozářeného organismu

se dostaví psychická dezorientace a zmatenost, porucha koordinace pohybů, křeče a ztráta vědomí, končící smrtí.

- AKUTNÍ LOKÁLNÍ ZMĚNY

A) Akutní radiační dermatitida – při každém ozáření je potřeba věnovat kůži zvýšenou pozornost, protože je vstupním polem svazku záření. Stupeň poškození závisí na dávce, druhu záření a jeho energii, velikosti ozářeného pole a na lokalizaci. Rozlišují se tři stupně poškození. Při ozáření nad 3 Gy vzniká dermatitida 1. stupně – objevuje se erytém (zrudnutí) kůže a ztráta ochlupení. Při dávkách nad 10 Gy nastává dermatitida 2. stupně - pokožka se odděluje od pojivového podkladu tekutinou a vznikají puchýře a vředy. Pokud dojde i k poškození cév, vyživujících tkání, dochází k nekróze – 3. stupeň akutní dermatitidy.

B) Poškození fertility – k tomuto poškození dochází po ozáření pohlavních žláz a odpověď na ozáření je u mužů a žen rozdílná. U mužů dochází při dávkách do 3 Gy k přechodnému snížení počtu spermií a dočasné sterilitě, trvalá sterilita nastává při dávce kolem 6 Gy. Sekundární pohlavní znaky jsou obvykle zachovány a plodnost se může ve výjimečných případech i obnovit. U žen dochází k trvalé sterilitě při dávce kolem 3 Gy, přičemž se dávka vedoucí ke sterilitě postupně s věkem ženy snižuje. U žen mohou být postiženy i sekundární pohlavní znaky, protože jsou při sterilizační dávce zničeny i buňky produkující ženské pohlavní hormony.

C) Poškození zárodku a plodu – může k němu dojít při ozáření břicha a malé pánve u těhotných žen. Lidský zárodek tvoří rychle se dělící buňky a je tedy vůči záření velmi radiosenzitivní. Poškození může nastat již při nízkých dávkách – od 0,1 Gy a jeho charakter závisí, kromě velikosti dávky, především na stádiu vývoje (na době uplynulé od oplodnění). V prvních třech týdnech dochází při ozáření zpravidla k zániku zárodku a ukončení gravidity. V období organogeneze (3. – 8. týden) může ozáření způsobit malformace ve vyvíjejících se orgánech zárodku a při ozáření plodu (2.- 6. měsíc) se objevuje riziko vývojových a mentálních poruch narozeného dítěte. V posledním trimestru se plod stává vůči záření více radiorezistentním, je ovšem velice nutné

pamatovat na to, že ozáření plodu vede k podstatně vyššímu riziku vzniku stochastických účinků nádorového charakteru.

D) Radiační záněty – nejčastějšími typy tohoto poškození jsou radiační zánět plic nebo radiační zánět nosohltanu, které nastávají při jednorázovém ozáření hrudníku nebo hlavy. Prahová dávka se pohybuje kolem 5 Gy.

1.3.4.2 Pozdní účinky záření

- CHRONICKÁ RADIAČNÍ DERMATITIDA - často se vyskytovala u pracovníků, zejména lékařů – rentgenologů, kteří prováděli skiaskopická vyšetření bez dostatečné ochrany před zářením. Vzniká po dlouhodobém působení ionizujícího záření, i když v malých dávkách. Tento zánět kůže je lokalizován především na prstech a projevuje se suchostí kůže, jejím praskáním a křehkostí, lomivostí a podélným rýhováním nehtů. Při dávkách kolem 20 Gy, absorbovaných během týdnů až měsíců, může dojít k trvalým změnám – teleangiektázie, poruchy pigmentace.
- KATARAKTA – zákal oční čočky. Vznik katarakty je podmíněn dosažením dávkového prahu a ke svému rozvoji vyžaduje určitou dobu latence. Vytváří se zpravidla ve středu zadního pouzdra čočky, v místě, kudy prochází středový paprsek, tak že funkce oka může být vážně ohrožena. Může vzniknout při jednorázovém ozáření očí dávkou kolem 3 Gy, při frakcionované nebo souvislé dlouhodobé expozici se práh 2 – 3 krát zvyšuje. Doba latence je minimálně 1 rok, zpravidla bývá 2 – 6 let.
- ZHOUBNÉ NÁDORY – nejzávažnější pozdní somatické účinky záření. Tyto pozdní změny mohou být vyvolány i malými dávkami ionizujícího záření a představují hlavní somatické riziko z ozáření při nízkých dávkách. Mohou vznikat jako následek mutací, při kterých dochází ke ztrátě kontroly nad dělením buněk a k následné maligní přeměně postižených buněk. Z hlediska radiační ochrany je tak kladen velký důraz na to, aby veškeré dávky obdržené lidským organismem byly co nejmenší, při zachování maximalizace přínosu využití ionizujícího záření pro jednotlivce i pro společnost.

- GENETICKÉ ZMĚNY – jedná se o postižení potomstva ozářených osob a jeho podkladem jsou mutace, tj. změny v genetické informaci zárodečné buňky. Genetický účinek záření spočívá ve zvýšené frekvenci spontánně se vyskytujících mutací. Mutovaný gen je při dělení buňky schopen reprodukce, a tak je mutace předávána do dalších generací. Základ budoucího jedince může v důsledku své nepříznivé genetické skladby časně zaniknout – neúspěšné oplodnění, nebo může těhotenství končit potratem, předčasným porodem, úmrtím novorozence či porodem dítěte s hrubou vrozenou vadou. Příkladem genetické vývojové vady je např. Downova nemoc. Pokud dojde ke genetickým změnám, nebezpečí spočívá především v tom, že mutace mohou ovlivnit vyhlídky na přežití a další uplatnění nových jedinců. Odhaduje se, že mutovaný gen setrvává v populaci asi 40 generací.

1.4 Radiační ochrana

Rozvoj radiační ochrany začal krátce po objevu RTG záření. Přes nesporné výhody, které použití záření lékařství přineslo, začaly být již od počátku pozorovány i jeho škodlivé účinky. Nedostatečná znalost principů radiační ochrany při samotné aplikaci záření vedla velmi často k poškození pacientů i zdravotnických pracovníků. Prvním dokumentovaným případem poškození byly kožní změny pozorované Grubbem v Chicagu již v roce 1896. Velká pozornost začala být tedy věnována i nežádoucím účinkům rtg záření a kolem roku 1910 byly známy skoro všechny typy poškození, které ionizující záření způsobuje⁽¹¹⁾. Získané poznatky byly tak alarmující, že se staly podnětem k rozvoji činností, které při využití záření zároveň vedly k účinné ochraně před ním. Tímto byly položeny základy radiační ochrany. V roce 1928 na II. mezinárodním radiologickém kongresu ve Stockholmu byla ustanovena Mezinárodní komise ochrany před zářením (International Commission on Radiological Protection - ICRP). Tento nezávislý odborný orgán vydával první doporučení o radiační ochraně, jenž směřovala k regulaci expozic pacientů i k omezování ozáření při práci. ICRP soustavně od svého vzniku hodnotí poznatky o účincích záření na lidský organismus a metody radiační ochrany. Na základě vydávaných doporučení procházel celý systém

radiační ochrany neustálým vývojem a veškeré dosud získané odborné podklady posloužily k formulaci dnes platných zákonů a vyhlášek.

1.4.1 Systém radiační ochrany v České republice

1.4.1.1 Historie

Počátky systému radiační ochrany v České republice se datují od roku 1918, kdy byl v Praze založen Státní ústav radiologický (v roce 1955 byl přejmenován na Výzkumný ústav radiologický)⁽²⁹⁾. Ten se začal zabývat oblastí záření a jeho činnost trvala až do roku 1959. V roce 1947 převzal tento ústav dohled nad radiační hygienou na československých pracovištích s ionizujícím zářením, včetně provádění pravidelných radiačně – hygienických prohlídek pracovníků s ionizujícím zářením. Ústav byl postupně reorganizován a na jeho základech byl v roce 1959 zřízen Ústav pro výzkum, výrobu a využití radioizotopů. Současně se již krátce po 2. světové válce začaly v rámci ministerstva zdravotnictví zřizovat ústavy pracovního lékařství, které působily jako výzkumné a vyšetřovací orgány zdravotní ochrany práce. Problémy, které souvisely s ochranou před ionizujícím zářením, se rovněž zabývala řada rezortních, školských a výzkumných pracovišť, čímž se významně podílely na rozvoji radiační ochrany. Od roku 1952 byl v Československu přijat sovětský model hygienické a protiepidemické péče a byl založen Ústav hygieny práce a chorob z povolání. Při tehdejších Krajských národních výrobech byly zřízeny Krajské hygienicko – epidemiologické stanice (KHS). V roce 1965 vznikl Výzkumný ústav hygieny záření, který byl v roce 1971 začleněn do Institutu hygieny záření jako Centrum hygieny záření (CHZ). Specifickými hygienickými problémy souvisejícími s těžbou a zpracováním uranové rudy se zabýval Ústav hygieny práce v uranovém průmyslu v Příbrami.

1.4.1.2 Organizace radiační ochrany v ČR

Výše zmíněný systém radiační ochrany v České republice byl zachován až do roku 1995, kdy vláda ČR rozhodla o spojení radiační ochrany a jaderné bezpečnosti

do Státního úřadu jaderné bezpečnosti (SÚJB). Útvary radiační hygieny při KHS byly reorganizovány na regionální centra SÚJB a na bázi CHZ byl vytvořen Státní ústav radiační ochrany (SÚRO). Do rámce působnosti SÚJB spadá dohled a koordinace celého komplexu opatření pro bezpečné používání zdrojů ionizujícího záření. Kromě legislativní činnosti SÚJB posuzuje projekty pracovišť se zdroji ionizujícího záření, vydává příslušná povolení a vykonává inspekční činnost na těchto pracovištích.

Na každém pracovišti s ionizujícím zářením je ustaven dohlížející pracovník (pravidelně proškolený SÚJB), který se přímo na místě zabývá otázkami radiační ochrany a vede příslušnou dokumentaci. Ve větších zdravotnických zařízeních jsou zřízena Oddělení lékařské fyziky a radiační ochrany, která se touto činností zabývají.

1.4.1.3 Současná legislativa

V letech 1997 až 2002 byl vytvořen a vstoupil v platnost soubor nových právních předpisů – zákon č.18/1997 Sb., ze dne 24.ledna 1997, o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (tzv. Atomový zákon) v platném znění, novelizován zákonem č. 13/2002 Sb. (platnost od 1.7.2002), který stanovuje nejobecnější pravidla pro práci se zdroji ionizujícího záření. Tímto byl vytvořen legislativní rámec pro zavedení všech mezinárodně přijatých principů a požadavků k zajištění radiační ochrany v praxi.

Na atomový zákon navazuje řada norem a provádějících vyhlášek, které jsou v oblasti radiační hygieny a jaderné bezpečnosti plně harmonizovány s legislativou EU. Tento soubor předpisů prezentuje především vyhláška SÚJB č. 184/1997 Sb., novelizována vyhláškou SÚJB 307/2002 Sb. ve znění vyhlášky č.499/2005 Sb. o radiační ochraně (dále vyhlášky SÚJB č.146/1997 a SÚJB č.214/1997). Tyto vyhlášky byly v říjnu 2007 doplněny o tzv. Doporučení „Zabezpečení osobního monitorování při činnostech vedoucích k ozáření“, které je určeno všem pracovníkům vykonávajícím tyto činnosti, zejména držitelům povolení vydaných v souladu s Atomovým zákonem a vyhláškou č.307/2002 Sb., ve znění pozdějších předpisů. Doporučení je zpracováno s přihlédnutím k praxi ustálené za dlouhá léta na pracovištích ze zdroji ionizujícího záření a k současným publikovaným poznatkům o radiační ochraně v ČR

i na zahraničních pracovištích. Věnuje se především problémům souvisejícím s aplikací třetího principu radiační ochrany – systému limitování ozáření osob.

1.4.2 Základní cíle, principy a metody ochrany před zářením

1.4.2.1 Cíle radiační ochrany

Lidský organismus je během svého života vystavován mnoha rizikům – škodliviny v životním prostředí a potravinách, kouření, genetické vlivy, infekční a jiné nemoci. Kromě těchto všeobecně známých škodlivých faktorů, které nepříznivým způsobem ovlivňují zdraví a vývoj lidského jedince, existují ještě tzv. přídatná rizika, mezi které řadíme riziko z ionizujícího záření. Prokázané škodlivé účinky ionizujícího záření vedou k nutnosti ochrany před zářením, která se zaměřuje nejen na jednotlivce a jeho potomstvo, ale na populaci jako celek.

Ochrana před ionizujícím zářením vychází z dosaženého stupně znalostí o biologických účincích ionizujícího záření, jeho vlivu na lidské zdraví, z rozboru podmínek ovlivňujících výši ozáření v různých skupinách obyvatelstva a ze společných principů, organizačních a právních zásad, jimiž je řízena ochrana zdraví ve společnosti. Jedním z cílů radiační ochrany je zabezpečit dostatečnou úroveň ochrany zdraví a umožnit přitom přínos z využití zdrojů záření a jaderné energie.

Základním prvkem, který určuje primární cíl radiační ochrany, je především znalost biologických účinků záření, a to zejména vztahu dávky záření a účinku záření. Jak již bylo vysvětleno v kapitole 1.3.3, rozlišují se z tohoto hlediska dva základní typy účinku. Deterministické (nestochastické), jichž závažnost stoupá s dávkou od určitého dávkového prahu a stochastické (bezprahové), u nichž v závislosti na dávce stoupá pravděpodobnost, se kterou budou postiženi jednotlivci z exponované skupiny nebo jejich potomci.

Hlavním cílem ochrany před zářením u oprávněných činností spojených s expozicí ionizujícího záření je zcela vyloučit nežádoucí nestochastické účinky a omezit výskyt stochastických účinků na tak nízkou úroveň, aby byla přijatelná pro společnost a jednotlivce.

1.4.2.2 Principy radiační ochrany

Nestochastickým účinkům lze zabránit stanovením tak nízkých limitů ekvivalentní dávky, aby nebyla dosažena prahová dávka ani po celoživotním ozáření. Omezení stochastických účinků se zajišťuje systémem limitování dávek tak, aby pravděpodobnost poškození zářením byla snížena na velmi malou míru a aby přitom nedocházelo k nežádoucímu omezení využití zdrojů záření. Z tohoto důvodu byl vytvořen systém limitování dávek. Jeho uplatnění v praxi je podmíněno dodržováním čtyř základních principů radiační ochrany.

PRINCIP ZDŮVODNĚNÍ - při činnosti vedoucí k ozáření ionizujícím zářením je povinností každého, kdo takto nakládá, dbát na to, aby očekávaný efekt byl pro jednotlivce i pro společnost přínosem, který vyváží všechna rizika, jež při těchto činnostech vznikají nebo mohou vzniknout. Míra rizika se v tomto případě rozumí posouzení celkových společenských nákladů s uvážením všech nežádoucích zdravotních důsledků. Případná zdravotní újma se vyjadřuje v peněžním ekvivalentu.

Ve zdravotnictví je tento princip používán často. Při indikaci vyšetření nebo léčení prostřednictvím zdrojů ionizujícího záření dochází k rozhodování o zdůvodnění ozáření prakticky denně. Vyšetření indikována klinickým stavem pacientem bývají obvykle zdůvodněna. Zvláštním případem jsou screeningová vyšetření, kde je konečným nositelem přínosu nejen vyšetřovaný jedinec, ale i společnost. Hlavním přínosem je snížení počtu onemocnění a případných smrtí ve vymezené populační skupině, které závisí na diagnostické výtěžnosti vyhledávacího postupu a možnosti efektivně léčit zachycené chorobné stavy.

