



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

**Komparace osobních dávkových ekvivalentů
intervenční radiologie a kardiologie**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Studijní program: [Specializace ve zdravotnictví](#)

Autor: Iveta Gomolová

Vedoucí práce: doc. RNDr. Přemysl Záškodný, CSc.

[České Budějovice 2017](#)

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci s názvem „Komparace osobních dávkových ekvivalentů intervenční radiologie a kardiologie“ jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

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

V Českých Budějovicích dne 1. 5. 2017

.....

Iveta Gomolová

Poděkování

Děkuji touto cestou doc. RNDr. Přemyslu Záškodnému, CSc. za jeho cenné připomínky a rady, které mi poskytoval při konzultacích a během zpracování mé bakalářské práce.

Komparace osobních dávkových ekvivalentů intervenční radiologie a kardiologie

Abstrakt

Hlavním tématem této práce jsou osobní dávky ionizujícího záření a jejich porovnání u pracovníků na intervenční radiologii a intervenční kardiologii.

Státní úřad radiační ochrany upozorňuje na fakt, že dávky intervenčních kardiologů jsou vyšší než dávky intervenčních radiologů. V rámci bakalářské práce bylo zkoumáno, zda tato hypotéza platí i pro asistující střední personál, v jakém rozmezí se tyto dávky pohybují a co udělat pro jejich snížení. Pro tyto účely byly porovnávány dávky za dobu sedmi let u lékařů, radiologického asistenta a zdravotních sester asistujících při výkonech na intervenční kardiologii a zdravotních sester asistujících u výkonů na intervenční radiologii. Tyto údaje jsou zpracovány prostřednictvím metod deskriptivní statistiky a zaneseny do grafické podoby.

V teoretické části této práce se zmiňují vlastnosti ionizujícího záření. Vysvětluje se zde interakce ionizujícího záření s hmotou a buňkami a jeho dopad na lidské zdraví. V neposlední řadě je zde nastíněna problematika hygieny záření z hlediska profesního ozáření a legislativa, která upravuje evidenci dávkových parametrů v celé Evropské unii.

Praktická část zpracovává osobní dávkové ekvivalenty jednotlivých pracovníků intervenční kardiologie a intervenční radiologie získané od ústavu Celostátní služby osobní dozimetrie Praha, která tyto dávky vyhodnocuje.

Vzhledem k výsledkům, lze považovat obě hypotézy za potvrzené. Toto potvrzení je způsobeno jednak nižším počtem pracovišť IK, na které se soustředí větší počet pacientů a jednak nižším počtem pracovníků. Z toho vyplývá, že snížení profesního ozáření docílíme dostatečným počtem kvalifikovaného personálu umožňující častější střídání, aktivním přístupem k dodržování radiační hygieny a velmi dobrou spoluprací celého týmu.

Přínosy práce lze spatřovat především v kvantifikaci rozdílů ODE v rámci IK a IR a ve vymezení možnosti snížení radiační zátěže.

Klíčová slova: intervenční kardiologie; intervenční radiologie; radiologický asistent; zdravotní sestra; radiační hygiena; profesní ozáření.

The comparison of personal dose equivalents interventional radiology and cardiology

Abstract

The main topics of this work are personal doses of ionizing radiation and their comparison with workers in the interventional radiology and interventional cardiology.

National Radiation Protection draws attention to the fact that doses of interventional cardiologists are higher than doses of interventional radiologists. In the framework of this bachelor thesis it was examined whether this hypothesis is true for the assisting mid staff, range of the doses and what to do to reduce them. The doses for radiology assistant and nurses assisting with the operations in interventional cardiology and nurses assisting with performances in interventional radiology were compared over a period of seven years for these purposes. These data are processed by methods of descriptive statistics and recorded in graphic form.

The theoretical part of the thesis mentions properties of ionizing radiation. It explains the interaction of ionizing radiation with matter and cells and its effects on human health. Finally, the issue of radiation hygiene in terms of occupational exposure and the legislation that governs records of dosage parameters throughout the European Union is outlined in the thesis as well.

The practical part deals with personal dose equivalents of individual employees of interventional cardiology and interventional radiology obtained from the Prague Institute of National Service of Personal Dosimetry, which evaluates these doses.

Given the results, both hypotheses can be considered as confirmed. This confirmation is caused by lower number of employees and lower number of IC workplaces that focus on larger numbers of patients. This implies that the reduction of occupational exposure is achieved with a sufficient number of qualified personnel to enable more frequent substitution, proactive approach in compliance with radiation hygiene and very good cooperation of the entire team.

The work's benefits can be seen especially in the ODE quantification differences within IC and IR and in defining the possibility of reducing the radiation load.

Key words: interventional cardiology; interventional radiology; radiology assistant; nurse; radiation hygiene; occupational exposure.

Obsah

Úvod.....	8
1 Současný stav	11
1.1 Rentgenové záření.....	11
1.1.1 Charakteristika rentgenového záření a jeho vlastnosti	12
1.1.2 Druhy rentgenového záření a jeho spektra	13
1.2 Druhy interakce rentgenového záření	14
1.2.1 Fotoefekt.....	14
1.2.2 Comptonův rozptyl.....	15
1.2.3 Tvorba elektron-pozitronových párů.....	16
1.3 Účinky ionizujícího záření.....	17
1.3.1 Fyzikální stádium	17
1.3.2 Fyzikálně – chemické stádium	17
1.3.3 Chemické stádium	17
1.3.4 Biologické stádium.....	17
1.4 Základní principy radiační ochrany	18
1.4.1 Základní principy radiační ochrany	19
1.4.2 Veličiny monitorování zevního ozáření	22
1.4.3 Ochrana před zevním ozářením.....	25
1.5 Monitorování v radiační ochraně.....	27
1.5.1 Program monitorování pracoviště	28
1.5.2 Systém osobního monitorování	28
1.5.3 Program monitorování výpustí a okolí pracoviště.....	29
1.5.4 Ochrana zdravotnického personálu při rentgenových vyšetření	29
1.6 Základní legislativa týkající se nakládání se zdroji ionizujícího záření ...	30
1.7 Intervenční radiologie	30

1.7.1	Vaskulární intervence	31
1.7.2	Nevaskulární intervence	32
1.7.3	Vybavení pracoviště intervenční radiologie	33
1.7.4	Úloha radiologického asistenta při intervenčních výkonech.....	33
1.8	Intervenční kardiologie	34
1.8.1	Terapeutické výkony	34
1.8.2	Diagnostické výkony	34
1.8.3	Specifikace RTG angiozařízení pro vyšetřování srdeční činnosti.....	36
2	Hypotézy	37
3	Metodika práce.....	38
4	Výsledky	64
5	Diskuse.....	67
6	Závěr	73
7	Použitá literatura:	75
8	Seznam tabulek, obrázků a grafů:	78
9	Seznam použitých zkratk.....	94

Úvod

Cévní choroby patří v civilizovaných zemích k nejčastějším příčinám morbidity a mortality. Tato skutečnost se pravděpodobně stala jednou z hlavních příčin dynamického rozvoje takových oborů v medicíně jako je intervenční radiologie a intervenční kardiologie (Karetová, Staněk, 2001).

Oba obory používají zobrazovací vyšetřovací metody založené na využití ionizujícího záření doplněné dalšími metodami jako je ultrasonografie nebo magnetická rezonance. Progrese intervenčních metod vede ku prospěchu pacientů, neboť dokáže v mnoha případech oddálit či zcela zastoupit chirurgickou léčbu. Vede však i ke zvýšenému profesnímu ozáření, které není vzhledem ke složitým a časově náročným úkonům a zákrokům zanedbatelné.

Stále větší dostupnost i pestrost výběru zobrazovacích modalit má tak i své stinné stránky. V posledních letech bylo popsáno mnoho případů nemoci z ozáření v důsledku diagnostických vyšetření. Proto jsou v současné době uváděny nové techniky vyšetřování, které výrazně snižují dávky ionizačního záření, v některých případech až na 50 % původního ionizačního záření, bez výraznějšího snížení kvality obrazu (Seidl, 2012).

V roce 2012 vydal Státní úřad radiační ochrany „Rentgen“ bulletin, který se zabýval touto problematikou a ve kterém poukazuje na fakt, že dávkové ekvivalenty kardiologů a radiologů jsou podstatně vyšší než dávky jejich kolegů z nukleární medicíny či radioterapie. Tento rozdíl je určité způsoben i faktem, že jak kardiologové, tak radiologové patří do specifické skupiny pracovníků, kteří často zachraňují lidské životy za cenu toho, že se jejich osobní dávky dostávají na úroveň stanovených limitů dle zákona č. 263/2016 Sb. ve znění pozdějších předpisů.

Podle již zmiňovaného bulletinu jsou osobní dávky kardiologů vyšší než dávky radiologů, což by mohlo být způsobeno jednak jejich nižším počtem a tím vyšším počtem výkonů na jednoho lékaře, rozdílnou náročností výkonů a technickými parametry přístrojového vybavení. Společně s lékaři pracuje na těchto pracovištích i střední personál, který lékařům asistuje při jednotlivých vyšetření a napomáhá tak k jejich zdárnému průběhu.

Hlavním tématem této práce jsou dávky ionizujícího záření a jejich porovnání na intervenční radiologii a intervenční kardiologii a zjištění, zda informace Státního úřadu radiační ochrany o vyšších dávkách intervenčních kardiologů než u intervenčních

radiologů jsou validní také pro asistující střední personál. Z tohoto důvodu budou porovnávány dávky za dobu sedmi let nejen u lékařů, ale také u asistujícího personálu – radiologického asistenta a zdravotních sester jednotlivých oddělení.

V teoretické části této práce se zmiňují vlastnosti ionizujícího záření. Budou vysvětleny interakce ionizujícího záření s hmotou a buňkami a jejich dopad na lidské zdraví. V neposlední řadě zde bude nastíněna problematika hygieny záření z hlediska profesního ozáření a legislativa, která upravuje evidenci dávkových parametrů v celé Evropské unii. V této části se uvede i výčet výkonů, prováděných na zmíněných pracovištích, a bude poukázáno na vybavenost pracovišť.

Praktická část zpracovává osobní dávkové ekvivalenty (ODE) jednotlivých pracovníků intervenční kardiologie a intervenční radiologie získané od ústavu Celostátní služby osobní dozimetrie Praha, který tyto dávky vyhodnocuje. Data jsou zpracována do grafů a vzájemně porovnána.

Cíle práce jsou formulovány následujícím způsobem:

Vytvořit přehledy měsíčních osobních dávkových ekvivalentů (ODE) pro 5 lékařů IK, 4 lékaře IR, 7 zdravotních sester a radiologického asistenta IK a 3 zdravotních sester IR. Tyto měsíční přehledy budou předloženy prostřednictvím metod deskriptivní statistiky (včetně váženého aritmetického průměru, směrodatné odchylky, parametrů šikmosti a špičatosti). Vzhledem k nižšímu počtu respondentů nebudou použity metody matematické statistiky. 19 zmíněných přehledů bude předloženo v rámci kapitoly Výsledky.

Na základě kumulativních četností daných prvky škály vypočítat procentuálně počty měsíců, v nichž ODE budou spojeny s nižšími hodnotami ODE.

- Určit průměrné měsíční ODE u lékařů IK a IR, asistujícího personálu IK a IR.
- Komparovat hodnoty ODE v rámci IK a IK a vyvodit závěry vedoucí ke snížení radiační zátěže.

Na základě vymezených cílů lze stanovit následující operacionalizované hypotézy H1 a H2 kvantitativního výzkumu:

H1 Efektivní dávky u kardiologů jsou vyšší než u radiologů.

H2 Efektivní dávky u asistujícího středního personálu na intervenční kardiologii jsou vyšší než u asistujícího středního personálu na intervenční radiologii.

Hypotézy H1 a H2 budou ověřovány metodami deskriptivní statistiky v rámci jednotlivých stupňů kvantitativního výzkumu. Data budou zjišťována prostřednictvím

osobních dozimetrů. Volba osobního dozimetru závisí nejen na druhu záření v daném radiačním poli, ale i na tom, jaká dozimetrická informace je vyžadována.

1. Současný stav

1.1 Rentgenové záření

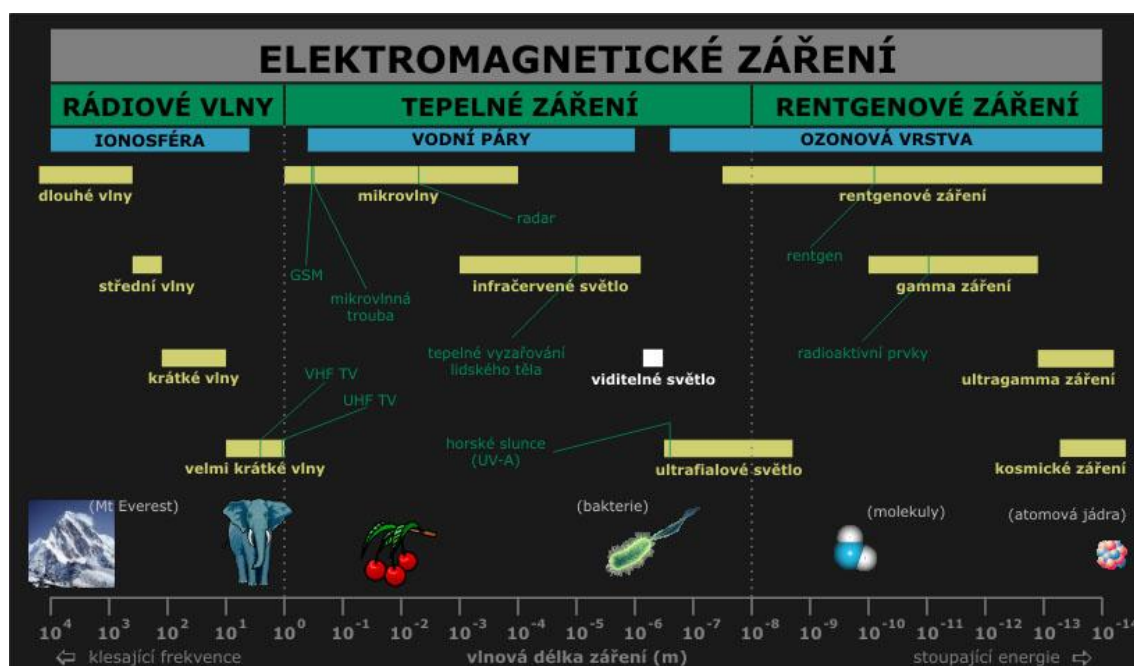
Rentgenová diagnostika je nejstarší a stále nejpoužívanější praktickou aplikací ionizujícího záření ve zdravotnictví. Toto záření se používá při RTG a CT vyšetření jako rentgenová diagnostika a společně rentgenovou terapií, tj. naukou o jeho léčebném využití, tvoří lékařskou rentgenologii – nauku o využití rentgenového záření v medicíně. Lékařská rentgenologie je součástí širšího vědního oboru, lékařské radiologie, která pojednává o využití různých druhů ionizačního záření pro vyšetřování a léčení (Svoboda, 1976).

Využívá se jeho základní vlastnost – tedy schopnost pronikat materiály. Rentgenové záření prochází přes vyšetřovaný objekt (tkáň organismu), přičemž část záření se absorbuje a část prochází a je zobrazována fotograficky na luminiscenčním stínítku nebo nejnověji pomocí elektronických detektorů (Svoboda, 1976).

Při expozici rentgenového (ionizujícího) záření tak vzniká rentgenový obraz vyšetřované tkáně, který zobrazuje rozdíly v hustotě tkání. Různým absorbcím záření v různých tkáních jsou na obraze přiřazovány různé stupně šedi. Vzniká tak obraz odrážející velikost, tvar a uspořádání tkání a orgánů v organismu, včetně případných změn, vyvolaných patologickými procesy (Chudáček, 1993).

1.1.1 Charakteristika rentgenového záření a jeho vlastností

Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění o velmi krátkých vlnových délkách (obr. 1) a vysokých frekvencích (Chudáček, 1986).



Obr. 1: Spektrum elektromagnetického záření

Zdroj: fbmi.sirdik.org

Rentgenové záření může pronikat v různé míře jakoukoli hmotou. Pronikavost závisí na vlastnostech absorbující hmoty a na energii rentgenového záření. Čím má kratší vlnovou délku, tím má větší energii a je pronikavější (Navrátil, Rosina 2005).

Mezi vlastnosti RTG záření řadíme:

Luminiscenční efekt – při dopadu rentgenového záření na některé materiály vzniká viditelné záření, jehož intenzita je úměrná množství dopadajícího záření (Navrátil, Rosina, 2005).