PRINCIP OPTIMALIZACE – uplatnění tohoto principu v praxi spočívá především v tom, že každý provozovatel činnosti vedoucí k ozáření musí dodržovat takovou

úroveň radiační ochrany, aby riziko škodlivých účinků a efektivní dávka byly tak nízké, jak je lze z technického a ekonomického hlediska dosáhnout⁽¹¹⁾. Tento princip optimalizace bývá označován zkratkou ALARA („As Low As Reasonably Achievable“). Tento princip je jakýmsi kompromisem mezi podceňováním rizika z ozáření na jedné straně a neúnosnými požadavky na zajištění absolutní ochrany a nulových dávek na straně druhé.

PRINCIP NEPŘEKROČENÍ LIMITŮ – při činnostech vedoucích k ozáření je nutné postupovat tak, aby celková radiační dávka za určitá období nepřesahovala stanovené limity (většinou 1 rok a 5 po sobě jdoucích let). První limity byly zavedeny v roce 1956. V současnosti jejich hodnoty určuje vyhláška č. 307/2002 Sb., která zároveň rozlišuje několik druhů limitů – základní, zvláštní a odvozené.

Pod pojmem základní limity rozumíme takové hodnoty efektivní dávky, které nesmí být u jednotlivce v daném období překročeny. Současně je však třeba splnit požadavek, aby nebyly překročeny ani limity pro stochastické a nestochastické účinky. Rozlišují se základní limity pro pracovníky se zdroji ionizujícího záření, základní limity pro učně a studenty a základní limity obecné.

Zvláštní limity jsou stanoveny pro ozáření dobrovolníků při péči o pacienty, návštěvníků či spolu žijících osob – 1 mSv u osob do 18 let a 5 mSv u ostatních za dobu vyšetřování nebo léčení pacienta. Ozáření plodu u těhotných žen pracujících na pracovišti se zdroji ionizujícího záření omezuje úpravou podmínek práce tak, aby bylo nepravděpodobné, že součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazku efektivních dávek z vnitřního ozáření plodu, překročí 1 mSv.

Odvozené limity jsou měřitelné veličiny, jejichž vztah k základním limitům je přesně určen. Pro zevní ozáření je to osobní dávkový ekvivalent v hloubce 0,07 mm $\{H_p(0,07)-500$ mSv za kalendářní rok} a osobní dávkový ekvivalent v hloubce 10 mm $\{H_p(10) - 20$ mSv za kalendářní rok}. Odvozenými limity pro vnitřní ozáření jsou např. limity pro příjem radionuklidů požitím či vdechnutím.

PRINCIP ZAJIŠTĚNÍ BEZPEČNOSTI ZDROJŮ – zdroje ionizujícího záření by měly být zabezpečeny tak, aby nemohlo dojít k nekontrolovatelnému ozáření nebo kontaminaci prostředí. Zdroje musí být náležitě evidovány a skladovány, aby nedošlo

k jejich odcizení či ztrátě, a aby byly zářiče svěřovány jen osobám a organizacím, které jsou pro příslušné činnosti vyškoleny a mají povolení.

1.4.2.3 Základní metody ochrany před zářením

V ochraně před zářením jsou uplatňovány metody, které vedou ke snížení absorbované dávky ionizujícího záření v organismu na co nejnižší míru, čímž se podstatně omezuje riziko vzniku nežádoucích deterministických a stochastických účinků záření. Obdržená dávka je určena několika základními faktory: intenzitou, druhem a energií použitého záření, délkou expozice a geometrickými podmínkami (vzdálenost, stínění). Existují tři základní způsoby ochrany před vnějším ozářením, ke kterým byl přiřazen ještě čtvrtý způsob, který se však týká práce s otevřenými zářiči.

- **Ochrana časem** – absorbovaná dávka je přímo úměrná době expozice, po kterou se nacházíme v poli záření. Obdrženou dávku lze tedy úměrně snížit při zkrácení pobytu v exponovaném místě.
- **Ochrana vzdáleností** – intenzita záření a tím i dávkový příkon jsou nepřímo úměrné druhé mocnině vzdálenosti od zdroje záření (přesně platí pro bodový zdroj). Z tohoto důvodu je třeba zdržovat se co nejdále od zdrojů záření (i od pacientů s aplikovanou radioaktivní látkou).
- **Ochrana stíněním** – provádí se odstíněním záření vhodným absorbujícím materiálem. Při interakci záření s látkovým prostředím dochází k jeho absorpci (částečné, někdy i veškeré) a tím i k zeslabení toku záření. Podstatného snížení intenzity záření dosáhneme, postavíme – li záření do cesty vhodný stínicí materiál. Pro RTG záření jsou nejvhodnějšími stínicími materiály látky s velkou měrnou hmotností (hustotou) – např. olovo a ze stavebních materiálů pak beton s příměsí barytu.

- **Zabránění kontaminace** – při práci s otevřenými zářiči může dojít k povrchové nebo vnitřní kontaminaci těla. Pro zabránění vzniku kontaminace je velmi důležité dodržovat pravidla hygieny – v kontrolovaném pásmu nejíst, používat ochranné rukavice, s těkavými látkami pracovat zásadně v digestoři, atd..

1.4.3 Radiační monitorování a osobní dozimetrie

1.4.3.1 Referenční úrovně

Za účelem zajištění optimální úrovně ochrany osob a pracovního či životního prostředí před škodlivými účinky ionizujícího záření se provádí tzv. radiační monitorování, které se skládá ze čtyř částí – monitorování pracoviště, osobní monitorování, monitorování okolí a monitorování výpustí.

Pro hodnocení výsledků měření při monitorování jsou stanoveny určité hodnoty (způsob, rozsah a frekvence měření, návody na vyhodnocení výsledků měření a pokyny k příslušným opatřením při jejich překročení, parametry měřících přístrojů a pomůcek, hodnoty referenčních úrovní), jejichž dosažení a překročení signalizuje anomální radiační situaci a je pokynem pro zahájení příslušných opatření radiační ochrany⁽¹¹⁾.

Stanovené hodnoty nazýváme referenční úrovně a rozlišujeme tři druhy těchto úrovní:

ZÁZNAMOVÁ ÚROVEŇ – stanovuje nejnižší hodnotu monitorované veličiny, od které má význam ji hodnotit a zaznamenávat v dokumentaci (zpravidla 1/10 ročního limitu).

VYŠETŘOVACÍ ÚROVEŇ – dosažení vyšetřovací úrovně signalizuje ne zcela běžnou radiační situaci na pracovišti a je podnětem k šetření jejich příčin a důsledků (u osobních dávek bývá zpravidla vázána na překročení 3/10 dávkového limitu).

ZÁSAHOVÁ ÚROVEŇ – její dosažení představuje mimořádnou událost či přímo radiační nehodu a je pokynem pro okamžité zahájení mimořádného opatření (zásahu), vedoucího k ochraně osob a prostředí podle havarijního řádu pracoviště. Časové, místní

a jiné podmínky zásahových situací se velmi výrazně liší, a proto nejsou stanoveny obecně závazné směrnice, včetně hodnot dávek, k indikaci zásahů. Například pro osobní monitorování jsou referenční úrovně stanoveny celostátní službou osobní dozimetrie a pro lékaře – intervenčního radiologa představuje zásahovou úroveň dosažení dávky 20 mSV/rok.

1.4.3.2 Monitorování osob – osobní dozimetrie

Osobní monitorování spočívá v měření a ve vyhodnocování osobních dávek radiačních pracovníků, ať se již jedná o zevní či vnitřní ozáření, na těch pracovištích se zdroji ionizujícího záření, kde jsou dle platné legislativy vyhlášována kontrolovaná pásma. Jsou to ta pracoviště, kde je možné očekávat vyšší úroveň individuálních dávek nebo tam, kde existuje pravděpodobnost dosažení nebo překročení limitů. Monitorování se provádí pomocí osobních dozimetrů, které jsou radiační pracovníci povinni nosit během všech prací s ionizujícím zářením a při pobytu v kontrolovaném pásmu. Dozimetry jsou ve stanovených časových intervalech centrálně vyhodnocovány (zpravidla jednou za měsíc). Výsledkem jsou hodnoty dávek (v mSv) a vyhodnocování provádí oprávněná dozimetrická služba.

Pro nošení osobního dozimetru je určeno tzv. referenční místo, které je na přední levé horní straně hrudníku. V případě používání ochranné stínící zástěry se osobní dozimetr nosí také na tomto referenčním místě, ale vně zástěry. Pokud však nastávají během výkonu práce s ionizujícím zářením situace, při kterých mohou být výrazně ozářeny jiné části těla, např. ruce, jsou pracovníci vybaveni navíc přídavným dozimetrem. Zpravidla se jedná o prstové dozimetry, které se nosí na zevní straně prsteníku více exponované ruky.

1.4.3.3 Typy osobních dozimetrů

Filmový dozimetr – v současné době nejznámější a nepoužívanější osobní dozimetr, jehož princip je založen na fotochemických účincích ionizujícího záření. Skládá

se z umělohmotné kazety s otvorem, na jejíž vnitřní straně jsou umístěny filtry z mědi, olova a plastu o různých tloušťkách. Otvor dovoluje zjistit jakým druhem záření byl dozimetr ozářen a filtry pak odhadnou energii záření. Filmový dozimetr poskytuje také informaci o tom, zda došlo k ozáření zepředu, zezadu, ze strany a zda bylo ozáření jednorázové či nikoliv. Do kazety jsou vloženy dva světlotěsně zabalené fotografické filmy, které mají tlustší emulzi s vyšším obsahem bromidu stříbra. Jeden film je vysoce citlivý a vyhodnocuje vždy. Druhý, který je citlivý méně, se vyhodnocuje v případě nadměrné dávky, která by nemohla být vyhodnocena z citlivého filmu v důsledku jeho přezáření. Působením ionizujícího záření vzniká na filmu latentní obraz, který se vyvoláním zviditelní a fotometricky vyhodnotí. Optická hustota zčernání filmu je pak úměrná dávce záření, které byl dozimetr vystaven.

Termoluminiscenční dozimetr – jeho princip je založen na jevu radiotermoluminiscence, což je vlastnost některých látek shromažďovat energii absorbovanou při ozáření a uvolnit ji v podobě viditelného světla až po zahřátí na teplotu několika stovek stupňů celsia. Množství světla je úměrné energii záření v látce absorbované – tj. dávce záření. Nejčastěji používané termoluminiscenční látky jsou fluorid lithný (LiF) a aluminofosfátové sklo (CaSO_4). Příkladem termoluminiscenčního dozimetru je prstový dozimetr.

Elektronický dozimetr – slouží pro okamžité a průběžné sledování obdržené dávky a používá se zejména na pracovištích, kde nelze při ztrátě kontroly nad zdrojem ionizujícího záření vyloučit případnou radiační nehodu. Základem těchto tzv. operativních dozimetrů je elektronický detektor záření, většinou G-M trubice nebo ionizační komůrka a vyhodnocovací elektronika a číselným displejem, která umožňuje přímý odečet obdržené dávky. Na dozimetru lze nastavit určitou signální úroveň dávky nebo dávkového příkonu, při jejímž překročení se spustí akustická signalizace.

Současnou legislativou není přesně stanoveno jaký typ dozimetru by se měl na příslušném pracovišti ze zdroji ionizujícího záření používat. Všechny typy uvedených osobních dozimetrů jsou navzájem plnohodnotné a splňují podmínky pro osobní monitorování. Dle dosavadní praxe je snad nejčastěji používán dozimetr

filmový. Při podrobnějším porovnání však můžeme říct, že na rozdíl od elektronického dozimetru s přímým odečtem dávky, je při používání filmového a termoluminiscenčního dozimetru určitou nevýhodou časové zpoždění, kdy obdrženou dávku zjistíme až po centrálním vyhodnocení, většinou po několika týdnech.

1.4.3.4 Veličiny a jednotky dozimetrie a radiační ochrany

Radiační fyzika a ochrana jsou od svých počátků úzce spjaty s lékařskou radiologií. Až do 2. světové války představovali radiologové jedinou rozsáhlou skupinu uživatelů ionizujícího záření. Velmi brzy začala být zřejmá skutečnost, že záření, které používají, představuje i určité zdravotní riziko a záhy se objevila potřeba kontrolovat množství emitovaného záření. Veličiny a jednotky spojené s ionizujícím zářením prošly dlouholetým vývojem. V zájmu sjednocení mezinárodní praxe byl v roce 1925 na 1. radiologickém kongresu ustaven orgán, který se měl systematicky zabývat otázkami radiačních měření a standardizace v radiologii – Mezinárodní komise pro radiologické jednotky (International Commission on Radiological Units – ICRU). Komise je v činnosti dodnes, úzce spolupracuje s Mezinárodní komisí pro radiologickou ochranu (ICRP) a jejich společná doporučení jsou základem pro tvorbu předpisů a zákonných norem jak v oblasti veličin, jednotek a měření ionizujícího záření, tak i v oblasti radiační ochrany. Stanoviska vydávaná oběma komisemi jsou plně respektována při tvorbě mezinárodních norem ISO a také v doporučeních Mezinárodní agentury pro atomovou energii (International Atomic Energy Agency - IAEA).

1.4.3.4.1. Dozimetrické veličiny a jednotky

Dozimetrické veličiny a jednotky charakterizují zdroje ionizujícího záření, pole záření a působení tohoto záření na látku⁽¹²⁾.

- DÁVKA (D) – základní veličina, která charakterizuje působení ionizujícího záření na látku a na jejímž základě se posuzuje biologický účinek záření⁽⁸⁾. Absorbovaná

dávka je definována jako poměr střední energie ionizujícího záření dE sdělené objemovému elementu látky a hmotnosti tohoto elementu dm . Jednoduše lze říct, že dávka je energie absorbovaná v určitém bodě. Jednotkou absorbované dávky je gray (Gy), který se rovná energii 1 joulu (J) absorbované v 1 kg látky ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$).

$$\mathbf{D = dE/dm \text{ [Gy]}}$$

- DÁVKOVÝ PŘÍKON (D) – charakterizuje průběžné ozařování a vyjadřuje změnu dávky dD za časovou jednotku dt . Jednotkou dávkového příkonu je $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$.

$$\mathbf{D = dD/dt \text{ [Gy}\cdot\text{s}^{-1}\text{]}}$$

V případech nepřímého ionizujícího záření může docházet k interakci na zcela jiném místě, než na kterém pak sekundární částice ionizují a excitují atomy prostředí a dávají příspěvek k dávce. Pro hodnocení účinku nepřímého ionizujícího záření na látku byla zavedena veličina kerma - K a pro popis polí fotonového záření expozice - X .

- KERMA (K) a KERMOVÝ PŘÍKON (K) - kerma je definována poměrem dE_k/dm , kde dE_k představuje součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nepřímým ionizujícím zářením v objemovém elementu daného materiálu o hmotnosti dm . Jednotkou je 1 Gy. Kermový příkon je definován stejně jako dávkový příkon a jeho jednotkou je $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$.

$$\mathbf{K = dE_k/dm \text{ [Gy]}}$$

$$\mathbf{K = dK/ dt \text{ [Gy}\cdot\text{s}^{-1}\text{]}}$$

- EXPOZICE (X) – vyjadřuje ionizační účinky fotonů na vzduch a je dána poměrem dQ/dm , kde dQ je absolutní hodnota celkového náboje všech iontů jednoho znaménka vzniklých ve vzduchu při úplném zabrzdění všech elektronů, které jsou uvolněny v objemovém elementu vzduchu o hmotnosti dm . Expozice je definována pouze pro jeden druh záření (fotonové) a jeden druh materiálu – vzduch.

$$X = dQ/dm \text{ [C} \cdot \text{kg}^{-1}\text{]}$$

- SOUČIN KERMY A PLOCHY (KAP) – definuje se jako součin plochy užitečného svazku a kermy ve vzduchu na průřezu užitečného svazku. obě veličiny jsou měřeny ve stejné vzdálenosti od ohniska. Obdobou této veličiny je součin dávky a plochy – DAP. Jednotky pro KAP i DAP jsou stejné – $\text{Gy} \cdot \text{m}^2$.

1.4.3.4.2 Veličiny používané v radiační ochraně

- EKVIVALENTNÍ DÁVKA (H_T) – vyjadřuje součin radiačního váhového součinitele w_R a střední absorbované dávky D_{TR} v orgánu nebo tkáni T pro daný druh ionizujícího záření R nebo součet takových součinů, je-li pole ionizujícího záření složeno z více druhů záření. Jednotkou je J/kg , častěji označována jako sievert (Sv). Radiační váhový faktor w_R je bezrozměrná, pevně stanovená veličina, odvozená od relativní biologické účinnosti (RBÚ), která charakterizuje vliv energie ionizujícího záření na újmu. Platí, že při stejné ekvivalentní dávce H_T je poškození tkáně T totožné pro různé druhy záření.

$$H_T = w_R \cdot D_{TR} \text{ [Sv]}$$

- EFEKTIVNÍ DÁVKA (E) – je definována jako součet součinů tkáňových váhových faktorů w_T a ekvivalentních dávek H_T v ozářených tkáních a orgánech T. Tkáňový váhový činitel w_T respektuje pravděpodobnost vzniku stochastických účinků a jejich

relativní významnost, a tím i závažnost ozáření jednotlivých orgánů a tkání. Jednotkou efektivní dávky je sievert (Sv).

$$E = \sum w_T \cdot H_T \text{ [Sv]}$$

- DÁVKOVÝ EKVIVALENT (H) – součin absorbované dávky v uvažovaném bodě tkáně nebo vzduchu a jakostního činitele Q. Jakostní součinitel Q vyjadřuje rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření a stejně jako v případě radiačního váhového faktoru, je pro daný druh záření dohodnutou hodnotou RBÚ pro účely radiační ochrany. jednotkou dávkového ekvivalentu je rovněž 1 Sv.

$$H = D \cdot Q \text{ [Sv]}$$

- OSOBNÍ DÁVKOVÝ EKVIVALENT $\{H_p(d)\}$ – odvozená veličina dávkového ekvivalentu, která byla zvolena pro potřeby osobní dozimetrie a udává dávkový ekvivalent v bodě tkáně v určité hloubce těla. Osobní dávkový ekvivalent je definován pro silně pronikavé záření, pro které je příslušná hloubka $d = 10 \text{ mm}$ a slabě pronikavé záření, pro které je definovaná hloubka $d = 0,07 \text{ mm}$.

1.4.3.5 Ochranné pomůcky

Používání ochranných pomůcek upravuje několik paragrafů vyhlášky č. 307/2002 Sb. ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb. o radiační ochraně, která je jedním z prováděcích předpisů tzv. Atomového zákona, tj. zákona č. 18/1997 Sb., ve znění pozdějších předpisů⁽²⁵⁾.

Z hlediska používání ochranných pomůcek při práci s ionizujícím zářením je významný především § 24 uvedené vyhlášky, který se týká podmínek bezpečného provozu zdrojů ionizujícího záření a pracovišť s nimi. V odst.(1) písm.j je stanovena povinnost vybavit radiační pracovníky osobními ochrannými pracovními prostředky

s odpovídajícím stínícím účinkem a odpovídajícími ochrannými pomůckami. Podrobnosti podmínek radiační ochrany při lékařském ozáření jsou v této vyhlášce zakotveny v odst.(3) § 64 této vyhlášky, který zní⁽²⁵⁾ : „Zdravotnické pracoviště, na kterém se provádí lékařské ozáření, musí být vybaveno osobními ochrannými prostředky a pomůckami pro radiační ochranu všech pracovníků, osob podstupujících lékařské ozáření i osob dobrovolně o ně pečujících . Osobní ochranné prostředky se používají v rozsahu odpovídajícím charakteru vyšetření.“

Současná legislativa neupravuje konkrétní podmínky charakteru a způsobu použití ochranných pomůcek, klade však důraz na zajištění správných podmínek pro jejich používání. K optimalizaci radiační ochrany pracovníků při práci se zdroji ionizujícího záření je směřována již samotná výstavba pracoviště, umístění a technické zabezpečení zdroje, organizace práce a způsob monitorování. Používání ochranných pomůcek je pouze jedním z opatření, kterými se snižuje míra ozáření pracovníků při práci ze zdroji ionizujícího záření.

Způsob použití ochranných pomůcek proti nežádoucímu ozáření při lékařském ozáření, a to jak pro ochranu pacientů, tak pracovníků, kteří provádějí vyšetření, i osob, které pomáhají pacientům podstupujícím radiodiagnostické vyšetření, je uveden v Rentgen bulletinu Státního ústavu radiační ochrany ze srpna 2006⁽³³⁾. Hodnoty obsahu olova (tzv. ekvivalentu olova) v ochranných zástěrách z plastického materiálu, jehož stínící vlastnosti odpovídají tloušťce 0,25 mm Pb pro energie rtg záření do 100 kV nebo 0,35 mm Pb pro rtg záření nad 100 kV, které jsou v Rentgen bulletinu uvedeny, jsou hodnoty doporučené resp. orientační. Vycházejí z dosavadních zkušeností a vedle stínící schopnosti ochranné zástěry současně zohledňují i její váhu.

1.4.3.5.1 Typy ochranných pomůcek

- Zástěny - součástí skiaskopických stěn je ochranný závěs z olovnaté gumy, který chrání před rozptýleným zářením především dolní polovinu těla. Přídavné ochranné zástěny z plexiskla (ekvivalent olova 0,5 mm) mohou být mobilní nebo umístěné na stropním závěsu.

- Zástěry – musí chránit celý trup zepředu i z boku až po kolena, popřípadě i ramena. Vyrábí se různé typy ochranných zástěr (kombinace sukně a vesty, kabáty a zástěry chránící zepředu) v několika velikostech. Ekvivalent olova je zpravidla 0,25 mm. V současnosti jsou na trh uváděny ochranné zástěny z nových materiálů bez olova, které jsou výrazně lehčí a pohodlnější při nošení (např. ErgoShield nebo Xenolite).
- Límce – slouží k ochraně štítné žlázy, ekvivalent olova - 0,35 mm.
- Rukavice – musí chránit ruce a předloktí a měly by se používat vždy tam, kde se dostávají ruce do primárního svazku nebo do jeho blízkosti. Ekvivalent olova – 0,15 mm. Pro výkony, u kterých musí být zachován cit v prstech, jsou vyráběny operační rukavice s ekvivalentem olova 0,1 mm.
- Brýle – slouží k ochraně oční čočky. K dokonalému efektu se doporučuje používat brýle nejen s čelními, ale i s bočními skly. Výrobci je dodávají i v dioptrickém provedení. Ekvivalent olova obvykle 0,5 mm.

1.5 Angiografie a intervenční radiologie

Angiografie je jedním z oborů radiodiagnostiky a zabývá se zobrazením cévního systému pomocí kontrastní látky. Počátky angiografie sahají do dvacátých let minulého století. Tehdejšími lékaři již nepřinášelo pouhé zobrazování anatomických struktur dostatečné uspokojení a ohromná snaha zviditelnit i hemodynamiku v živém lidském organismu je vedla k vývoji nových zobrazovacích metod⁽⁴⁾. V roce 1929 byla portugalským lékařem dos Santosem provedena první břišní aortografie a v témže roce zavedl Werner Forssmann v Německu katétr do srdce. Přestože byla těmto metodám vyčítána přílišná invazivita, prováděly se buď přímým vpichem do zobrazované cévy nebo zavedením katétru do vypreparované cévy, začaly se velice rychle rozvíjet. Snaha nalézt jednoduchou univerzální cestu, jak vpravit kontrastní látku do libovolné etáže cévního řečiště, byla v roce 1953, kdy švédský rentgenolog Sven Ivar Seldinger publikoval článek o perkutánní angiografii novou technikou, korunována úspěchem. Seldinger se zabýval zavedením katétru transkutánně do cévy a vynalezl tak postup, který je při katetrizaci používán dodnes – jehla, zaváděcí vodič a katétr. Materiál

používaný ke katetrizaci byl velice zdokonalován a začaly se vyrábět nové zaváděcí mechanismy, vodiče i katétry. Díky této metodě bylo možné přes femorální artérii vstupovat prakticky do všech cév pánve, břicha, končetin i hlavy a stále častěji se náhodně vstupovalo i do koronárních artérií. Angiografie přestala být chirurgickým výkonem a stala se tak přístupnou všem, kdo měli vhodná rentgenová zařízení. Od svého vzniku prošla angiografie obrovským vývojem, během něhož byly neustále vylepšovány jak katetrizační techniky, tak i používaný materiál. Významný pokrok zaznamenala rovněž přístrojová technika. Donedávna byla angiografie hlavní vyšetřovací metodou při cévních onemocněních.

S rozvojem nových zobrazovacích metod byla diagnostická angiografie částečně postavena do ústraní a invazivní angiografické vyšetřovací metody jsou postupně nahrazovány metodami neinvazivními. V současné medicíně se stále častěji přistupuje k diagnostice cévních onemocnění pomocí dopplerovské ultrasonografie, výpočetní tomografie (CT) a magnetické rezonance (MR).

V polovině šedesátých publikoval Charles Dotter první nechtěnou rekanalizaci při arteriografii uzavřené tepny a tím vstoupil do radiodiagnostiky zcela nový prvek – intervenční radiologie⁽⁴⁾. Dotterova technika byla postupně zdokonalována a již v roce 1974 použil Andreas Grünzig k dilataci tepenného zúžení balónkový katétr. Intervenční radiologie tak nastartovala nový směr v radiologii, v mnohém začala nahrazovat do té doby nutné chirurgické zákroky a stala se tak důležitou součástí při léčbě cévních onemocnění. Intervenční zákroky se velmi rychle rozvíjely, byly vynalezeny embolizační látky, objevily se první kavální filtry, stenty a byly vypracovány metody ke stavění krvácení. Kromě intervencí prováděných na cévním řečišti se intervenční radiologie začala zabývat i nevasculárními výkony, zejména v oblasti gastrointestinálního traktu. Na prudkém rozvoji intervenční radiologie se velkou měrou podílelo i stále dokonalejší vybavení ve zobrazovací technice. Začaly se vyrábět výkonnější zesilovače rentgenového obrazu, které byly následně propojeny s výpočetní technikou a v 80. letech to bylo především zavedení digitální subtrakční angiografie – DSA. Digitalizace obrazu tak umožnila perfektní obrazový záznam a díky dalšímu softwarovému vybavení angiografických přístrojů a možnosti post – processingu i jeho

dokonalé grafické zpracování. Intervenční radiologie si během svého padesátiletého vývoje vybudovala pevné postavení. Na rozdíl od klasické diagnostické angiografie, která je sice stále zlatým standardem, ale díky zavedení nových zobrazovacích postupů méně využívanou metodou, se neustále rozvíjí a velmi často zůstává metodou první volby při léčbě mnoha onemocnění. Stále však musí být pamatováno na to, že intervenční radiologie patří mezi ty metody radiologie, při kterých jsou k zobrazení požadovaných struktur používány přístroje, jejichž základem je rentgenka – tedy zdroj ionizujícího záření.

1.5.1 Přehled intervenčních výkonů

Intervenční radiologické metody se dělí na vaskulární a nevaskulární. Vaskulární intervence jsou takové léčebné miniinvazivní postupy, které se provádějí buď na cévním systému samotném nebo jeho prostřednictvím. Nevaskulární výkony se provádějí mimo cévní systém.

VASKULÁRNÍ INTERVENCE

- Perkutánní transluminální angioplastika (PTA) – používá se při léčbě stenóz a uzávěrů cév různé etiologie⁽²¹⁾. Principem metody je mechanická dilatace (rozšíření) postiženého úseku cévy pomocí balónkového katétru. Využívá se při u postižení jak končetinových tepen, tak renálních tepen (Perkutánní transluminální renální angioplastika – PTR), supraaortálních tepen, koronárních tepen (Perkutánní transluminální koronární angioplastika – PTCA) a v neposlední řadě i u stenóz a uzávěrů žil a dialyzačních A-V shuntů. V poslední době se při léčbě dlouhých stenóz či uzávěrů, zejména na povrchové femorální tepně, přistupuje k metodě subintimální rekanalizace – SIR, která je obdobou PTA.
- Implantace stentu do cévního řečiště – stentem se obecně rozumí výztuž „trubicového“ orgánu, jehož úkolem je udržet průsvit a tím i průchodnost tubulární struktury, která je zúžena či uzavřena. Indikace k implantaci stentu do cévního řečiště je obecně neuspokojivý výsledek po předchozí PTA. Jsou to okluzivní nebo

potenciálně okluzivní disekce po PTA, výrazný recoil po PTA, reziduální stenóza (nad 30%) nebo reziduální tlakový gradient (nad 10 mm Hg), akutní trombóza po PTA a restenóza po PTA.

- Implantace stentgraftu - principem endovaskulární léčby arteriálních aneuryzmat, pseudoaneuryzmat, disekujících aneuryzmat a žilních ruptur a arteriovenózních píštělí stentgrafty je vyřazení postiženého úseku cévního řečiště z oběhu jeho přemostěním či překrytím protézou (stentgraftem) zavedenou endoluminální cestou. Stentgraf (endovaskulární protéza) je kombinace stentu a syntetické cévní protézy.
- Transkatéetrová embolizace – provádí se u nekontrolovatelného krvácení, kde chirurgická či medikamentózní léčba je neúspěšná či nevhodná, dále pro snížení vaskularizace tumorů k usnadnění chirurgického výkonu nebo jako paliativní výkon ke zpomalení či zástavě jeho růstu, u AV malformací včetně mozkových, intrakraniálních aneuryzmat, hemobilie. Provádí se rovněž jako kombinovaná metoda – chemoembolizace tumorů (embolizace se současným podáním cytostatika). Používanými embolizačním materiálem jsou částice (např. embolizační spirály) a tekutiny (alkohol, Histoacryl)⁽¹⁷⁾.
- Lokální trombolýza – principem lokální trombolýzy je přímá intratrombotická aplikace trombololytika, které akceleruje fibrinolytické procesy v trombu. K lokální trombolýze jsou indikovány relativně čerstvé arteriální, ale i žilní uzávěry, uzávěry AV dialyzačních píštělí, cévních bypassů a trombotické komplikace angiografických vyšetření a PTA.
- TIPS (transjugulární intrahepatický portosystemický shunt) – je arteficiální píštěl, vytvořená v jaterním parenchymu mezi větví portální žíly a jaterní žilou cestou jugulární žíly, snižující přetlak v portálním řečišti. K TIPS jsou indikováni pacienti s nekontrolovatelným krvácením z jícnových varixů, dále pacienti s Budd-Chiari syndromem, s refrakterním ascitem a s hepatorenálním syndromem. V neposlední řadě jsou to pacienti před transplantací jater pro předoperační dekompresi portálního řečiště.
- Filtry dolní duté žíly (kavafiltry) – jsou zaváděny perkutánně Seldingerovou technikou přes femorální či jugulární žílu. K zavedení filtru do dolní duté žíly jsou

indikování nemocní s tromboembolickou chorobou, u kterých je kontraindikována konvenční antikoagulační terapie. Je to např. u pacientů s čerstvým krvácením, s vysokým rizikem krvácení - u peptických vředů, metastáz do CNS, u pacientů po CMP a s hematologickými onemocněními. Dále jsou to pacienti s opakovanými plicními embolizacemi a poslední skupinou jsou nemocní, u kterých se filtr dolní duté žíly zavádí profylakticky. Jsou to nemocní po plicní embolectomii pro masivní EP (embolie plicní), dále pacienti s hlubokou žilní tromboflebitidou, pacienti s plicní hypertenzí a cor pulmonale, pacienti s masivním traumatem pánve a dolních končetin a pacienti po těžkých ortopedických a neurochirurgických operacích.