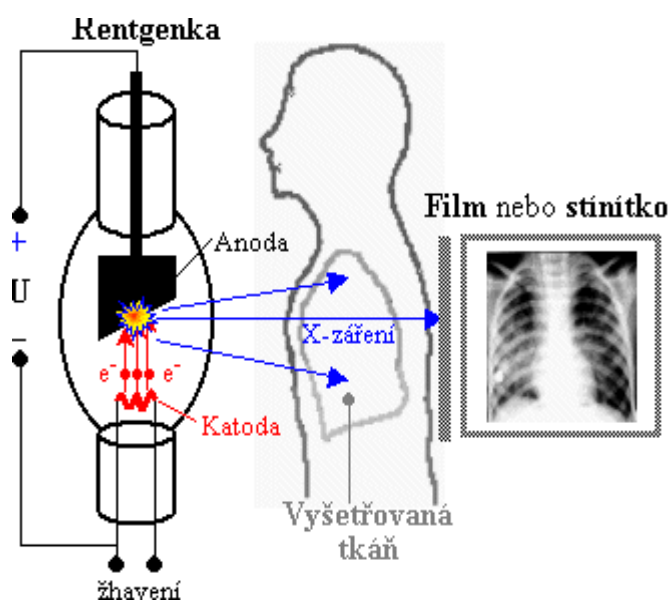
Fotochemický efekt – způsobuje zčernání fotografické desky nebo filmu. Zčernání je tím větší, čím větší intenzitu má dopadající záření. Až do vynálezu polovodičových detektorů patřila fotografická emulze k hlavním indikátorům rentgenového záření (Vomáčka, 2012).

Ionizační efekt – Energie, kterou RTG záření nese, je postačující k ionizaci atomů nebo molekul ozářené látky. To znamená, že při působení na elektricky neutrální atomy se z nich stávají elektricky nabití ionty. Ionizuje vzduch a jiné plyny. Na této vlastnosti je založena např. funkce některých typů indikátorů záření (Vomáčka, 2012).

Biologický efekt – RTG záření vyvolává v živých organismech biologické, chemické a genetické změny. Této vlastnosti se využívá například při ozařování zhoubných nádorů. Obsluhující personál i pacienti (zejména těhotné ženy) musí být před nežádoucími účinky chráněni (Vomáčka, 2012).

Zdrojem RTG záření v radiodiagnostice je rentgenka, která se skládá z vnitřní části, vložky (insert), krytu a vysokonapěťových kabelů (Nekula, 2005).

Na obr. 2 je zachyceno základní schéma rentgenového zobrazení, kdy rentgenkou emitované záření projde objektem a na filmu či stínítku vytvoří obraz.



Obr. 2: Základní schéma rentgenového zobrazení

Zdroj: astronuklfyzika.cz

1.1.2 Druhy rentgenového záření a jeho spektra

Z anody vystupuje rentgenové záření dvojího druhu – brzdné a záření charakteristické.

1.1.2.1 Brzdné záření

Rychle letící elektrony se dopadem na anodu náhle zbrzdí a jejich kinetická energie se přemění na energii fotonů elektromagnetického záření. Toto záření obsahuje fotony všech vlnových délek, počínaje tzv. mezní vlnovou délkou L_m , což je nejkratší vlnová délka rentgenového záření, vznikajícího při určitém napětí mezi katodou a anodou. Brzdné záření bývá někdy nazýváno obráceným fotoelektrickým jevem, neboť vzniká přeměnou kinetické energie elektronů ve fotony. Kinetická energie elektronů je

určována urychlujícím napětím a má hodnotu eU . Spotřebuje-li se celá kinetická energie elektronu na vznik jediného fotonu, je potom

$$h\nu_{\max} = h \frac{c}{\lambda_{\min}} = eU$$

Brzdné záření se spojitým spektrem frekvencí vzniká částečnou přeměnou celkové kinetické energie elektronů na záření. Vztah lze přepsat ve tvaru

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU} = 1.24 \cdot 10^{-6} \frac{1}{U} \text{m}$$

Tento vztah pro minimální vlnovou délku brzdného spojitého záření je nazýván jako zákon **Duanův-Huntův**, podle vědců, kteří jej experimentálně stanovili.

Spektrum brzdného záření je spojité (Záškodný, 2005).

1.1.2.2 Charakteristické záření

Elektron dopadající na anodu může vyrazit některý elektron z nejnižších hladin K nebo L atomu materiálu anody. Tím vzniká neobsazené místo, které je okamžitě obsazené jiným elektronem z vnějších hladin za vyzáření fotonu rentgenového záření s energií rovnou energetickému rozdílu mezi elektronovými hladinami. Spektrum pro toto záření je nespojitě čárové, složené z čar, jejichž poloha a intenzita je určena materiálem brzdného terčíku (Záškodný, 2005).

1.2 Druhy interakce rentgenového záření

V hmotě vyvolává rentgenové záření excitaci nebo ionizaci, způsob interakce fotonového záření s látkou určuje především jeho kinetická energie (vlnová délka). Měkké rentgenové záření s delší vlnovou délkou (nízkou energií) se chová jako vlna, která v hmotném prostředí interaguje kolektivně s větším množstvím elektronů a dochází k excitaci (Ullmann, 2016).

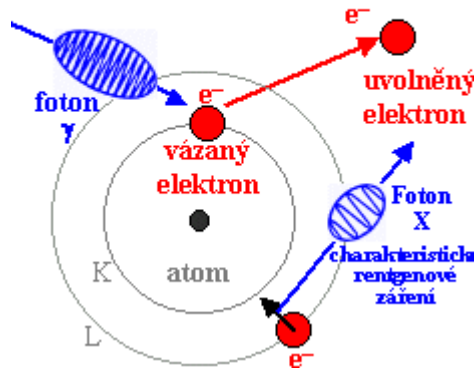
Tvrdé rentgenové záření, které má kratší vlnovou délku a vyšší frekvenci (vyšší energii) má fotonový charakter a fotony mají vlastnosti volných bodových částic poměrně vysoké energie. Takové fotony pak interagují individuálně s jednotlivými elektrony, které jsou buď volné, nebo vázané v atomech. Při vyšších energiích dochází tedy k přímé kolizi fotonů s elektrony (Ullmann, 2016).

1.2.1 Fotoefekt

Foton RTG záření interaguje s elektronem e^- vázaným v atomovém obalu a zanikne při předání celé své energie. Při tomto absorpčním ději se energie fotonu spotřebuje na uvolnění elektronu z atomového obalu a na kinetickou energii fotoelektronu vyraženého. Elektron s touto energií se uvolní z vazby atomu a vyletí s kinetickou

energií $E_c = E_{rtg} - E_v$, danou rozdílem energie záření E_{rtg} a vazbové energie E_v elektronu v atomu. Pouze v případě, že energie dopadajícího fotonu je vyšší než vazbová energie elektronu na příslušné slupce, dochází k fotoefektu (obrázek 3) (Ullmann, 2016).

Fotoefekt



Obr. 3: Fotoefekt

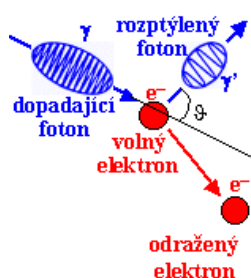
Zdroj: astronuklfyzika.cz

1.2.2 Comptonův rozptyl

Pokud se foton RTG záření srazí se slabě vázaným (energie fotonu musí být podstatně vyšší než vazbová energie elektronu v atomu – tato slabá vazba pak není schopna přijatou energii dostatečně rychle převést na celý atom, takže energie interakce se rozdělí mezi elektron a foton) nebo volným elektronem, předá mu jen část své energie, odrazí se od tohoto elektronu a pokračuje v pohybu s nižší energií a změněným směrem. Energie rozptýleného fotonu je pak závislá na úhlu rozptylu – čím větší úhel rozptylu, tím více energie foton ztratí a tím víc jí získá odražený elektron.

Pravděpodobnost Comptonova rozptylu (obr. 4) roste s hustotou terčových elektronů v látce, tzn. s hmotnostní hustotou látky ρ a protonovým číslem Z , klesá s rostoucí energií fotonů. Comptonův rozptyl se nejvíc uplatňuje u záření středních a vyšších energií a v látkách s nízkým protonovým číslem Z (voda, tkáň). Může se několikrát opakovat, až foton opustí látku, nebo ztratí energii natolik, že zaniká fotoefektem na některé z elektronových hladin atomů (Ullmann, 2016).

Comptonův rozptyl



Obr. 4: Comptonův rozptyl

Zdroj: astronuklfyzika.cz

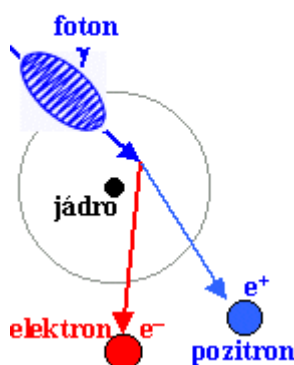
1.2.3 Tvorba elektron-pozitronových párů

Při vysokých energiích fotonů může docházet k interakci nejen s reálnými elektrony v atomových obalech, ale i s virtuálními elektrony ukrytými v kvantovém vakuu. Pokud má foton RTG záření dostatečně vysokou energii, pak se při průletu kolem atomového jádra může přeměnit na dvojici částic



Trvalou částicí v látce po ionizačním zabrždění zůstává z této dvojice jen elektron. Pozitron anihiluje s některým z dalších elektronů za vzniku dvou fotonů o energii 511 keV. Tento proces tvorby elektron-pozitronových párů (obr. 5) se nejvíce uplatňuje při vysokých energiích RTG záření a u látek s vysokým protonovým číslem (Ullmann, 2016).

Tvorba elektron-pozitronových párů



Obr. 5: Tvorba elektron-pozitronových párů

Zdroj: astronuklfyzika.cz

1.3 Účinky ionizujícího záření

Proces účinku ionizujícího záření na organismus probíhá ve čtyřech významných etapách lišících se svou rychlostí a druhem probíhajících procesů.

1.3.1 Fyzikální stádium

Při interakci kvanta ionizujícího záření s hmotou je energie záření předávána elektronům v atomech za vzniku ionizace a excitace. Tento primární proces je velmi rychlý (prakticky okamžitý, rychlost kvant je rovna nebo blízká rychlosti světla, trvá jen cca 10^{-16} - 10^{-14} sekundy (Ullmann, 2016).

1.3.2 Fyzikálně – chemické stádium

Zde nastávají sekundární fyzikálně – chemické procesy interakce iontů s molekulami, při nichž dochází k disociaci molekul a vzniku volných radikálů. Také tento proces je velmi rychlý, netrvá déle než 10^{-14} – 10^{-10} sekund (Ullmann, 2016).

1.3.3 Chemické stádium

Vzniklé ionty, radikály, excitované atomy a další produkty reagují s biologicky důležitými organickými molekulami a mění jejich složení a funkci. Typickou poruchou na molekulární úrovni jsou zlomy vláknů v molekule DNA – buď zlom jednoho vlákna, nebo úplný zlom dvojvlákna DNA. Jednotlivé procesy tohoto chemického stadia trvají různě dlouhou dobu – od tisíců sekund po řádově jednotek sekund, v závislosti na transportní době reaktivních složek z místa svého vzniku do místa lokalizace napadené biomolekuly (Ullmann, 2016).

1.3.4 Biologické stádium

Molekulární změny v biologicky důležitých látkách (DNA, enzymy, proteiny) mohou vyústit ve funkční a morfologické změny v buňkách, orgánech i v organismu jako celku. Biologické stádium se při vysokých dávkách záření může projevit již po několika desítkách minut, při středních dávkách během několika dnů – akutní poškození či nemoc z ozáření v důsledku zničení velkého počtu buněk. Při nízkých dávkách může však zahrnovat dobu latence několik let nebo i desítek let (Ullmann, 2016).

1.3.4.1 Závislost biologického účinku na dávce

Pokud dávka záření není velká, s naprostou většinou poškození biologicky aktivních látek se organismus úspěšně vyrovná díky svým reparačním schopnostem (Feltl, Cvek, 2008).

I při malých dávkách však existuje určitá pravděpodobnost, že některá poškození se opravit nepodaří a dají možnost vzniku pozdních trvalých následků genetického nebo nádorového charakteru. Tyto následky zcela náhodné a nepředvídatelné jsou nazývané účinky **stochastickými** (Klener at al., 2000).

Při vysokých dávkách záření je počet poškozených molekul biologicky aktivních látek již natolik vysoký, že je organismus není schopen opravit. Proto část buněk hyne a vzniká nemoc z ozáření. Poškození tkání je přímoúměrné obdržené dávce záření. Není náhodné, je předvídatelné a proto mluvíme o účincích **deterministických** (Klener at al., 2000).

Porovnání charakteru deterministických a stochastických účinků je zobrazeno v tabulce 1.

Základním cílem radiační ochrany je zcela zabránit vzniku deterministických účinků a omezit pravděpodobnost vzniku účinků stochastických na co nejnižší úroveň (Navrátil, Rosina, 2005).

Tab. 1: Porovnání charakteru deterministických a stochastických účinků záření na organismus

Vlastnosti:	Deterministické účinky	Stochastické účinky
Patogeneze:	Smrt buněk - snížení jejich počtu	Změna cytogenetické informace - mutace
Specifičnost:	Specifický klinický obraz, typický pro účinky IZ	Nespecifický obraz, neodlišitelný od spontánních případů
Závislost na dávce:	Účinek se projeví až od určité prahové dávky, pak roste s dávkou	Pravděpodobnost výskytu roste s dávkou od nuly (bezprahová závislost)
Časová závislost:	Většinou poměrně rychlý nástup	Pozdní účinky, dlouhá doba latence

Zdroj: astronuklfyzika.cz

1.4 Základní principy radiační ochrany

Zevní ozáření je důležitou expoziční cestou. Na celkové efektivní dávce obyvatel se podílí zhruba z jedné poloviny. Je představováno především přírodním zářením a zdravotnickými expozicemi. Pouze malá část je výsledkem úniků umělých radionuklidů do životního prostředí (zkoušky jaderných zbraní, havárie) a jejich kontrolovaných uvolňování (Klener at al., 2000).

U pracovníků se zdroji ionizujícího záření je podíl zevního ozáření na kolektivní dávce v důsledku jejich pracovní činnosti ještě vyšší. Zevní ozáření je prakticky jedinou expoziční cestou na pracovištích s uzavřenými zdroji záření a generátory záření (Klener at al., 2000).

Důležitým úkolem radiační ochrany je proto monitorování zevního ozáření, interpretace měřených veličin na veličiny těsněji charakterizující riziko a závažnost ozáření a nakonec jejich hodnocení vzhledem k uplatňování opatření, která ozáření odstraňují, omezují či regulují (Klener at al., 2000).

1.4.1 Základní principy radiační ochrany

1. Princip zdůvodnění činnosti vedoucí k ozáření
2. Princip optimalizace ochrany před zářením
3. Princip nepřekročení limitů
4. Princip zajištění bezpečnosti zdrojů

1.4.1.1 Princip zdůvodnění činnosti vedoucí k ozáření

K dennímu rozhodování o zdůvodněnosti ozáření dochází ve zdravotnictví při indikaci vyšetření nebo léčení s pomocí zdrojů ozáření pacienta. Platí pro ně stejné požadavky jako na zdůvodnění jiných činností, ovšem s tím, že pro lékařská ozáření pacientů neplatí dávkové limity. Vyšetření indikovaná klinickým stavem pacienta jsou obvykle odůvodněná. Zvláštním případem jsou screeningová vyšetření, kde konečným nositelem přínosu není jenom samotný vyšetřovaný jedinec, ale společnost. Přínosem je zabránění určitému počtu onemocnění, případně smrti ve vymezené populační skupině, které závisí na diagnostické výtěžnosti vyhledávacího postupu a možnosti efektivně léčit zachycené chorobné stavy. Zdravotní újma způsobená ozářením spolu s náklady na vyšetření tvoří náklady na provedení akce (Klener at al., 2000).

1.4.1.2 Princip optimalizace ochrany před zářením

Optimalizace radiační ochrany je nazývána princip ALARA (as low as reasonably achievable), který zajišťuje, aby velikost individuálních dávek, počet ozářených osob a pravděpodobnost ozáření tam, kde není prakticky jisté, že k němu dojde, byly tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při respektování hospodářských a sociálních hledisek (Klener at al., 2000).

Při optimalizaci radiační ochrany se zpravidla porovnávají náklady na alternativní opatření ke zvýšení radiační ochrany jako je přemístění osob nebo vybudování dodatečných bariér s finančním ohodnocením očekávaného snížení ozáření (přínos

opatření). Rozumně dosažitelná úroveň radiační ochrany se považuje za prokázanou a opatření nemusí být provedeno, pokud by náklady byly vyšší než přínos opatření a nevyžaduje-li provedení opatření zvláštní společenské podmínky (Klener at al., 2000).

Rozumně dosažitelná úroveň radiační ochrany se považuje za dostatečně prokázanou také v těch případech, kdy z dané radiační činnosti ani za předvídatelných odchylek od běžného provozu roční efektivní dávka u žádného z pracovníků kategorie A nebo B nepřekročí 1 mSv a roční efektivní dávka u žádné jiné osoby nepřekročí 50 μ Sv a pro pracoviště IV. kategorie kolektivní efektivní dávka nepřekročí 1 Sv (Klener at al, 2000).