NEVASKULÁRNÍ INTERVENCE

A) Intervence na žlučových cestách

- Perkutánní transhepatická drenáž žlučových cest (PTD) – zavedení drenážního katétru perkutánní transhepatickou cestou. Základní indikací k provedení PTD je obstrukce žlučových cest provázená sepsí a jaterní dekompenzací. Dále je to předoperační dekomprese žlučových cest. V neposlední řadě je to léčba jinak neřešitelných benigních onemocnění žlučových cest a paliativní léčba především vysokých maligních stenóz. Indikacemi jsou též příprava k dalším terapeutickým manipulacím a výkonům a léčba biliárních píštělí.
- Dilatace stenóz žlučových cest a zavedení stentu – perkutánní léčba benigních onemocnění žlučových cest je prováděna velmi zřídka. Jedná se především o stavy po předchozím chirurgickém výkonu (často to jsou stavy po poranění žlučových cest či stavy po spojkových operacích). K léčbě benigních stenózujících procesů se využívá balónkové dilatace. Při neúspěchu prosté dilatace benigní stenózy je indikována implantace kovového samoexpandibilního stentu. U maligních stenóz žlučových cest se zavádí plastická endoprotéza.
- Perkutánní extrakce konkrementů ze žlučových cest – litiasa patří mezi méně často perkutánně řešená benigní onemocnění žlučových cest. Odstraňování zbytkových konkrementů ze žlučových cest se provádí dvěma způsoby. Transhepaticky – Dormia košíčkem po předchozí dilataci extrakčního kanálu nebo pomocí

mechanické či piezoelektrické, či extrakorporální litotrypsy. Cholesterolové kameny se mohou rozpouštět MTBE (metyl tetra-butyl ether).

B) Intervence na GIT

- Dilatace stenóz GIT – jedná se především o dilatace stenóz horního GIT pod skiaskopickou kontrolou balónkovými katétry. Provádí se pouze v lokální anestezii hltnu. Indikací k dilatační léčbě je dysfágie (porucha polykání) různého stupně. Příčiny těchto stavů mohou být jak benigní (poleptání jícnu a žaludku, achalázie, stenózy při reflexní esofagitidě), tak maligní. Dále jsou to pooperační stenózy v anastomózách (např. při exstirpaci jícnu a náhradě tubulizovaným žaludkem). V oblasti dolního GIT se provádí především balónková dilatace rekta.
- Paliativní léčba dysfágie stenty – stenty se zavádí pouze v lokální anestezii hltnu a předpokladem pro úspěšné zavedení je předchozí dilatace stenózy jícnu minimálně na šířku zavaděče. Indikace k zavedení stentu jsou inoperabilními nádory jícnu a kardií, esofago-tracheální píštěle, některé benigní stenózy, rekanalizace nádorů před ozářením a případnou exstirpací.
- Perkutánní gastrostomie – tato metoda je využívána k dlouhodobému zajištění enterální výživy pacientů s poruchou polykacího aktu, ale s normální funkcí GIT. V poslední době je tato metoda vytlačována z klinické praxe zvláště u organických stenóz jícnu používáním stentů.

C) Perkutánní nefrostomie

- Indikace k perkutánní nefrostomii je zevní drenáž dutého systému ledviny pro hydro či pyonephros, dále pro derivaci moče při léčbě močových píštěl a poranění dutého systému a pro obstrukční nedilatační uropatii. Dále se nefrostomie provádí pro vytvoření přístupové cesty pro odstraňování močových kamenů, dilatace striktur močového traktu, biopsie, stentování ureterů a pro přímé aplikace látek rozpouštějících konkrementy a pro přímou aplikaci antibiotik či cytostatik.

Dalšími nevaskulárními intervenčními výkony jsou perkutánní drenáže abscesů a kolekcí tekutin a intervence na dýchacích cestách.

2. CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

V oblasti osobní dozimetrie pracovníků ve zdravotnictví nejsou v současné době v zásadě překračovány limity profesního ozáření. Přesto nejsou dávky ionizujícího záření obdržené personálem u perkutánních intervencí zanedbatelné.

Cílem práce je:

- 1) Stanovit efektivitu a zhodnotit význam dodržování zásad radiační hygieny.**
- 2) Na základě získaných výsledků zavést do praxe soubor opatření vedoucích ke snížení radiační zátěže personálu.**

Předpokládám, že se na základě dosažených výsledků podaří prokázat hypotéza, že lze dávky ionizujícího záření obdržené personálem u perkutánních intervencí při dokonalém dodržování všech zásad radiační hygieny a při důsledném využití všech dostupných ochranných prostředků snížit na minimální hodnoty.

3. METODIKA

Měření pro účely této práce probíhalo v běžném provozu na oddělení intervenční radiologie Radiologické kliniky fakultní nemocnice v Olomouci, které je vybaveno angiografickým přístrojem MULTISTAR od firmy Siemens.

Na tomto pracovišti se provádí prakticky všechny typy intervenčních výkonů s výjimkou zákroků na koronárním řečišti. Dávky záření byly získávány pomocí osobních elektronických dozimetrů Rados – typ RAD 60S, umístěných na referenčním místě (přední levá horní strana hrudníku) u pracovníků provádějících příslušný intervenční výkon (tzn. operatér, asistent a technická obsluha). Na tomto oddělení pracují tři lékaři, při výkonech jim asistují intervenční sestry a technickou obsluhu přístroje mají na starosti radiologičtí asistenti. Sester se zde střídá pět a radiologických asistentů sedm.

Měření bylo prováděno u 150 intervenčních výkonů. Sledované výkony byly na základě specifických charakteristik, jež je vystihují, rozděleny do šesti skupin. O přiřazení daného výkonu k příslušné skupině rozhodoval typ intervenčního zákroku a jeho lokalizace nebo místo vstupu do cévního systému a jeho vzdálenost od primárního svazku, možnost použití ochranné zástěny, aj.. Při všech výkonech byla dodržována vzdálenost $OK = 1$ m, skiaskopie byla prováděna v dlouhodobě nastaveném pulzním režimu 15 P/s a kontrolní DSA s takovou frekvencí snímků za sekundu, která je pro daný výkon přednastavena v protokolech přístroje. U každého ze sledovaných výkonů byly měřeny dávky u operatéra, asistenta a technické obsluhy. Současně byly zaznamenány údaje o použití ochranné zástěny (závěsný ochranný štít z plexiskla s ekvivalentem $Pb = 0,5$ mm), ZOOM a celkový čas skiaskopie.

3.1 *Rozdělení výkonů do skupin*

Skupina 1 – intervenční výkony prováděné na žlučových cestách (PTD), místo vpichu a manipulace s instrumentariem během výkonu v těsné blízkosti primárního svazku.

Skupina 2 – zákroky prováděné v oblasti pánve a břicha (embolizace GIT – nejčastěji chemoembolizace jater, PTA nebo zavedení stentu do pánevního řečiště a renálních tepen a zavedení stentgraftu při AAA), místo vstupu do 50 cm od primárního svazku.

Skupina 3 – intervenční výkony na dolních končetinách (PTA, lokální trombolýza, popřípadě zavedení stentu), místo vstupu většinou nad 50 cm od primárního svazku.

Skupina 4 - PTA levé horní končetiny (ve většině případů dilatace AV shuntů), nemožnost použití ochranné zástěny z technických důvodů.

Skupina 5 - PTA pravé horní končetiny (podobnost se skupinou 4), použití ochranné zástěny je možné vždy.

Skupina 6 - výkony prováděné v hrudní a horní břišní oblasti (dilatace jícnu a zavedení stentu, TJJ, TIPS, kavální filtry), místo vstupu přes ústní dutinu nebo cestou jugulární žíly, nemožnost použití ochranné zástěny z technických důvodů.

3.2 *Použitý dozimetr*

K měření dávek obdržených personálem u perkutánních intervencí byly použity osobní elektronické dozimetry RADOS - typ RAD 60S. RADS 60S je přesný přístroj měřící ionizující záření a je vhodný pro každodenní aplikaci v podmínkách individuálního monitorování dávky. Je určen pro osoby, které mohou být exponovány během práce zářením gama nebo X.

Obr. 1: Dozimetr Rados – RAD 60S



Umožňuje programovatelné alarmy při překročení nastavené úrovně dávky a dávkového příkonu. Dozimetr je kontrolován mikroprocesorem a ovládán pomocí displeje a tlačítka. Třímístný displej zobrazuje dávku, dávkový příkon a různá hlášení. Pod pojmem dávka a dávkový příkon se v tomto případě rozumí osobní dávkový ekvivalent $H_p(10)$ a příkon osobního dávkového ekvivalentu a ne absorbovaná dávka. Naměřené hodnoty jsou udávány v μSv . Ekvivalentní a efektivní dávka nejsou přímo měřitelné veličiny⁽⁸⁾, což bylo důvodem pro zavedení odvozených limitů, jejímž představitelem je právě v této práci měřený osobní dávkový ekvivalent $H_p(10)$.

3.3 Sledované parametry

Hlavním úkolem této práce není dokázat, zda dávky záření, které obdrží personál u perkutánních intervencí, překračují hodnoty stanovených limitů. Sledování obdržených dávek spadá do kompetence oddělení lékařské fyziky a radiační ochrany. Vyhodnocením osobních dozimetrů se zabývá celostátní služba osobní dozimetrie a na základě jejich údajů nejsou hodnoty stanovených limitů překračovány. To však neznamená, že personál není vystaven škodlivým účinkům záření, neboť i obdržení nízkých dávek záření vede k riziku vzniku stochastických účinků. Smyslem této práce je zhodnotit význam dodržování zásad radiační ochrany, nalézt případné nedostatky a poukázat na možnosti, jak radiační zátěž snížit.

Pro účely této práce byly sledovány tyto parametry:

- Velikost dávky v závislosti na použití ochranné zástěny
- Velikost dávky v závislosti na použití ZOOM
- Velikost dávky v závislosti na skupině vyšetření
- Skiaskopický čas a velikost dávky v závislosti na operátorovi
- Posouzení závislosti dávky naměřené u operátora, asistenta a technika na skiaskopickém čase

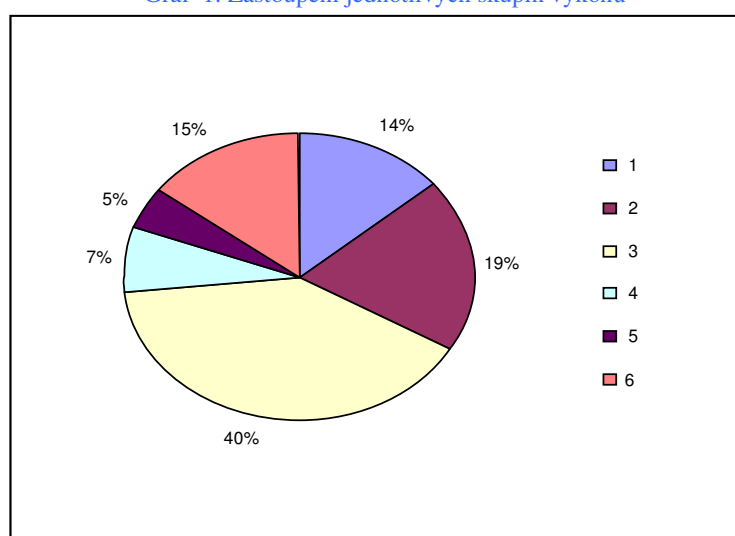
3.4 *Statistické zpracování*

Statistické zpracování sledovaného souboru bylo provedeno s pomocí pracovníků Ústavu biometrie lékařské fakulty Univerzity Palackého v Olomouci. Sledované parametry byly vzhledem k nenormální distribuci dat posouzeny pomocí neparametrického testu Mann-Whitney a Spearmanovy korelační analýzy. Statistický software SPSS v. 15 (SPSS Inc., Chicago, USA).

4. VÝSLEDKY

Pro účely této práce bylo provedeno měření radiační zátěže personálu celkem u 150 intervenčních výkonů. Sledovaný soubor vznikl v období prosinec 2007 až březen 2008 a jsou v něm zastoupeny všechny intervenční výkony, které se na pracovišti běžně provádí. Roztřídění výkonů do příslušných skupin již bylo popsáno v metodice této práce. Procentuální zastoupení jednotlivých skupin znázorňuje graf 1.

Graf 1: Zastoupení jednotlivých skupin výkonů

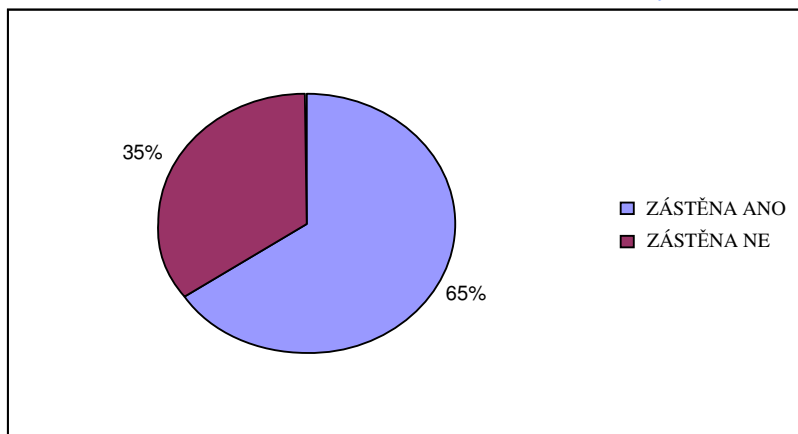


Největší zastoupení ve sledovaném souboru (40%) má skupina 3, která představuje intervenční výkony na dolních končetinách s místem vstupu do cévního systému nad 50cm od primárního svazku. Nejméně výkonů (5%) se provádí ve skupině 5 – PTA pravé horní končetiny.

Jednou z možností, které mají vliv na radiační zátěž personálu, je použití ochranných pomůcek. Používání osobních ochranných prostředků, jako jsou zástěry, límce, popřípadě brýle a rukavice, je naprosto běžnou a vžitou praxí. Použití ochranné olovnaté zástěny, která by měla zabránit šíření sekundárního záření, již takovou samozřejmostí není. Významnou měrou se na tom podílí skutečnost, že ne vždy

je možné, především z technických důvodů, tuto ochrannou pomůcku použít. Velice často se také stává, že i samotný personál svou nedůsledností na její použití zapomíná.

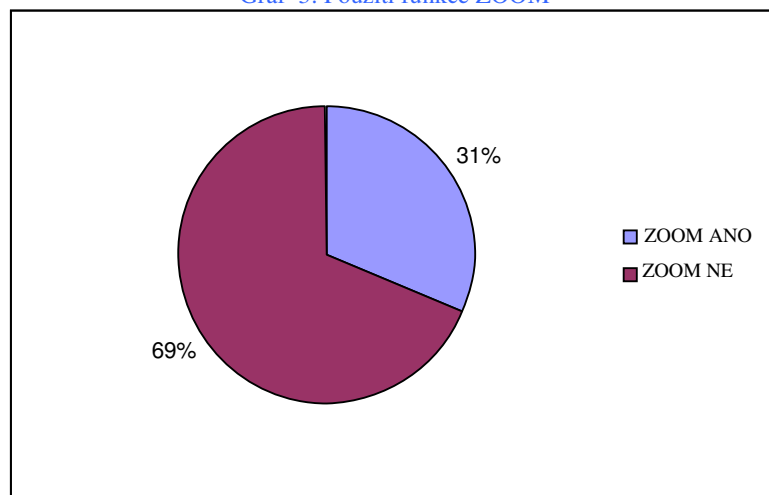
Graf 2: Použití závěsné ochranné olovnaté zástěny



Závěsná ochranná olovnatá zástěna (Mavig, ekvivalent Pb = 0,5 mm) byla použita u 98 provedených intervenčních výkonů, což představuje 65% z celkového počtu výkonů ve sledovaného souboru. V 52 případech, tedy u 35% výkonů, zástěna použita nebyla. Přestože bylo v rámci prováděného měření radiační zátěže personálu důsledně dbáno na to, aby byla zástěna používána v nejvyšší možné míře, je výsledek dosti znepokojivý. Je však nutné zdůraznit, že použití zástěny bylo limitováno pouze technickými možnostmi (způsob uspořádání pracoviště, poloha pacienta a postavení personálu u výkonu).