Při optimalizaci ochrany při lékařském ozáření se k dosažení co nejnižších dávek kompatibilních s cílem lékařského vyšetření nestanoví závazné meze, aby nebyla omezována lékařská rozhodnutí ve prospěch zdraví nemocného. Jsou však na místě určitá doporučení hodnot dávek (diagnostické referenční úrovně), dosahovaných vhodnými postupy na dobrých pracovištích, jako vodítko pro provádění příslušných úkonů i pro volbu patřičné aparatury. Programy zajištění jakosti jsou i v této oblasti činností významnou metodou přispívající k optimální radiační ochraně (Klener at al, 2000).

1.4.1.3 Princip nepřekročení limitů

Při optimalizaci vycházíme z limitů stanovených zákonem 263/2016 Sb., které jsou závaznými kvalitativními ukazateli, jejichž překročení není podle tohoto zákona přípustné.

Tyto limity dělíme na základní (tab. 2) a zvláštní.

Základní limity pro pracovníky se zdroji, vztahující se na ozáření, kterému jsou vystaveni v přímém vztahu k vykonávané práci pracovníci kategorie A nebo B.

Základní limity pro učně a studenty, vztahující se na ozáření, kterému jsou vědomě, dobrovolně a po poučení i rizicích s tím spojených vystaveny osoby po dobu jejich specializované přípravy na výkon povolání se zdroji ionizujícího záření.

Základní limity obecné, vztahující se na ozáření ze všech činností vedoucí k ozáření, kromě ozáření výše uvedených (Klener at al., 2000).

Tab. 2: Základní limity stanovené zákonem 263/2016 Sb.

veličina	Limity pro radiační pracovníky		Limity pro učně a studenty	Obecné limity
	Za 5 po sobě jdoucích roků (mSv)	za rok (mSv)	za rok (mSv)	za rok (mSv)
$\Sigma E + \Sigma E_t$	100	50	6	1
H oční čočka	100	50	15	15
H kůže	-	500	150	50
H končetiny	-	500	150	-

Zdroj:<http://fbmi.sirdik.org/7-kapitola/77.html>

Vysvětlivky k tabulce 2:

$E + E_t$ – součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření

H oční čočka – ekvivalentní dávka na oční čočku

H kůže – ekvivalentní dávka na 1 cm^2 kůže

H končetiny – ekvivalentní dávka na ruce od prstů po předloktí a pro nohy, od chodidel po kotníky

Zvláštní limity jsou stanoveny pro ozáření dobrovolníků při péči o pacienty, návštěvníků nebo spolužijících. Zde se uvádí 1 mSv u osob do 18 let a 5 mSv u ostatních za dobu vyšetřování nebo léčení pacienta a pro ozáření plodu (Klener at al., 2000).

1.4.1.4 Princip zajištění bezpečnosti zdrojů

Opatření mají za cíl jednak prevenci, tj. snížení pravděpodobnosti vzniku sledu událostí, jež mohou způsobit nebo zvýšit ozáření. V tomto směru zahrnují především udržení spolehlivosti všech operačních systémů a souvisejících pracovních postupů. Druhý cíl je omezení důsledků nehody, pokud k ní dojde. Tato opatření nemají být omezena pouze na opatření při zásahu. Pro omezení ozáření mohou být významná opatření, která jsou založená již do projektu a jsou prováděná při provozu. To platí i pro požadavek vrácení zdroje do bezpečného stavu. I pro přípravu těchto opatření platí požadavek optimalizace (Klener at al., 2000).

1.4.2 Veličiny monitorování zevního ozáření

Hlavním cílem radiační ochrany je snížit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků na přijatelnou úroveň a zabránit vzniku deterministických poškození.

Stochastické účinky jsou představovány radiačně indukovanými rakovinami a genetickými následky a předpokládá se, že nastat po jakkoliv malém ozáření. Z veličin ochrany je jejich komplexním měřítkem **efektivní dávka**. Z operačních veličin jsou to zpravidla $H_p(10)$ a $H^*(10)$, které jsou používány k regulaci ozáření vzhledem ke stochastickým účinkům.

Deterministické účinky nastávají po ozáření tkáně dávkou větší, než je tzv. prahová dávka, která vede k dostatečné buněčné depleci, aby se nepříznivé účinky ozáření manifestovaly. Tato poškození jsou velmi rozmanitá co do druhu, tak i závažnosti. V případě nadprahového, celotělového ozáření s dostatečně uniformní distribucí dávky dochází k nemoci z ozáření. Částečná či lokální ozáření vedou obvykle

k projevům omezeným na ozářené tkáně a specifickým pro tyto tkáně (Klener at al., 2000).

K limitování a regulaci ozáření v radiační ochraně ve vztahu k deterministickým účinkům se používá **ekvivalentní dávka** v orgánu či tkáni H_T . Pro zevní ozáření jsou těmito tkáněmi kůže a oční čočka, neboť pro málo pronikavé záření by pouhý limit vyjádřený v efektivní dávce nemusel dostatečně bránit vzniku deterministických účinků odvozených od ozáření těchto tkání (Klener at al., 2000).

Základními dozimetrickými veličinami jsou

- **absorbovaná dávka**
- **dávkový ekvivalent H**
- **ekvivalentní dávka**
- **efektivní dávka**

Absorbovaná dávka D je definována jako poměr střední energie ΔE sdělené v objemu látky o hmotnosti Δm .

$$D = \Delta E / \Delta m$$

a udává se v jednotkách gray (Gy).

1 Gy odpovídá energii 1 J absorbované v 1 kg látky.

Dávkový ekvivalent H, což je součin absorbované dávky v uvažovaném bodě tkáně a jakostního činitele Q uvedeného v tabulce 3 vyjadřujícího rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření.

Jednotkou je Sievert, Sv (Hušák, 2009).

Tab. 3: Jakostní činitelé Q

Lineární přenos energie L [keV/ μ m]	Jakostní činitel Q(L)
méně než 10	1
10 - 100	$0,32 \cdot L^{-2,2}$
Více než 100	$300 \cdot L^{-0,5}$

Zdroj: Příloha č. 5 k vyhlášce č. 307/2002 Sb.

Ekvivalentní dávka H_T má význam při stanovení biologických účinků záření. Vypočítá se jako součin radiačního váhového faktoru w_R uvedeného v tabulce 4 a střední absorbované dávky $D_{T,R}$ v orgánu nebo tkáni T pro ionizující záření R, nebo součet takových součinů, jestliže pole ionizujícího záření je složeno z více druhů nebo energií (Hušák, 2009).

$$H_T = \sum w_R \cdot D_{T,R}$$

Tab. 4: Radiační váhové faktory

Typ záření	Radiační váhový faktor
Fotony	1
Neutrony, méně než 10 keV	5
Neutrony, 10 keV až 100 keV	10
Neutrony, 100 keV až 2 MeV	20
Neutrony 2 MeV až 20 MeV	10
Neutrony, více než 20 MeV	5
Protony, více než 2 MeV	5
Částice alfa, štěpné fragmenty, těžká jádra	20

Zdroj: Příloha č. 5 k vyhlášce č. 307/2002 Sb.

Například pro rentgenové záření je hodnota jakostního faktoru 1. Jednotkou dávkového ekvivalentu je Sievert (Sv).

1 Sv odpovídá takové dávce, která při jakémkoliv typu IZ vyvolá stejný účinek (Hušák, 2009).

Efektivní dávka E vyjadřuje pravděpodobnost stochastických účinků. Je součtem součinů tkáňových váhových faktorů W_T uvedených v tabulce 5 a ekvivalentní dávky H_T v ozářených tkáních nebo orgánech T

$$E = \sum W_T \cdot H_T$$

Jednotkou je 1 Sv Sievert (Hušák, 2009).

Tab. 5: Tkáňové váhové faktory

Tkáň, orgán	Tkáňový váhový faktor W_T
Gonády	0,20
Červená kostní dřev	0,12
Tlusté střevo	0,12
Plíce	0,12
Žaludek	0,12
Močový měchýř	0,05
Mléčná žláza	0,05
Játra	0,05
Jícen	0,05
Štítná žláza	0,05
Kůže	0,01
Povrchy kostí	0,01
Ostatní orgány a tkáně	0,05

Zdroj: Příloha č. 5 k vyhlášce č.307/2002 Sb.

1.4.3 Ochrana před zevním ozářením

Opatření redukující individuální zevní ozáření z daného zdroje vychází ze tří základních principů nazývaných **ochrana časem**, **ochrana vzdáleností** a **ochrana stíněním** a jejich vzájemné kombinace (Singer, Heřmanská, 2004).

Ochrana časem – účinky záření jsou úměrné dávce, proto i násobek redukce doby ozáření bude roven násobku redukce dávky. Je tedy nejjednodušší a nejefektivnější ochranou spočívající v minimálním setrvání v kontrolovaném pásmu (Ullmann, 2010).

Ochrana vzdáleností – snižování příkonových veličin je přímo úměrné čtverci vzdálenosti, což v praxi představuje velmi účinný nástroj ochrany. Spočívá v setrvání v co největší vzdálenosti od zdroje záření, pokud to neohrozí správný průběh výkonů (Ullmann, 2010).

Ochrana stíněním – stínění lze rozdělit do dvou kroků. Součástí prvního kroku je ocenění (výpočet, měření) hodnoty veličiny radiačního pole bez stínění a dále stanovení takové její hodnoty, která má být stíněním dosažena v zájmovém prostoru. Druhý krok je vlastní návrh stínění (Hušák, 2009).

Při lékařské expozici se používá v radiodiagnostice rentgenového záření a v radioterapii gama záření. U těchto druhů záření je potřeba stínění z materiálu s vysokou hustotou, např. nejčastěji používané olovo, či baryt. Kromě odstínění vyšetřovny s přístrojem, jsou dále pracoviště vybavena olověnými zástěnami a štíty. V neposlední řadě musí být obsluhující personál vybaven ochrannými pomůckami – olověné zástěry, plášť či dvojdílný komplet z olovnaté gumy s ekvivalentem 0,25 – 0,5mm olova. Nezbytným doplňkem zástěry je nákrčník, který stíní radiosenzitivní štítnou žlázu a ochranné brýle s olovnatým sklem s ekvivalentem olova 0,50 mm, pomocí kterého se absorbuje až 70 % rozptýleného záření (Krajina, Peregrin, 2005).

V následující tabulce 6 jsou uvedeny různé koeficienty zeslabení (poměr dávkového příkonu a zeslabení dávkového příkonu) pro různou tloušťku vrstvy olova pro rentgenové záření (Singer, Heřmanská, 2004).

Tab. 6: Přehled koeficientů zeslabení pro různou tloušťku Pb

Napětí [kV]	50	75	100	150
Ekvivalent Pb [mm]	Koeficient zeslabení			
0,13	$2,0 \cdot 10^{-2}$	$1,0 \cdot 10^{-1}$	$2,5 \cdot 10^{-1}$	$4,0 \cdot 10^{-1}$
0,25	$3,5 \cdot 10^{-3}$	$3,0 \cdot 10^{-2}$	$1,0 \cdot 10^{-1}$	$2,0 \cdot 10^{-1}$
0,35	$5,0 \cdot 10^{-4}$	$1,5 \cdot 10^{-2}$	$5,5 \cdot 10^{-2}$	$1,1 \cdot 10^{-1}$
0,40	$3,0 \cdot 10^{-4}$	$1,0 \cdot 10^{-2}$	$4,5 \cdot 10^{-2}$	$8,0 \cdot 10^{-2}$
0,50	$1,0 \cdot 10^{-4}$	$7,0 \cdot 10^{-3}$	$3,0 \cdot 10^{-2}$	$5,5 \cdot 10^{-2}$
1		$5,0 \cdot 10^{-4}$	$5,0 \cdot 10^{-3}$	$1,0 \cdot 10^{-2}$

Zdroj: Matzner, Jan: Radiační ochrana – doplňkové texty.

Pro názornější představu ještě tabulka 7, která znázorňuje množství prošlého ionizujícího záření v procentech v návaznosti na použití ochranného faktoru Pb.

Tab. 7: Množství prošlého rentgenového záření v závislosti na stínícím ekvivalentu a anodovém napětí

napětí na rentgence [kV]	50	75	100	150
Ekvivalent olova [mm Pb]	Množství prošlého ionizujícího záření [%]			
0,13	2	10	25	40
0,25	0,35	3	10	20
0,35	0,05	1,5	5,5	11
0,4	0,03	1	4,5	8
0,5	0,01	0,7	3	5,5
1	-	0,05	0,5	1

Zdroj: Klener, V., 2000

Mezi další způsoby snížení radiační zátěže patří technické parametry, kterými lze podstatně ovlivnit celkovou radiační zátěž.

Expoziční parametry: Snížení radiační zátěže dosáhneme nejlépe nastavením vyšších hodnot napětí na rentgence, neboť se zvyšujícím se napětím na rentgence roste i pronikavost brzděného záření, tím se snižuje absorpce v tkáni a tím i dávka obdržená pacientem. Roste však i počet fotonů rentgenového záření, proto je potřeba přizpůsobit velikosti napětí i snížení elektrického množství (mAs). Dnes je standardem použití expozičních automatů, které po dosažení úrovně nastaveného signálu ukončí expozici (Šmoranc, 2004).

Filtrace: Záření, které vychází z rentgenky je zeslabováno okénkem krytu rentgenky a chladicím olejem. Tato filtrace odpovídá ekvivalentu 0,5 – 2 mm hliníku. Účelem této přídatné filtrace je eliminace nízkoenergetické části spektra záření, které se na tvorbě obrazu nepodílí, ale zachycuje se v kůži pacienta. K této filtraci se běžně

používá hliník a měď, při mamografických vyšetřeních pak molybden, popřípadě rhodium, protože je nutné získat velmi měkké záření (Seidl, 2012).

Expoziční čas: pro potlačení pohybové neostrosti způsobené vyšetřovacím objektem, by tento čas, který je nutný k provedení expozice, měl být co nejkratší (Singer, 2005).

Vzdálenost ohnisko – kůže: Hustota toku částic klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje ionizujícího záření. K získání kvalitního obrazu musí být film nebo detektor ozářen určitou výstupní dávkou. Při kratší vzdálenosti dochází k tomu, že výstupní dávka je konstantní, ale dávka dopadová je výrazně větší. Proto je nutné u většiny snímků dodržovat minimální vzdálenost mezi ohniskem a objektem, která činí 100 cm. Pouze snímek plic a srdce se standartně provádí ze 150 cm, protože nedochází ke zvětšení srdce a tím ke zkreslení vzájemné velikosti srdce a plic (Singer, 2005).

Vymezení svazku záření: Patří k jednomu z nejdůležitějších parametrů, které by měly být důsledně dodržovány. Svazek záření by měl být nasměrován pouze na vyšetřovaný orgán a velikost pole by měla být co nejmenší se zachycením všech důležitých struktur (Seidl, 2012).

Fixace pacienta: Nepřímo radiační zátěž pacienta, ale i lékaře, ovlivňuje fixace vyšetřovaného. Pokud se pacient během snímkování pohne, musí se akvizice opakovat, což vede k dalšímu navýšení dávky. Tato opatření se nevztahuje na samovolné pohyby, jako například činnost srdce nebo peristaltika střev. Dýchací pohyby se korigují u spolupracujících pacientů pokyny o dýchání (Šmoranc, 2005).

Státní úřad radiační ochrany vydal desatero zásad, které by se měly dodržovat při skiaskopických a angiografických vyšetření a které je k nahlédnutí v Příloze pod číslem 1.

1.5 Monitorování v radiační ochraně

Splnění požadavků limitování ozářených osob, prokazování optimalizace radiační ochrany jakož i zajištění dalších požadavků na bezpečný provoz pracovišť se zdroji ionizujícího záření, zejména včasného zjištění odchylek od normálního provozu, se uskutečňuje pomocí radiačního monitorování. Monitorováním se rozumí nejen měření veličin charakterizujících radiační pole a dozimetrických veličin, ale i interpretace a hodnocení ozáření pracovníků a dalších osob. Rozsah v rámci monitorování, hodnocení a ověřování příslušných veličin, parametrů a dalších

skutečností důležitých z hlediska radiační ochrany, musí odpovídat rozsahu a způsobu dané praxe, tj. nakládání se zdroji ionizujícího záření či činností vedoucích k ozáření.

Program monitorování obsahuje zpravidla monitorování pracoviště, osobní monitorování, monitorování výпустů a monitorování okolí (Klener at al., 2000).

1.5.1 Program monitorování pracoviště

Monitorováním pracovního prostředí se získávají podklady pro posouzení optimalizace radiační ochrany na daném pracovišti a ověřuje se, zda pracovní podmínky i nadále odpovídají podmínkám vydaného povolení k nakládání se zdroji ionizujícího záření a zda je včas zajištěn vznik provozní odchylky, radiační nehody (Klener et al., 2000).