Při intervenčních výkonech se provádí katetrizace pod skiaskopickou kontrolou. Nepostradatelnou součástí angiografických kompletů je výkonný a dostatečně velký RTG zesilovač (dnes je průměr snímaného pole běžně 40 cm) a dokonalá zobrazovací technika. I přes dostačující zobrazení je v některých případech nutné, zvláště při superselektivní katetrizaci, použít funkce ZOOM, při které je požadovaná oblast zájmu mnohonásobně zvětšena. Základem zesilovače je převaděč, který dokáže snímat obraz z několika různě velkých polí (např. 40, 28, 20 a 14 cm). Čím je pole, ze kterého je obraz snímán, menší, tím je výsledný obraz větší a naopak.

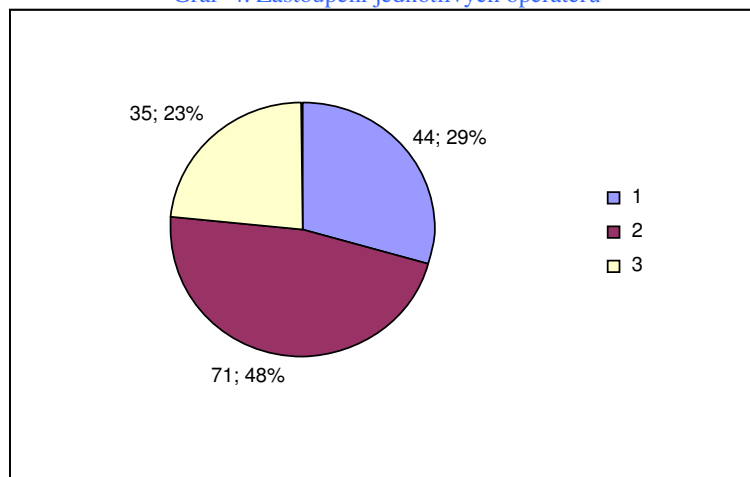
Graf 3: Použití funkce ZOOM



Funkce ZOOM sice umožní podrobnější zobrazení požadované oblasti, ale při jejím použití se mnohonásobně zvětšuje dávka záření. Z tohoto důvodu by mělo být využití této funkce co možná nejmenší. Při prováděném měření byla funkce ZOOM použita u 47 výkonů (31%). Tyto výkony spadají především do skupin 1 a 2, kde je využití této funkce většinou snadno zdůvodnitelné. U 103 výkonů (69%) tato funkce použita nebyla.

Na velikosti obdržené dávky má výrazný podíl i personál samotný. Měl by být dostatečně vzdělaný a dokonale znát a dodržovat zásady radiační hygieny. Je naprostou nutností, aby na takto specializovaném pracovišti, jakým oddělení intervenční radiologie bezesporu je, pracoval dostatečně erudovaný tým. Znalost intervenčních postupů, umění komunikace s pacientem, ale i práce s materiálem, zručnost a v neposlední řadě i využití všech možností, které nabízí např. přístrojové vybavení pracoviště, značným způsobem ovlivňuje dobu trvání jednotlivých výkonů, čímž se snižuje i celkový skiaskopický čas a dávky záření. V této práci je velikost naměřených dávek a skiaskopický čas posuzován v závislosti na operátérovi. Na pracovišti se střídají tři lékaři (operatéři). Graf 4 znázorňuje počet výkonů, které jednotliví operatéři vykonávali a jejich procentuální zastoupení ve sledovaném souboru.

Graf 4: Zastoupení jednotlivých operatérů



4.1 Velikost dávky v závislosti na použití ochranné zástěny

Jednou z metod radiační ochrany je ochrana stíněním. Při intervenčních výkonech je personál nejvíce ohrožen sekundárním (rozptylovým) zářením, které vychází z vyšetřovaného pacienta a z okolních struktur. Sekundární záření se šíří všemi směry a jeho množství je také závislé na objemu vyšetřovaného objektu. Jednou z možností, jak snížit množství sekundárního záření, je vymezení primárního svazku záření tak, aby zachytil pouze nezbytně nutnou část vyšetřovaného objektu. Další možností je použití vhodného stínícího prostředku, kterým je například ochranná zástěna. V případě této práce byla sledována velikost dávky v závislosti na použití ochranné zástěny.

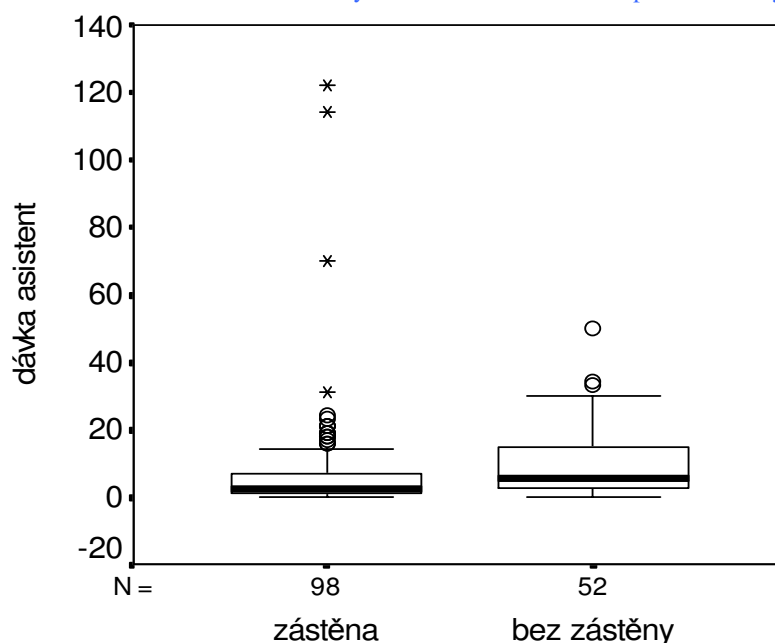
Vzhledem k nenormální distribuci naměřených dat byla závislost velikosti dávky na použití zástěny posouzena pomocí neparametrického testu Mann-Whitney.

Test prokázal statisticky významně vyšší dávku naměřenou u asistenta v případě, kdy zástěna použita nebyla (hladina významnosti testu $p = 0,007$).

Medián dávky u asistenta v případě použití zástěny byl 2,6; bez zástěny byl medián dávky 5,6. Mezi dávkou u operátora, resp. dávkou u technika naměřenou bez zástěny a se zástěnou nebyl prokázán statisticky významný rozdíl.

V situaci bez zástěny byly u operátorů i techniků naměřeny dvojnásobné dávky, test Mann-Whitney však neprokázal, vzhledem k vysoké variabilitě naměřených dat, statisticky významný rozdíl. Graficky je výsledek zobrazen pomocí box grafu.

Graf 5: Velikost dávky u asistenta v závislosti na použití zástěny



Silná čára uvnitř boxu reprezentuje medián hodnot, dno a vrchol boxu odpovídají 1. a 3. kvartilu (výška boxu tedy odpovídá tzv. mezikvartilovému rozpětí, což je jedna z charakteristik variability dat). Anténka nahoře a dole odpovídá minimální a maximální neodlehle hodnotě. Odlehle hodnoty jsou v grafu označeny kroužkem, extrémní hodnoty jsou označeny hvězdičkou.

HODNOCENÍ

Dosažené výsledky zcela jasně vypovídají o tom, že používání ochranné zástěny je pro personál přínosné, neboť se tím významně mění velikost obdržené dávky.

Provedené statistické šetření prokázalo **významně vyšší dávku** obdržanou asistentem v případě, kdy zástěna, ať už z technických či jiných důvodů, použita nebyla. Asistent zpravidla stojí během výkonu v blízkosti operátéra (dál od primárního svazku) – je tedy stíněn i operátérem samotným. V tomto případě šlo o výkony, u kterých se během jejich trvání měnila průběžně pozice operátér – asistent (vyžadovala to náročnost výkonu), čímž se dávka asistenta zvýšila. Druhé zjištění, že v situaci bez zástěny byly u operátérů i techniků naměřeny **dvojnásobné dávky**, jen podtrhuje významnost použití zástěny.

4.2 Velikost dávky v závislosti na použití ZOOM

Použití funkce ZOOM (zvětšení) je u většiny intervenčních výkonů spojeno s jejich náročností. Nejčastěji jsou to zákroky na žlučových cestách, embolizace mozkových tepen a jiných orgánů a zavedení stentů. Při těchto výkonech jsou kladeny vysoké požadavky na dokonalé zobrazení. Prováděná cílená katetrizace a následné umístění, např. embolizačních spirál, musí být naprosto přesné a bezpečné. Sledovanými parametry byly velikost dávky v závislosti na použití ZOOM a délka skiaskopického času při použití ZOOM.

Vzhledem k nenormální distribuci naměřených dat byla závislost velikosti dávky na použití ZOOM posouzena pomocí neparametrického testu Mann-Whitney.

Test prokázal statisticky významně vyšší dávku naměřenou u operátéra, asistenta i technika v případě použití ZOOM (hladina významnosti testu $p < 0,0001$; resp. $p = 0,005$).

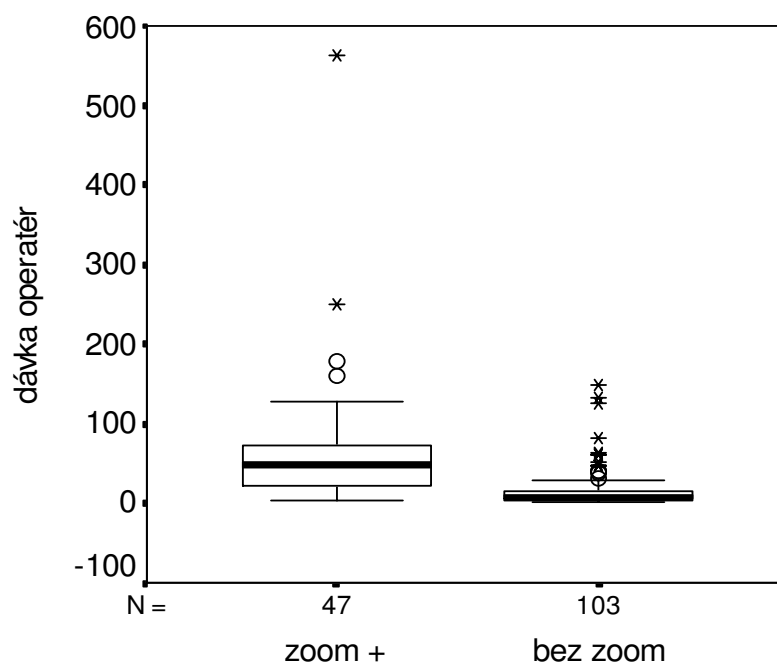
Medián dávky u operátéra v případě použití ZOOM byl 48,0 (u asistenta 12,0 a u technika 0,8), v případě kdy ZOOM použit nebyl byl medián dávky u operátéra 7,0 (u asistenta 2,0 a u technika 0,2).

V případě použití ZOOM byl prokázán také statisticky významně delší čas vyšetření (11,7 minut) oproti situaci, kdy ZOOM použit nebyl (8,2 minut). Rozpětí dávek a skiaskopických časů je uvedeno v tabulce 1. Graficky jsou výsledky zobrazeny pomocí box grafů.

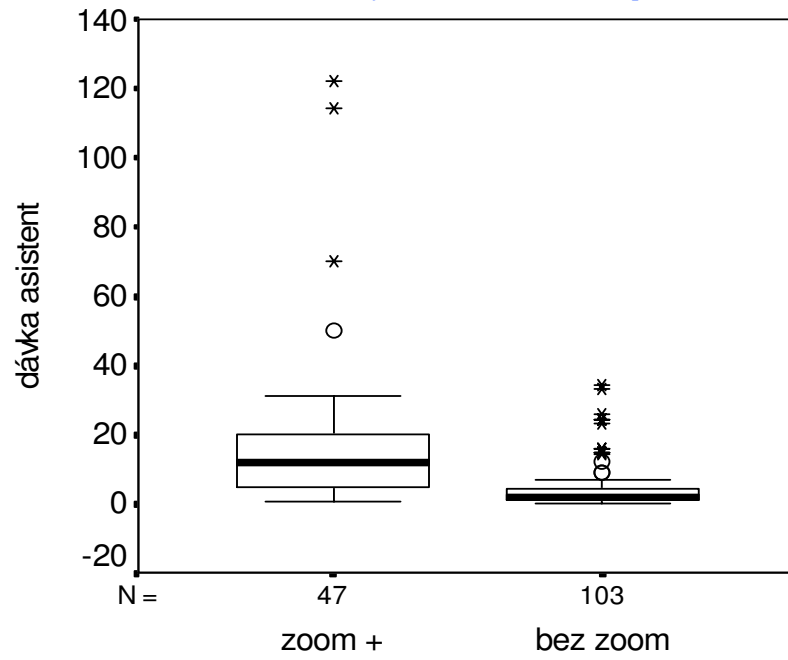
Tabulka 1: Velikost dávky v závislosti na použití ZOOM

ZOOM +		dávka operatér	dávka asistent	dávka technik	čas (min.)
ano	N	47	47	47	47
	Minimum	4,0	,3	,0	1,8
	Maximum	564,0	122,0	211,0	70,4
	Medián	48,00	12,00	,80	11,70
	Průměr	67,52	18,56	9,67	18,52
	Směrodatná odchylka	88,64	24,77	37,15	16,61
ne	N	103	103	103	103
	Minimum	1,0	,0	,0	,2
	Maximum	148,0	34,0	15,0	49,0
	Medián	7,00	2,00	,20	8,20
	Průměr	16,91	4,48	,55	11,28
	Směrodatná odchylka	25,89	6,76	1,54	10,11

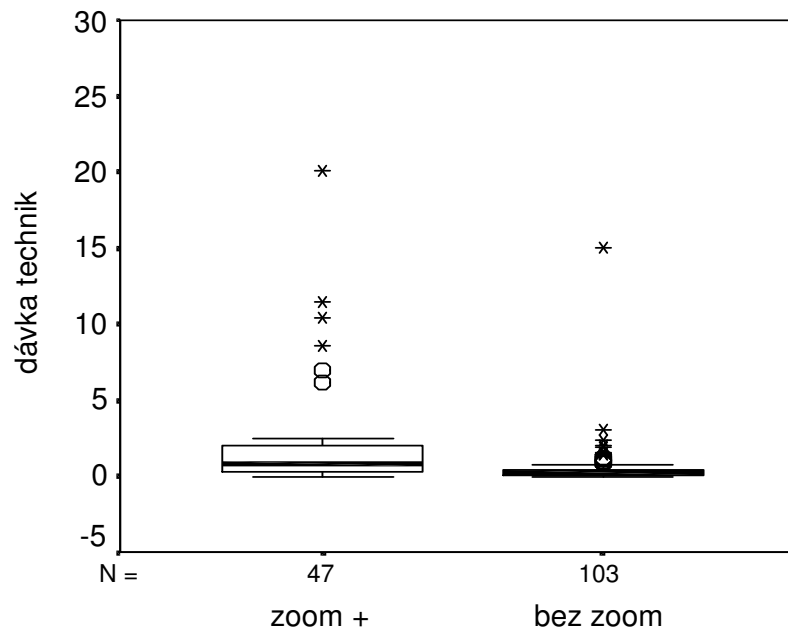
Graf 6: Velikost dávky operatéra v závislosti na použití ZOOM



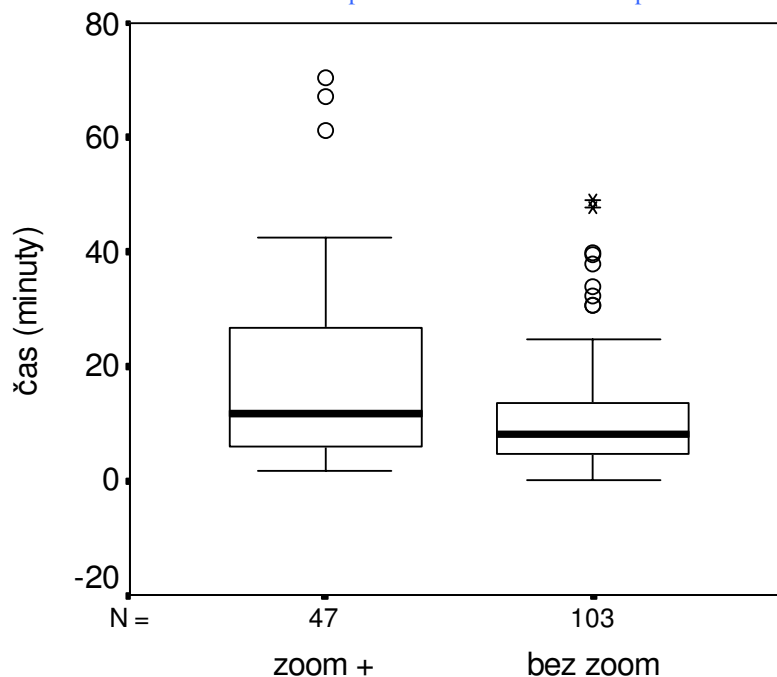
Graf 7: Velikost dávky asistenta v závislosti na použití ZOOM



Graf 8: Velikost dávky technika v závislosti na použití ZOOM



Graf 9: Délka skiaskopického času v závislosti na použití ZOOM



HODNOCENÍ

Z dosažených výsledků je zřejmé, že při používání ZOOM významně roste velikost obdržené dávky u operátora, asistenta i technika. Současně s použitím ZOOM narůstá i délka skiaskopického času, což je většinou dáno celkovou náročností prováděných výkonů.