1.5.2 Systém osobního monitorování

Osobní monitorování slouží k určení individuálního zevního i vnitřního ozáření jednotlivých osob, či skupiny osob. Pro účely monitorování, posuzování a hodnocení ozáření pracovníků se zdroji se rozlišují dvě kategorie pracovníků:

kategorie A, kam patří pracovníci, kteří v rámci povolených činností nakládají se zdroji ionizujícího záření za takových podmínek, že mohou obdržet efektivní dávku vyšší než 6mSv ročně nebo ekvivalentní dávku na oční čočku, kůži a končetiny převyšující 3/10 ročního limitu závažných nestochastických účinků. Tito pracovníci musí být pod pravidelnou lékařskou kontrolou a musí u nich být sledovány osobní dávky. Ostatní radiační pracovníci jsou pracovníky **kategorie B** (Klener at al., 2000).

Za normálních podmínek se osobní monitorování provádí osobními dozimetry. Volba osobního dozimetru závisí nejen na druhu záření v daném radiačním poli, ale i na tom, jaká dozimetrická informace je vyžadována. V radiačních polích, kde je dominující složkou záření gama, je zpravidla postačující měřit veličinu $H_p(10)$ pomocí jednoduchého osobního dozimetru – k tomuto účelu se používají dozimetry citlivé v širokém energetickém intervalu – termoluminiscenční, fotoluminiscenční, filmové. Tento dozimetr se nosí na referenčním místě, jímž je přední levá strana hrudníku, což je obvykle nejvíce ozařovaná oblast těla. Při používání ochranné stínící zástěry se dozimetr nosí vně zástěry a naměřenou hodnotu osobního dávkového ekvivalentu je třeba snížit o hodnotu odpovídající zeslabení v zástěře (Klener at al., 2000).

Osobní dozimetr, obr. 6, by měl současně měřit všechny druhy záření významně se podílející na zevním ozáření pracovníka. Když tuto podmínku nesplní jeden dozimetr, pracovník se vybavuje buď dalšími dozimetry tak, aby podmínka byla

splněna, nebo musí být zvolen jiný způsob osobního monitorování, například dupočtem dávky osobním dozimetrem neregistrovaného záření na základě monitorování pracoviště (Hušák at al., 2009).



Obr. 6: Osobní filmový dozimetr Zdroj: astronuklfyzika.cz

1.5.3 Program monitorování výpustí a okolí pracoviště

Všude tam, kde dochází k zneškodňování radioaktivních odpadů jejich řízeným vypouštěním, nebo kde existuje možnost úniku závažného množství radioaktivních látek do okolí, je nezbytnou součástí programu monitorování výpustí a okolí pracoviště, které slouží ke kontrole dodržování povolených výpustí a včasnému zjištění a zhodnocení případných úniků a jejich důsledků na obyvatelstvo v okolí pracoviště a na životní prostředí (Hušák, at al., 2009).

1.5.4 Ochrana zdravotnického personálu při rentgenových vyšetření

Při skiaskopických vyšetřeních se musí nezbytný zdravotnický personál zdržovat během expozice pacienta ve vyšetřovací místnosti. Hlavní zdroj expozice personálu je Comptonův rozptyl primárního záření v ozářené části těla pacienta. Toto množství rozptýleného záření je úměrné ozařované ploše. Je proto důležité, aby byl svazek vymezen jen na diagnosticky významnou oblast. Sníží se tím nejen radiační zátěž personálu a pacienta, ale zvýší se i kvalita zobrazení (Klener at al., 2000).

Při ochraně proti rozptýlenému záření se uplatní všechny tři základní způsoby ochrany – ochrana časem, vzdáleností i stíněním, vysvětleno v předchozích kapitolách.

K ochraně personálu přispívají i další opatření, osobní monitorování dávek, program zabezpečování jakosti rentgenových vyšetření a soustavné vzdělávání personálu (Klener at al., 2000).

1.6 Základní legislativa týkající se nakládání se zdroji ionizujícího záření

Na mezinárodním radiologickém kongresu, který se konal v r. 1928 ve Stockholmu, byl ustanoven nezávislý odborný orgán Mezinárodní komise radiologické ochrany (ICRP z angl.. International Commission on Radiological Protection). Současná koncepce radiační ochrany ve světě a v Evropě se opírá zejména o doporučení ICRP 60 z r. 1991 a ICRP 103 z roku 2007, dále o standardy vydané Mezinárodní atomovou agenturou (IAEA) ve Vídni a legislativu Evropské unie (Directive No. 96/29/Euratom) (Hušák at al., 2009).

Nejvýznamnějšími směnicemi EU, které jsou promítnuty do nového zákona, jsou směrnice 2013/59/Euratom o ochraně před účinky ionizujícího záření a směrnice 2009/71/Euratom (změněna směrnicí 2014/87/Euratom) stanovící společný rámec zajišťování jaderné bezpečnosti. Požadavky těchto směrnic reagují nejen na společně uznávanou dobrou mezinárodní praxi, ale také na poznatky získané po havárii ve Fukušimě a v následných zátěžových testech, prováděných na popud Evropské komise. Obě směrnice tedy významně zvyšují standard jaderné bezpečnosti, radiační ochrany a úroveň zvládnutí radiačních havárií (SÚJB, 2016).

Rovněž v ČR byla podle uvedených dokumentů vytvořena legislativa, která stanovuje zákonné normy a požadavky související s ochranou před IZ. Uvedeny jsou dvě nejdůležitější položky:

Zákon č. 263/2016 Sb. a jeho prováděcí předpisy, který nahradil zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů, a na něj navazující prováděcí právní předpisy (SÚJB, 2016).

Hlavní institucí odpovídající v naší zemi za jadernou bezpečnost, radiační ochranu a havarijní připravenost je SÚJB, jehož odbornou a výzkumnou základnou je Státní ústav radiační ochrany (SÚRO) (Hušák at al, 2009).

1.7 Intervenční radiologie

Intervenční radiologie je moderní, dynamicky se rozvíjející obor, který se vyvinul z metod diagnostické angiografie, která datuje svůj praktický počátek zavedením techniky perkutánní katetrizace v roce 1953 švédským rentgenologem S. Saldingerem a vývojem radiokontrastních katetrů P. Ödmanem v roce 1955. V dnešní době má intervenční radiologie pro svoji miniinvazivitu své nezastupitelné místo v diagnostice a především léčbě mnoha orgánových postižení, protože usnadňuje nebo mnohdy úplně

nahrazuje chirurgický výkon a našel uplatnění i v jiných oborech, jako je gastroenterologie, onkologie, gynekologie či neurochirurgie (Vomáčka, Nekula, 2012).

1.7.1 Vaskulární intervence

Vaskulární intervence jsou miniinvazivní terapeutické postupy, které se provádějí na žilním či tepenném systému samotném nebo jeho prostřednictvím. Metody intervenční radiologie se uplatňují především v léčbě postižení tepenného a žilního systému – zde je „průkopníkem“ perkutánní transluminální angioplastika (PTA) (Procházka, Čížek, 2012).

Zobrazení arteriálního nebo žilního řečiště lze provést přímou perkutánní punkcí, dnes se však provádí Saldingerovou technikou. Přístup volíme nejčastěji přes a. femoralis, méně často přes a. radialis, a. brachialis nebo a. axillaris. Vlastní výkon probíhá za sterilních podmínek v lokální anestezii. Saldingerovou technikou si zajistíme bezpečný přístup do cévního řečiště, po kterém následuje vlastní diagnostický nebo terapeutický výkon (Ferda at al., 2015).

Na oddělení intervenční radiologie se jedná o tyto terapeutické výkony:

1.7.1.1 Terapeutické výkony

Perkutánní transluminální angioplastika

Perkutánní transluminální angioplastika (PTA) je metoda léčby tepen a žil, jejíž podstatou je kontrolované poranění patologicky změněné cévní stěny s cílem rozšířit průměr dilatované cévy na původní průměr zdravé tepny (Vomáčka, Nekula, 2012).

Vlastní technika PTA spočívá v průniku vodiče přes stenózu nebo okluzi do distálnější „zdravé“ části cévy, po vodiči je zaveden do postiženého úseku cévy dilatační balonek, jehož průměr by měl odpovídat průměru cévy nebo by měl být maximálně o 10% širší a délka balonku by měla odpovídat délce postižené cévy. Při insulaci dilatačního balonku dochází k trhlinám intimy a medie cévní stěny a k rozšíření vnitřního průměru cévy.

Pro zachování dlouhodobé průchodnosti cév po předchozí PTA se do cév implantují kovové výstuže tzv. stenty. Obecně se doporučuje implantovat stent o cca 10 % většího průměru, než je stentovaná céva, čímž je umožněno lepší vtlačení partií stentu do cévní stěny (Vomáčka, Nekula, 2012).