4.3 Velikost dávky v závislosti na skupině vyšetření

Obdržené dávky jsou ve velké míře závislé i na typu intervenčního výkonu. Prováděné výkony jsou díky zavádění nových pracovních postupů i poměrně rychlému vývoji v oblasti materiálu neustále zdokonalovány. Přesto nejsou a nemohou být všechny výkony stejné. Jsou rozdílné například v technické náročnosti, čímž se liší i délkou skiaskopického času, a tím i velikostí obdržení dávky. Provedení intervenčního

výkonu rovněž velmi závisí i na stavu pacienta. V této části byla sledována velikost dávky v závislosti na skupině vyšetření.

Tabulka 2: Velikost dávky v závislosti na skupině vyšetření

skup.vyš.		dávka operatér	dávka asistent	dávka technik	čas (min.)
1	N	21	21	21	21
	Minimum	4,0	,3	,0	1,8
	Maximum	564,0	114,0	20,1	30,8
	Median	58,00	17,00	,80	10,50
	Mean	85,86	23,21	2,66	12,05
	Std. Deviation	119,79	25,20	5,07	8,89
2	N	29	29	29	29
	Minimum	5,0	1,2	,1	4,8
	Maximum	128,0	122,0	7,0	67,2
	Median	33,00	5,00	,40	12,30
	Mean	41,39	13,05	1,08	17,89
	Std. Deviation	35,09	23,17	1,66	15,84
3	N	60	60	60	60
	Minimum	2,0	,1	,0	2,1
	Maximum	64,0	24,0	8,6	47,6
	Median	7,00	1,35	,15	10,65
	Mean	10,10	2,36	,41	14,86
	Std. Deviation	11,25	3,74	1,13	11,54
4	N	11	11	11	11
	Minimum	2,0	,0	,0	,5
	Maximum	148,0	26,0	3,1	17,7
	Median	48,00	4,00	,20	5,20
	Mean	57,18	7,35	,75	6,78
	Std. Deviation	47,13	8,74	1,05	4,81
5	N	7	7	7	7
	Minimum	3,8	,5	,1	,9
	Maximum	24,0	4,0	2,0	16,7
	Median	6,00	2,10	,30	5,10
	Mean	8,11	2,06	,66	6,71
	Std. Deviation	7,15	1,17	,74	5,07
6	N	22	22	22	22
	Minimum	1,0	,0	,0	,2
	Maximum	178,0	34,0	211,0	70,4
	Median	5,50	6,65	,30	4,85
	Mean	28,18	10,52	17,55	11,23
	Std. Deviation	52,34	10,17	53,66	17,35

Vzhledem k nenormální distribuci naměřených dat byla závislost velikosti dávky na skupině vyšetření posouzena pomocí neparametrického testu Mann-Whitney. Graficky jsou výsledky zobrazeny pomocí box grafů.

Test Mann-Whitney prokázal u skupiny vyšetření 1:

- statisticky významně vyšší dávky u operátora ve srovnání se skupinou vyšetření 2, 3, 5 a 6.
- statisticky významně vyšší dávky u asistenta ve srovnání se všemi ostatními skupinami vyšetření.

Test Mann-Whitney prokázal u skupiny vyšetření 2:

- statisticky významně vyšší dávky u operátora ve srovnání se skupinou vyšetření 3, 5 a 6.
- statisticky významně vyšší dávky u asistenta ve srovnání se skupinou vyšetření 3 a 5.
- statisticky významně vyšší dávky u technika ve srovnání se skupinou vyšetření 3.
- statisticky významně delší skiaskopický čas ve srovnání se skupinou vyšetření 4, 5 a 6.

Test Mann-Whitney prokázal u skupiny vyšetření 3:

- statisticky významně delší skiaskopický čas ve srovnání se skupinou vyšetření 5 a 6, dále statisticky signifikantně kratší čas ve srovnání se skupinou vyšetření 4.

Test Mann-Whitney prokázal u skupiny vyšetření 4:

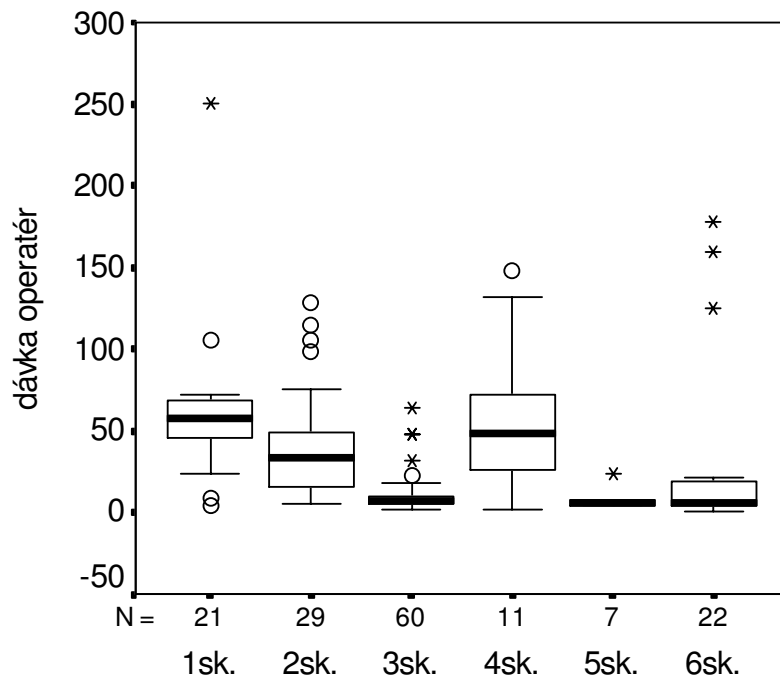
- statisticky významně vyšší dávky u operátora ve srovnání se skupinou vyšetření 3, 5 a 6.
- statisticky významně vyšší dávky u asistenta ve srovnání se skupinou vyšetření 3.

- statisticky významně vyšší dávky u technika ve srovnání se skupinou vyšetření 3.
- statisticky významně delší skiaskopický čas ve srovnání se skupinou vyšetření 4, 5 a 6.

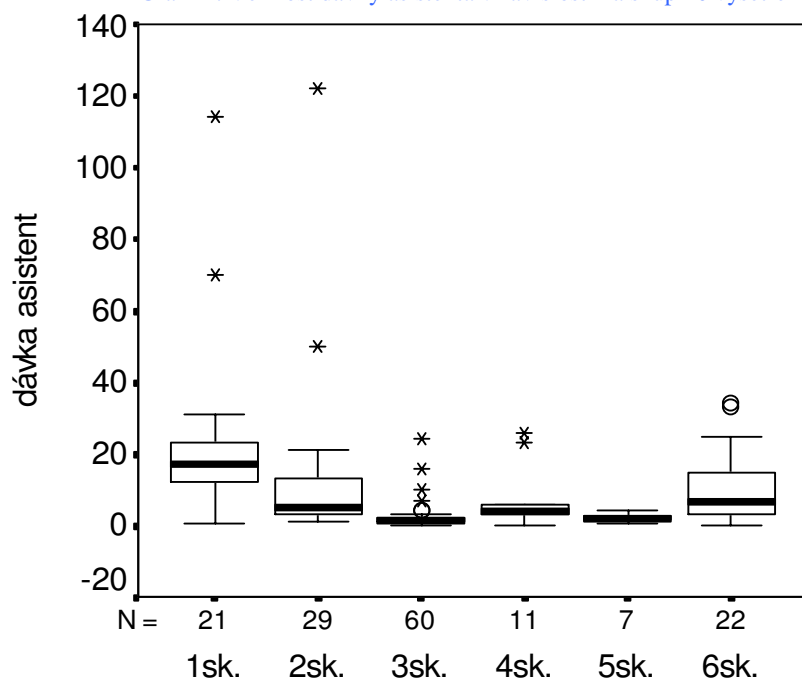
Test Mann-Whitney prokázal u skupiny vyšetření 6:

- statisticky významně vyšší dávky u asistenta ve srovnání se skupinou vyšetření 3 a 5.
- statisticky významně vyšší dávky u technika ve srovnání se skupinou vyšetření 3.

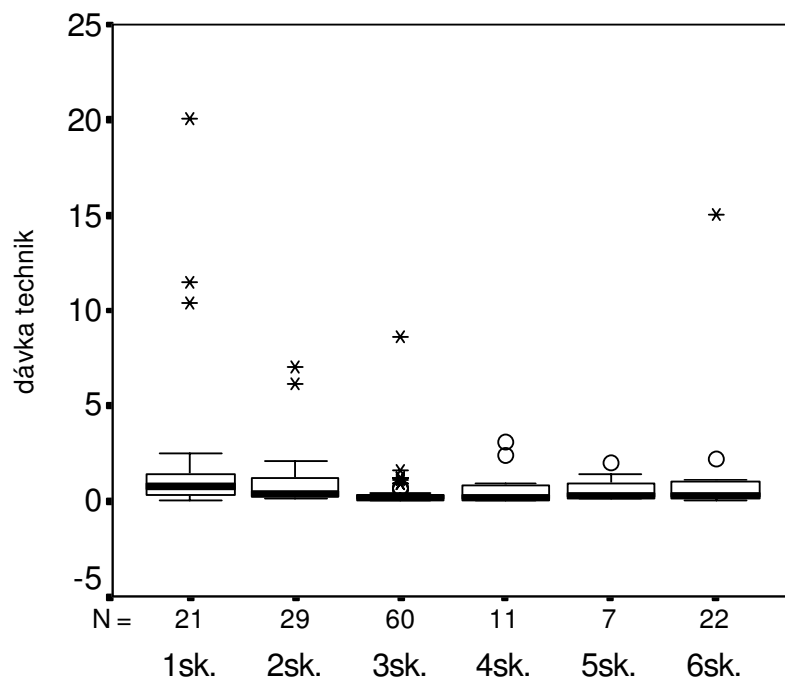
Graf 10: Velikost dávky operátora v závislosti na skupině vyšetření



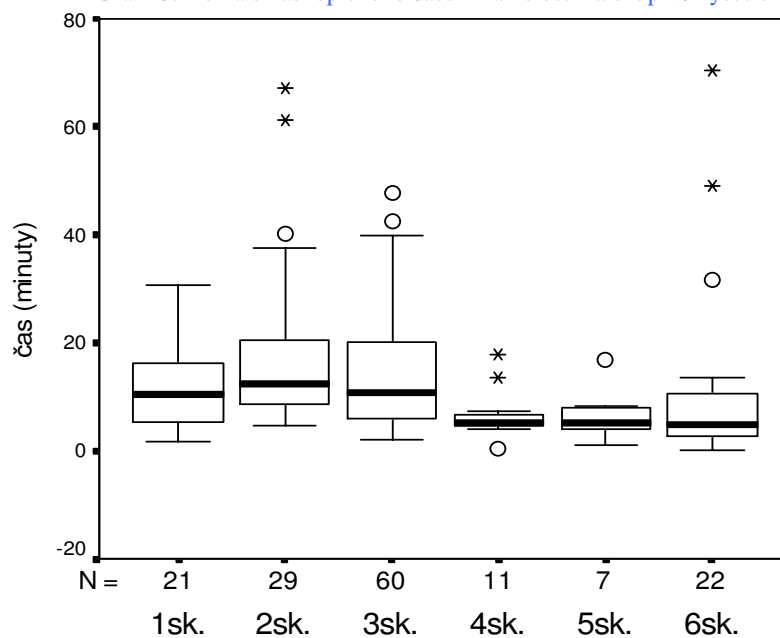
Graf 11: Velikost dávky asistent v závislosti na skupině vyšetření



Graf 12: Velikost dávky technika v závislosti na skupině vyšetření



Graf 13: Délka skiaskopického času v závislosti na skupině vyšetření



HODNOCENÍ

Při porovnání jednotlivých skupin vyšetření bylo zjištěno, že v průměru nejmenší dávky obdržel personál při provádění výkonů, které spadají do skupin vyšetření 3 a 5. Při těchto výkonech se vždy používá ochranná zástěna a funkce ZOOM jen ve výjimečných případech, čímž se potvrdily výše uvedené výsledky.

Nejvyšší dávky byly zaznamenány ve skupinách 1, 2, 4 a 6. Ve skupinách 4 a 6 nebyla z technických důvodů používána ochranná zástěna. Ve skupinách 1 a 2 sice zástěna používána byla, ale ve srovnání s ostatními skupinami je při prováděných výkonech ozařován mnohem větší objem, čímž vzniká podstatně více sekundárního záření. U těchto výkonů se ve velké míře využívá funkce ZOOM. Skupiny 1, 2, 4 a 6 představují zároveň nejvyšší radiační zátěž pro operátora, pro asistenta pak skupiny 1, 2 a 6. Technik je nejvyšším dávkám vystaven při výkonech ve skupině 6, což vyplývá z jeho neobvyklé pozice při ovládní přístroje, kdy stojí v těsné blízkosti primárního svazku. Při ostatních výkonech je přístroj ovládán ve vzdálenosti cca 1,5 m od primárního svazku.

4.4 *Skioskopický čas a velikost dávky v závislosti na operátérovi*

Pro úspěšné provedení intervenčních výkonů je nutné splnění několika zásadních kritérií. V první řadě je to stálý přísun pacientů, dále špičkové technické vybavení, dostačující množství používaného materiálu a především dokonale zkušený personál. Vysoké požadavky, které byly a stále jsou na personál provádějící intervenční výkony kladeny, měly rozhodující význam pro vytvoření stálých intervenčních týmů. Přesto nastávají situace, kdy některý z členů týmu odchází a je nahrazen novým pracovníkem, který se zpravidla intervenční radiologii učí. Na pracovišti, kde pro účely této práce probíhalo měření radiační zátěže personálu, pracují v současnosti tři lékaři (operatéři). Operátér 1 – dlouhodobé zkušenosti, operátér 2 – velmi zkušený a operátér 3 – nejméně zkušený. Obsazení na pozici asistent a technik se delší dobu neměnilo. V rámci statistického šetření byl sledován skioskopický čas a velikost dávky v závislosti na operátérovi.

Tabulka 3: Skioskopický čas a velikost dávky v závislosti na operátérovi

OPERATÉR		dávka operátér	dávka asistent	dávka technik	čas (min.)
1	N	44	44	44	44
	Minimum	1,0	,0	,0	,2
	Maximum	160,0	122,0	211,0	61,2
	Medián	13,50	5,00	,20	8,00
	Průměr	25,32	10,22	6,30	12,23
	Směrodatná odchylka	32,12	19,67	31,73	12,65
2	N	71	71	71	71
	Minimum	2,0	,0	,0	,5
	Maximum	564,0	114,0	20,1	67,2
	Medián	10,00	2,80	,30	11,50
	Průměr	38,37	9,28	,95	14,01
	Směrodatná odchylka	76,10	16,98	2,71	12,39
3	N	35	35	35	35
	Minimum	2,0	,0	,0	2,7
	Maximum	178,0	26,0	150,0	70,4
	Medián	9,00	2,80	,20	8,30
	Průměr	30,77	6,43	4,75	14,28
	Směrodatná odchylka	41,26	7,98	25,28	14,43

Vzhledem k nenormální distribuci naměřených dat byl k posouzení závislosti použit neparametrický test Mann-Whitney.

Test neprokázal statisticky významný rozdíl ve skiaskopickém čase nebo v dávkách naměřených u operátéra, asistenta nebo technika v závislosti na operátérovi.

HODNOCENÍ

Původní předpoklad, že by zkušenosti jednotlivých operátorů výrazným způsobem ovlivnily délku skiaskopického času a velikost naměřených dávek u operátorů samotných, asistentů i techniků, nebyl potvrzen.

4.5 Posouzení závislosti dávkv naměřené u operátéra, asistenta a technika na skiaskopickém čase

Velikost naměřených dávek je ovlivňována několika faktory. Je to například energie záření, rozsah ozařovaného pole, velikost ozařovaného objemu a tomu úměrné množství vzniklého sekundárního záření, používání ochranné zástěny a ZOOM, a také délka skiaskopického času. Posledním sledovaným parametrem bylo posouzení závislosti dávky naměřené u operátéra, asistenta a technika na skiaskopickém čase.

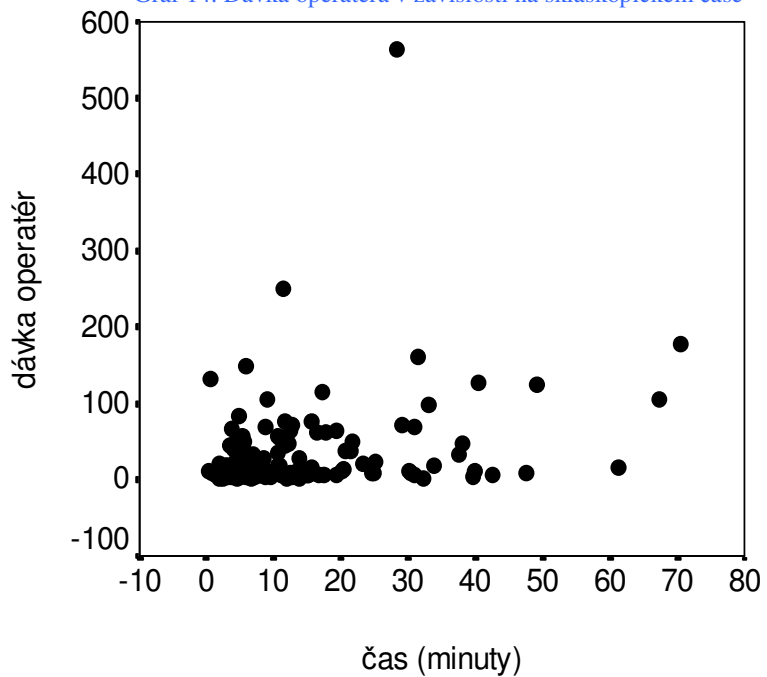
Závislost byla posouzena, vzhledem k charakteru dat, pomocí neparametrické Spearmanovy korelační analýzy. Korelační analýza prokázala slabou závislost mezi dávkou naměřenou u operátéra a skiaskopickým časem, hodnota korelačního koeficientu $r = 0,234$. Slabá závislost byla prokázána také mezi dávkou u technika a skiaskopickým časem ($r = 0,249$). Graficky je situace zobrazena v bodovém grafu.

Tabulka 4: Spearmanova korelační analýza

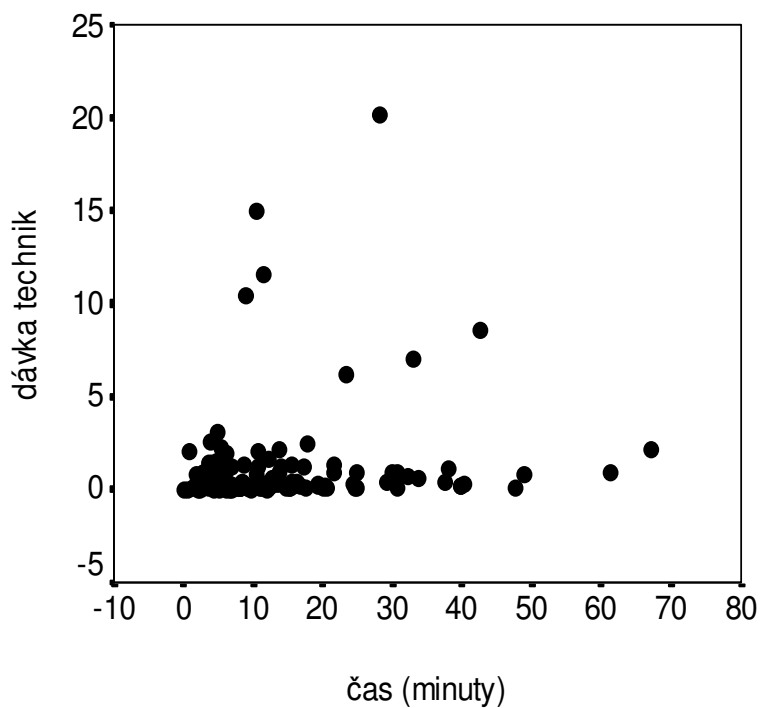
		dávka operátér	dávka asistent	dávka technik
čas (minuty)	Corelační koeficient	,234**	,121	,249**
	Signifikance	,004	,139	,002
	N	150	150	150

** . Correlation is significant at the .01 level (2-tailed).

Graf 14: Dávka operátora v závislosti na skiaskopickém čase



Graf 15: Dávka technika v závislosti na skiaskopickém čase



HODNOCENÍ

Při posouzení tohoto parametru byla prokázána slabá závislost mezi dávkou naměřenou u operátora a technika na skiaskopickém čase. U asistenta byla tato závislost poněkud vyšší, ale ne významná.

4.6 Fantomové měření

Pro získání názornější představy o tom, do jaké míry ovlivňuje velikost obdržené dávky používání ochranné zástěny a funkce ZOOM, bylo provedeno tzv. fantomové měření. Na doporučení pracovníka oddělení lékařské fyziky a radiační ochrany byl jako fantom lidského těla použit kanystr naplněný vodou do výšky 20 cm. Naměřené hodnoty dávek by měly být shodné s těmi, kterých by bylo dosaženo při výkonu prováděného u pacienta s váhou 70 kg.

Při měření byly nasimulovány takové podmínky, které odpovídají intervenčnímu výkonu v pánevní oblasti (PTA pánevních tepen). Současně byla dodržována vzdálenost OK = 1m, délka skiaskopie byla u každého měření 20 s při pulzním režimu 15 P/s, DSA se neprovádělo. Byly sledovány jak se mění hodnoty dávek při použití různých velikostí ZOOM (40, 28, 20 a 14 cm) a jaký vliv má na obdrženou dávku použití ochranné zástěny. Naměřené hodnoty jsou uvedeny v tabulce 5.

Tabulka 5: Velikost dávky v závislosti na použití zástěny a ZOOM

ZOOM	ZÁSTĚNA NE (PULZNÍ FLUORO 15 P/s)	ZÁSTĚNA ANO (PULZNÍ FLUORO 15 P/s)
40	3	2
28	6	4
20	7	5
14	9	6

Z údajů v tabulce 5 je patrné, že při změně ZOOM, byť jen o jednu úroveň, se dávka zvyšuje až dvojnásobně. Rozdíl mezi nejmenším (40) a největším (14) ZOOM je 200%. Porovnání hodnot, které byly naměřeny při použití ochranné zástěny i bez, dokázalo, že dávky při použití zástěny klesají o jednu třetinu.

Mezi další faktory, které ovlivňují velikost obdržené dávky, patří i používání pulzní skiaskopie. Na pracovišti, kde pro účely této práce probíhalo měření radiační zátěže, se při skiaskopii standardně používá pulzní režim s frekvencí 15P/s. Používaný přístroj umožňuje nastavenou frekvenci průběžně měnit, ale tato možnost zde není vůbec využívána. Při prováděném měření byly sledovány dávky při kontinuální i při pulzní skiaskopii. U pulzní skiaskopie byly během měření nastaveny dva rozdílné režimy (frekvence 15 P/s a 7,5 P/s). Naměřené hodnoty jsou zaznamenány v tabulce 6.

Z výsledků vyplývá, že jsou dávky naměřené při pulzní skiaskopii výrazně nižší než při skiaskopii kontinuální. Porovnání naměřených hodnot při dvou různých režimech pulzní skiaskopie dokázalo, že je možné dávku snížit ještě skoro o dvě třetiny. Obsluha přístroje během intervenčních výkonů je na tomto pracovišti plně v kompetenci radiologických asistentů. Na základě výše uvedených výsledků by tedy měli věnovat tomuto problému zvýšenou pozornost a dostatečně využívat různé režimy pulzní skiaskopie.

Tabulka 6: Velikost dávky v závislosti na použití pulzní a kontinuální skiaskopie

ZOOM	KONTINUÁLNÍ FLUORO ZÁSTĚNA ANO	PULZNÍ FLUORO (15 P/s) ZÁSTĚNA ANO	PULZNÍ FLUORO (7,5 P/s) ZÁSTĚNA ANO
40	4	2	0
28	6	4	1
20	8	5	2
14	10	6	3

5. DISKUSE

Při statistickém zpracování velikosti obdržené dávky v závislosti na použití ochranné zástěny byly u výkonů, kde nebyla použita ochranná zástěna, naměřeny dvojnásobné dávky. Tohoto výsledku bylo dosaženo i přesto, že byly hodnoceny obdržené dávky u všech výkonů ve sledovaném souboru. Jediným způsobem, jak dosáhnou přesnějších výsledků, by bylo porovnání stejných typů intervenčních výkonů, u kterých ochranná zástěna byla nebo nebyla použita. Tato možnost byla dodatečně využita při porovnání dávek naměřených u skupin 4 a 5. Obě skupiny reprezentují stejný typ intervenčních výkonů – PTA horní končetiny. U výkonů ve skupině 4 (PTA levé horní končetiny) nebyla z technických důvodů ochranná zástěna použita, u výkonů ve skupině 5 (PTA pravé horní končetiny) byla použita vždy.

Tabulka 7: Porovnání obdržených dávek ve skupinách 4 a 5

	Skupina 4 (PTA LHK, zástěna -)	Skupina 5 (PTA PHK, zástěna +)
Počet výkonů	11	7
Celková dávka	629	57
Průměrná dávka	57,2	8,1

Z výsledků uvedených v tabulce 7 jednoznačně vyplynulo, že při použití ochranné zástěny byla obdržená dávka výrazně menší. V tomto případě byla průměrná naměřená dávka dokonce 7krát nižší. Je tedy naprosto nezbytné používat ochrannou zástěnu u všech výkonů. Pokud to současné technické možnosti nedovolují, je nutné nalézt taková řešení, aby bylo použití ochranné zástěny možné vždy – např. změnit při výkonu polohu pacienta nebo vybavit vyšetřovnu dalšími protekčními pomůckami (mobilní ochranné zástěny).

Na velikosti obdržené dávky se významným způsobem podílí i používání funkce ZOOM. V tomto případě byly výsledky statistického šetření potvrzeny i při

fantomovém měření. Nejlepším řešením by bylo tuto funkci nevyužívat, což je vzhledem k prováděným výkonům prakticky nemožné. Jediným možným řešením je volit funkci ZOOM jen v případech, kdy je to v rámci prováděného výkonu nutné a zároveň na nezbytnou dobu. Významným způsobem se na tom může podílet i technik. Musí dokonale clonit, pozorně sledovat prováděný výkon, popřípadě se vhodným způsobem dotazovat operátora, zda je použití ZOOM stále nutné. Pokud se při použití ZOOM zkrátí i skiaskopický čas, sníží se tím, alespoň částečně, i dávka záření.

Dalším z hodnocených parametrů byla velikost dávky v závislosti na skupině vyšetření. V tomto případě bylo jednoznačně prokázáno, že se na velikosti dávky výrazným způsobem podílí používání ochranné zástěny i minimální využívání ZOOM. Statisticky významně vyšší dávky byly naměřeny u skupin 1, 2, 4 a 6. U těchto skupin se skoro vždy používá ZOOM. Ochranná zástěna se využívá pouze u skupin 1 a 2. Je však nutné zdůraznit, že vzhledem k charakteru některých výkonů, tomu tak nebývá po celou dobu. Při těchto výkonech se často hledá vhodná projekce a současně se kontroluje pozice katétru – to vše za skiaskopické kontroly. Rovněž se provádí značné množství kontrolních nástřiků s DSA. Opět se tedy potvrdilo, že je bezpodmínečně nutné používat ochrannou zástěnu, ZOOM využívat minimálně a důsledně clonit. Dále neprovádět skiaskopii během změny centrace, kontrolní DSA provádět z ovladovny a pokud to charakter výkonu neumožňuje, tak alespoň zvětšit odstup od primárního svazku (např. použít delší prodlužovací hadičku).

Při hodnocení délky skiaskopického času a velikosti dávky v závislosti na operátorovi nebyly potvrzeny předem očekávané výsledky. Na základě provedeného statistického šetření nemají zkušenosti jednotlivých operátorů na hodnocené parametry vliv. Tento výsledek byl pravděpodobně ovlivněn tím, že byly porovnány naměřené dávky i skiaskopický čas v celém sledovaném souboru. Je všeobecně známo, že zkušenostem operátora odpovídá i celková náročnost prováděného výkonu. Pro vyvrácení či potvrzení tohoto výsledku bylo provedeno dodatečné porovnání dávek a skiaskopických časů u jednotlivých operátorů v jedné skupině vyšetření. Nejvhodnější skupinou vyšetření byla skupina 3 (intervence na dolních končetinách). Tato skupina byla z celého sledovaného souboru největší (60 výkonů) a výkony prováděli všichni tři

operatěři. Byla vypočítána průměrná dávka na jeden výkon a zároveň stanovena průměrná dávka na výkon a operátora.

Tabulka 8: Průměrná dávka na výkon a operátora ve skupině 3

Operatér	1	2	3
Počet výkonů	12	29	19
Celková dávka	75	312	240
Průměrná dávka	6,25	10,75	12,63
Průměrná dávka na výkon	10,45		

Ve skupině bylo provedeno celkem 60 výkonů a hodnota průměrné dávky na jeden výkon je 10,45. Operatér 1 provedl dvanáct výkonů a průměrná hodnota dávky u něj byla 6,25. Operatér 2 provedl 29 výkonů - průměrná hodnota dávky 10,75 a operatér 3 provedl 19 výkonů s průměrnou hodnotou dávky 12,63. U operátora 2 je dávka téměř shodná s celkovou průměrnou dávkou na výkon. U operátora 1 je byla dávka o 40 % nižší. Dávka u operátora 3 dosáhla skoro dvojnásobné hodnoty dávky naměřené u operátora 1.

Dalším dodatečně hodnoceným parametrem byl skiaskopický čas. Porovnání skiaskopických časů bylo rovněž provedeno u výkonů spadajících do skupiny 3. Byl vypočítán průměrný skiaskopický čas na jeden výkon a stejně jako u dávky i průměrný skiaskopický čas na výkon a operátora.

Tabulka 9: Průměrný skiaskopický čas na výkon a operátora ve skupině 3

Operatér	1	2	3
Počet výkonů	12	29	19
Celkový skiaskopický čas	150,5	460,6	308,2
Průměrný skiaskopický čas	12,54	15,88	16,22
Průměrný skiaskopický čas na výkon	15,32		

Průměrný skiaskopický čas byl u jednoho výkonu ve sledované skupině 15,32 minuty. Nejkratší skiaskopický čas – 12,54 minuty připadl na výkony prováděné operátorem 1. V porovnání s ostatními dvěma operátory měl skiaskopický čas asi o čtvrtinu kratší. Mezi operátory 2 a 3 nebyl ve skiaskopických časech zaznamenán výrazný rozdíl.

Při dodatečném porovnání dávek a skiaskopických časů byl vyvrácen původní výsledek statického šetření a bylo dokázáno, že zkušenosti jednotlivých operátorů mají na velikost dávky i na délku skiaskopického času významný vliv. V tomto případě nelze jednoznačně určit jakým způsobem docílit toho, aby hodnoty dávek i skiaskopický čas byli u všech operátorů alespoň přibližně na stejné úrovni. Jediným řešením by snad mohlo být, že by méně zkušené operátory byli častěji u výkonů, které provádí operátor 1, např. jako asistenti. Tímto způsobem by mohli získat větší zkušenosti a dosáhnout tak menších dávek a kratších skiaskopických časů.

Posledním hodnoceným parametrem bylo posouzení závislosti dávky naměřené u operátora, asistenta a technika na skiaskopickém čase. Z dosažených výsledků vyplynulo, že delší skiaskopický čas neznamená automaticky i vyšší dávku (platí i v opačném případě). Tento výsledek je možné zdůvodnit tím, že je na jedné straně mnoho výkonů, které sice vyžadují dlouhý skiaskopický čas, ale při nichž se nevyužívá ZOOM a zároveň je možné použití ochranné zástěny, čímž se velikost obdržené dávky

snižuje. Na straně druhé jsou výkony, u kterých je dosahováno krátkých skiaskopických časů, ale vyžaduje se při nich dokonalé zobrazení, což znamená použití ZOOM takřka během celého výkonu. Z tohoto důvodu se dávka obdržená personálem zvyšuje. Na těchto výsledcích se mohou významně podílet i zkušenosti jednotlivých operátorů. U nejnáročnějších výkonů byly v celkovém průměru naměřeny vyšší dávky i delší skiaskopický čas. V případě, kdy tyto výkony prováděl operátor 1, však dosáhly naměřené dávky i skiaskopický čas, pravděpodobně vzhledem k jeho dlouholetým zkušenostem, menších hodnot.

Z hlediska radiační ochrany je velmi důležitá ochrana časem. Lze ji dodržovat dvěma způsoby. V první řadě neustále hledat možnosti, jak snížit skiaskopické časy u jednotlivých výkonů. Dalším způsobem je nastavit pravidelné střídání všech členů intervenčního týmu. U asistentů a techniků je to v podstatě dodržováno, neboť se jich střídá dostatečný počet. Naprosto nedostatečné je to u operátorů. Výsledky v tabulce 10 jsou více než alarmující. Absolutně nejhůř dopadl operátor 2. V celém sledovaném souboru prováděl 2 krát více výkonů než ostatní operátoři. Obdržel asi 2,7 krát vyšší dávku a během sledovaného období byl vystaven ionizujícímu záření téměř 17 hodin.

Tabulka 10: Přehled dávek a skiaskopických časů u operátorů ve sledovaném souboru

Operátor	1	2	3
Počet výkonů	44	71	35
Dávka celkem	1114	2717	1077
Skiaskopický čas celkem (min)	538,3	994,4	512,8

6. ZÁVĚR

Cílem práce bylo stanovit efektivitu a zhodnotit význam dodržování zásad radiační hygieny a na základě stanovených výsledků zavést do praxe soubor opatření vedoucích ke snížení radiační zátěže personálu u perkutánních intervencí. Oba tyto cíle byly splněny. Vyhodnocením sledovaných parametrů bylo zjištěno, že dodržování zásad radiační hygieny má své opodstatnění a významně se podílí na velikosti obdržených dávek. V souladu s druhým cílem práce a na základě dosažených výsledků byl stanoven soubor opatření, jehož zavedením do praxe budou dávky obdržené personálem u perkutánních intervencí zredukovány na minimální hodnoty.

Soubor opatření:

- využívat ochranu časem a vzdáleností
- nastavit pravidelné střídání všech členů personálu u prováděných výkonů
- důsledně používat osobní ochranné pomůcky, zajistit dostatečný počet v odpovídajících velikostech - lékaři nosit ochranné brýle!
- dodržovat vzdálenost OK = 100 cm
- přednostně používat pulzní skioskopii v různých režimech nastavení
- skioskopii provádět jen po nezbytně nutnou dobu
- dokonalé clonit primární svazek
- kontrolní DSA provádět z ovladovny a v případě, kdy to není možné, aspoň odstoupit co nejdále od primárního svazku nebo použít delší prodlužovací hadičky
- při DSA snížit frekvenci snímků za sekundu na nejnižší možnou úroveň
- ZOOM používat jen v nezbytně nutných případech a co nejkratší dobu
- při všech výkonech používat ochrannou olovnatou zástěnu
- rozšířit současné vybavení vyšetřovny o další protekční zařízení (např. mobilní typ ochranné zástěny)
- neustále se vzdělávat v oboru i v rámci radiační ochrany
- využívat možnosti post – processingu

Výsledky práce zároveň potvrdily předpokládanou hypotézu, že dávky ionizujícího záření, obdržené personálem u perkutánních intervencí, lze při dokonalém dodržování všech zásad radiační hygieny a důsledným využitím všech dostupných ochranných prostředků snížit na minimální hodnoty.

7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- 1) David, Č., Peregrin, J.H. *Radiační zátěž nemocných při implantaci břišních stentgraftů a způsoby jak ji snížit*. Praktická radiologie, 2006, ročník 11, č. 3
- 2) Havránek, J., Havránková, R. *Základy zdravotnické statistiky*. Skripta JU ZSF v Českých Budějovicích, 1. vydání, 2004, ISBN 80-7040-663-1
- 3) Heřmanská, J., Singer, J. *Klinická dozimetrie*. Skripta JU ZSF v Českých Budějovicích, 1. vydání, 2007
- 4) Hlava, A., Krajina, A., *Intervenční radiologie*. 1. vydání. Hradec Králové: Nukleus, 1996, ISBN 80-901753-1-7, str. 9 - 32
- 5) Hrazdíra, I., Mornstei, V. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vydání, Brno: Neptun, 2001, ISBN 80-902896-1-4
- 6) Hušák, V., Heřman, M., aj. *Radiační riziko spojené se zobrazovacími metodami v radiodiagnostice a nukleární medicíně*. Česká radiologie, 2003, ročník 57
- 7) Hušák, V., Heřman, M., Závoda, P., aj. *Radiační zátěž pacientů ze zobrazovacích metod – doplnění publikace Indikační kritéria pro zobrazovací metody*. Česká radiologie, 2004, ročník 58
- 8) Hušák, V., Přidal, I., Ptáček, J. *Veličiny a jednotky dozimetrie a radiační ochrany – přehled definic a správné interpretace v oblasti lékařských aplikací ionizujícího záření*. Praktická radiologie, 2007, ročník 12, č. 2, ISSN 1211-5053
- 9) Chudáček, Z. *Radiodiagnostika I. část*. učební text, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1. vydání, Brno: 1995, ISBN 80-7013-114-4
- 10) ICRP. *Publication 80. Radiation dose to Patients from Radiopharmaceuticals*, Addendum 2 to ICRP Publications 53, Annals of the ICRP 28, 1998, No. 3
- 11) Klener, V. a kolektiv. *Principy a praxe radiační ochrany*. 1. vydání. Praha: Azin, 2000, ISBN 80-238-9703-6, str. 235 - 312
- 12) Kodl, O. *Radiační ochrana při zubních radiodiagnostických vyšetřeních*. 2. vydání. Olomouc: Česká stomatologická komora, 1999, str. 5 - 38
- 13) Kolektiv autorů. *Ochrana při práci se zdroji ionizujícího záření*. Dům techniky Ostrava, 2003, ISBN 80-02-01529-0

- 14) Konečný, J. *Radiační fyzika*. Skripta JU ZSF v Českých Budějovicích, 1. vydání, 2006, ISBN 80-7040-846-X
- 15) Konečný, J. *Radiační ochrana I. Doplnkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního programu „Ochrana obyvatelstva“*. JU ZSF v Českých Budějovicích, 2007
- 16) Konečný, J. *Radiační ochrana II. Doplnkové texty*. JU ZSF v Českých Budějovicích, 2007
- 17) Krajina, A., Peregrin, J.H. a kolektiv. *Intervenční radiologie – Miniinvazivní terapie*. 1. vydání. Hradec králové: nakladatelství Olga Čermáková, 2005, str. 100–121
- 18) Kozlovská, D., Skalická Freitinger, Z., Záškodný, P. *Úvod do praktika z radiologické fyziky*. Skripta JU ZSF v Českých Budějovicích, 1. vydání, 2005
- 19) Kuna, P., Navrátil, L. *Klinická radiobiologie*. 1. vydání. Praha: Manus, 2005, ISBN 80-86571-09-2
- 20) Matzner, J. *Radiační ochrana*. Studijní text JU ZSF v Českých Budějovicích, 2003
- 21) Nekula, J. a kolektiv. *Radiologie*. 2. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003, ISBN 80-244-0672-1, str. 180 - 197
- 22) Ptáček, J., Hušák, V., Heřman, M., aj. *Přehled o radiační zátěži a riziku spojeném s nukleárně medicínskými a radiodiagnostickými vyšetřeními dětí*. Praktická radiologie, 2004, ročník 9, č. 4
- 23) Singer, J. *Dozimetrie ionizujícího záření*. Skripta JU ZSF v Českých Budějovicích, 1. vydání, 2003
- 24) Šmoranc, P. *Rentgenová technika v lékařství*. 1. vydání. Střední průmyslová škola elektrotechnická a Vyšší odborná škola, Pardubice, 2004, ISBN 80-85438-19-4
- 25) *Vyhláška č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, ve znění vyhlášky 499/2005 Sb.*
http://www.sujb.cz/docs/v307_02.pdf
- 27) *Vyhláška č. 146/1997 Sb., ve znění vyhlášky č. 315/2002 Sb.*
http://www.sujb.cz/docs/146_97.pdf
- 28) www.astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm
- 29) www.bozpinfo.cz/citarna/tema_tydne/robozp08.html

- 30) www.csod.cz
- 31) www.srla.cz
- 32) www.sujb.cz
- 33) www.suro.cz
- 34) *Zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření a o změně a doplnění některých zákonů, v platném znění*
http://www.sujb.cz/docs/Atomovy_zakon_II.pdf
- 35) Zölzer, F., Kuna, P., Navrátil, L. *Mechamizmy účinků ionizujícího záření.*
Doplňkové texty JU ZSF v Českých Budějovicích, 2007

8. KLÍČOVÁ SLOVA

Ionizující záření

Biologické účinky záření

Radiační ochrana

Radiační zátěž

Osobní dozimetrie

Intervenční radiologie

9. PŘÍLOHY

Seznam příloh

Příloha 1: Velikost dávky v závislosti na použití zástěny – popisné charakteristiky

Příloha 2: Velikost dávky v závislosti na použití ZOOM – popisné charakteristiky

Příloha 3: Skiaskopický čas a velikost dávky v závislosti na operátorovi – popisné charakteristiky

Příloha 4: Ochranné zástěry a brýle

Příloha 5: Ochranná zástěna na stropním závěsu

Příloha 6: Nákres mobilní ochranné zástěny

Příloha 1: Velikost dávky v závislosti na použití zástěny – popisné charakteristiky

Report

ZÁSTĚNA		dávka operátér	dávka asistent	dávka technik	čas (min.)
ano	N	98	98	98	98
	Minimum	2,0	,1	,0	1,8
	Maximum	564,0	122,0	20,1	67,2
	Medián	9,0	2,6	,20	9,70
	Průměr	29,9	8,4	,90	14,42
	Směrodatná odchylka	64,9	18,5	2,51	12,69
ne	N	52	52	52	52
	Minimum	1,0	,0	,0	,2
	Maximum	178,0	50,0	211,0	70,4
	Medián	18,5	5,6	,40	6,80
	Průměr	38,2	9,8	8,13	11,90
	Směrodatná odchylka	44,7	10,9	35,43	13,27

Mann-Whitney U-test

Ranks

ZÁSTĚNA		N	Mean Rank	Sum of Rank
dávka operátér	ne	52	83,87	4361,00
	ano	98	71,06	6964,00
	Total	150		
dávka asistent	ne	52	88,57	4605,50
	ano	98	68,57	6719,50
	Total	150		
dávka technik	ne	52	83,45	4339,50
	ano	98	71,28	6985,50
	Total	150		
čas (min.)	ne	52	66,69	3468,00
	ano	98	80,17	7857,00
	Total	150		

Test Statistics^a

	dávka operátér	dávka asistent	dávka technik	čas (min.)
Mann-Whitney U	2113,000	1868,500	2134,500	2090,000
Wilcoxon W	6964,000	6719,500	6985,500	3468,000
Z	-1,719	-2,685	-1,650	-1,809
Signifikance	,086	,007	,099	,070

a. Grouping Variable: ZÁSTĚNA

Příloha 2: Velikost dávky v závislosti na použití ZOOM – popisné charakteristiky

Report

ZOOM +		dávka operatér	dávka asistent	dávka technik	čas (min.)
ano	N	47	47	47	47
	Minimum	4,0	,3	,0	1,8
	Maximum	564,0	122,0	211,0	70,4
	Medián	48,00	12,00	,80	11,70
	Průměr	67,52	18,56	9,67	18,52
	Směrodatná odchylka	88,64	24,77	37,15	16,61
	ne	N	103	103	103
Minimum	1,0	,0	,0	,2	
Maximum	148,0	34,0	15,0	49,0	
Medián	7,00	2,00	,20	8,20	
Průměr	16,91	4,48	,55	11,28	
Směrodatná odchylka	25,89	6,76	1,54	10,11	

Mann-Whitney U-test

Ranks

	ZOOM +	N	Mean Rank	Sum of Ranks
dávka operatér	ne	103	59,17	6094,50
	ano	47	111,29	5230,50
	Total	150		
dávka asistent	ne	103	59,83	6163,00
	ano	47	109,83	5162,00
	Total	150		
dávka technik	ne	103	63,67	6558,00
	ano	47	101,43	4767,00
	Total	150		
čas (min.)	ne	103	68,83	7090,00
	ano	47	90,11	4235,00
	Total	150		

Test Statistics^a

	dávka operatér	dávka asistent	dávka technik	čas (min.)
Mann-Whitney U	738,500	807,000	1202,000	1734,000
Wilcoxon W	6094,500	6163,000	6558,000	7090,000
Z	-6,820	-6,540	-4,988	-2,782
Signifikance	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	,005

a. Grouping Variable: ZOOM

Příloha 3: Skiaskopický čas a velikost dávky v závislosti na operátérovi - popisné charakteristiky

Mann – Whitney test

Ranks

	OPERATÉR	N	Mean Rank
dávka operátér	1	44	71,17
	2	71	77,66
	3	35	76,56
	Total	150	
dávka asistent	1	44	80,63
	2	71	74,70
	3	35	70,67
	Total	150	
dávka technik	1	44	77,15
	2	71	77,73
	3	35	68,90
	Total	150	
čas (min.)	1	44	68,13
	2	71	79,73
	3	35	76,20
	Total	150	

Test Statistics^{a,b}

	dávka operátér	dávka asistent	dávka technik	čas (min.)
Chi-Square	,634	1,069	1,080	1,949
df	2	2	2	2
Asymp. Sig.	,728	,586	,583	,377

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable: OPERATÉR

Příloha 4: Ochranné zástěry a brýle



Příloha 5: Ochranná zástěna na stropním závěsu (ekvivalent Pb = 0,5 mm)



Příloha 6: Nákres mobilní ochranné zástěny

Mobilní ochranný štít s výškově nastavitelnou deskou olovnatého skla ($P_b = 0,5 \text{ mm}$).

Štít zároveň chrání i dolní část těla vyšetřujícího ekvivalentem $P_b = 1 \text{ mm}$.