Embolizace a embolizační materiál

Embolizace je léčebný uzávěr cévy (tepen, žil) s cílem zastavit nebo předejít krvácení anebo léčit patologickou funkci orgánů a tkání. Embolizační materiál je

do cílové oblasti aplikován buď přímou punkcí dané cévy, nebo častěji využitím katetrizačních technik. Indikací k embolizaci jsou jednak akutní hemostatické výkony (krvácení do GIT, posttraumatická krvácení, krvácení do bronchů), jednak elektivní výkony (posttraumatické komplikace, léčba arteriovenózních malformací, embolizace tumorů) (Vomáčka, Nekula, 2012).

Periferní trombolýza, tepenná a žilní

Vlastní trombolýza se provádí Saldingerovou punkcí postižené cévy a po průniku vodičem přes postižený úsek se do trombu zavádí preformovaný katetr s postranními otvory, který má distální konec opatřen chlopní. Do katetru je kontinuálně aplikováno trombolytikum a v čase kontrolován efekt trombolytika skiaskopicky. Po zprůchodnění cévy a ukončení trombolýzy lze doplnit PTA stenotických úseků (Vomáčka, Nekula, 2012).

Dlouhodobý žilní přístup pomocí port systému

Dlouhodobý žilní vstup může být zajištěn implantací venosního port systému (VPS) nebo tunelizovaným katetrem (TK) s fixační manžetou (Hickmanův katetr). Nejčastěji se VPS implantují u onkologických nemocných s plánovanou cyklickou chemiterapií. Lze je využít i u vybraných nemocných s opakovanou nitrožilní terapií. Rozdělují se na centrálně (přes podklíčkovou, jugulární nebo femorální tepnu) a periferně zaváděné (přes bazilickou nebo cefalickou žílu) (Vomáčka, Nekula, 2012).

1.7.1.2 Diagnostické výkony

Angiografie cévního systému

Angiografie je zobrazení arteriálního řečiště lidského těla pomocí Saldingerové metody nejčastěji cestou a. femoralis. Je však možné provádět ji i z jiných přístupů. Katetrizace se provádí za sterilních kautel v lokální anestezii. V případě potřeby následuje po AG invazivní výkon PTA [(Krajina, Hlava, 1999)].

Angiografie používá promítnutí trojrozměrné struktury cév do jedné roviny, proto k důslednému posouzení nestačí obvykle jen jedna projekce. Technika tzv. rotační angiografie či 3D angiografie přináší výpočetní trojrozměrné zobrazení (Vomáčka, Nekula, 2012).

1.7.2 Nevaskulární intervence

Nevaskulární intervence se provádí mimo cévní systém. Řadíme sem jednak intervence na gastrointestinálním traktu (léčba benigních a maligních struktur jícnu, léčba pooperačních struktur rekta a sigmoidea, perkutánní transhepatálně zevně-vnitřní

drenáže při benigních či maligních stenózách žlučových cest), drenáže nitrobršních tekutinových kolekcí a intervenční nevasculární výkony na ledvinách (Vomáčka, Nekula, 2012)

1.7.3 Vybavení pracoviště intervenční radiologie

Základem pracoviště intervenční radiologie je intervenční sál, který obsahuje angiografický přístroj, tlakový injektor pro aplikaci kontrastní látky, přístroj pro monitoraci tlaku a EKG, pulzní oxymetr, odsávačku, defibrilátor, přívod medicínálních plynů (O₂), prostředky k resuscitaci s anesteziologickým přístrojem, prohlížeč filmů nebo u systému PACS monitory na prohlížení snímků (Vomáčka, 2015).

Všechny moderní angiografické přístroje jsou vybaveny digitální subtrakční angiografií (DSA). Principem této metody je počítačová subtrakce (odečtení) původního snímku bez kontrastní náplně cév (tzv. maska) od všech snímků pořízených po aplikaci kontrastní látky. Výsledkem je rentgenový obraz s kontrastní náplní cév bez pozadí (Krajina, Peregrin, 2005).

Slouží k zobrazování cév celého těla kromě srdce. Zařízení umožňuje jak diagnostiku stavu cév, tak i intervenční léčebné zákroky v cévním systému, zejména likvidaci stenóz a trombů.

Vlastní zařízení se skládá z vyšetřovacího stolu s plovoucí deskou a ovládáním, RTG C-ramene a monitorů, umístěných ve vyšetřovně (Šmoranc, 2004).

1.7.4 Úloha radiologického asistenta při intervenčních výkonech

Radiologický asistent vykonává velmi odpovědnou a důležitou práci nejen na oddělení intervenční radiologie. Proto je důležité, aby měl speciální přípravu a požadované odborné znalosti. Jeho práce má zásadní vliv na kontrolu a snižování dávky IZ pro pacienta a pro vyšetřující personál, dále také na množství podané kontrastní látky. RA spolu s erudovanými zdravotními sestrami a lékaři tvoří intervenční tým, kde i malá chyba může mít nepříznivý vliv na celkový výsledek intervenčního výkonu. Před vlastním výkonem RA ve spolupráci se ZS připravuje sterilní stůl s požadovaným materiálem dle typu výkonu, asistuje lékaři při dezinfekci operačního pole, připravuje infuzní sety, chystá tlakový injektor, uvádí do angiografického přístroje správná pacientova data a nastavuje vhodné parametry přístroje. Během výkonu RA ovládá C-rameno a plní pokyny výkon provádějícího lékaře. Po ukončení výkonu postprocessingově upravuje výsledný angiografický obraz

a upravená data posílá do PACSu, eventuálně zálohuje na CD či DVD (Vomáčka, Nekula, Kozák 2012).

1.8 Intervenční kardiologie

Zavedení nechirurgických katetrových metod znamenalo zásadní změnu v léčbě nemocných s ischemickou chorobou srdce (ICHS). Metoda byla zavedena do praxe Grüntzigem v roce 1977 jako perkutánní transluminální koronární angioplastika (PTCA). Vzhledem k rozvoji dalších technik, zvláště koronárních stentů, se v současné době používá obecný termín perkutánní koronární intervence (PCI) (Krajina, Peregrin, 2005).

1.8.1 Terapeutické výkony

Perkutánní transluminální koronární angioplastika (PTCA)

PTCA je původní univerzální metodou koronární intervence. Je součástí nebo doplňkem prakticky všech dosud užívaných intervenčních praktik. Během PTCA je céva prostřednictvím tlaku v balonku cirkulárně i podélně roztažena, dochází k roztržení tunica intima a media, cílem výkonu je rozšíření absolutního lumen cévy v místě původní stenózy (Krajina, Peregrin, 2005).

Základním arteriálním přístupem je pravá nebo levá stehenní tepna, vzácněji je výkon prováděn přes a.ulnaris, a. brachialis nebo a.axilaris. Instrumentarium používané v kardiologii je obdobné jako v radiologii. Po použití balonků je pro zdokonalení výsledného efektu možno použít koronárního stentu (kovové výztuže), která se jako trvalý implantát zavádí do koronární tepny. Cílem je fixace plátu, eliminace akutního a chronického recoilu cévy, optimalizace cévního průsvitu a průtoku (Krajina, Peregrin, 2005).

Při PTCA může být provedeno několik doplňujících výkonů, např. **intravaskulární ultrazvuk** nebo **optická koherentní tomografie**, které poskytnou lékaři informace o struktuře stěny tepny, např. zda obsahuje aterosklerotické pláty. Dalším doplňujícím výkonem je **měření ejekční frakce levé komory**, které udává, jak výkonná je levá komora, nebo **levostranná ventrikulografie**, která také ukáže, jak funguje levá komora (O'Rourke, Walsh, 2010).

1.8.2 Diagnostické výkony

Srdeční katetrizace a koronární angiografie

Srdeční katetrizace je invazivní vyšetřovací metoda, která pomocí katetrizačního monitorování hemodynamiky a kontrastní angiografie hodnotí a diagnostikuje

ischemickou chorobu srdeční (ICHS), kardiomyopatie, plicní hypertenzi, chlopenní a vrozené srdeční vady.

Koronární angiografie zůstává zlatým standardem v diagnostice ICHS, umožňuje vizuální znázornění cévních struktur. Vyšetření provádíme stejným způsobem jako PCI jen s použitím diagnostických katetrů, kterými nastříkneme kontrastní látku do ústí pravé a levé koronární tepny a snímkujeje v různých úhlech pro dokonalé zobrazení (O'Rourke, Walsh, 2010).

Hemodynamická měření

Při katetrizaci pravého srdce získáváme hemodynamické hodnoty přímým měřením krevního tlaku z pravé síně, komory, plicnice a z plicnice při zaklínění. Tato měření jsou důležitá pro zjištění stavu tekutin, při vyšetření chlopenních vad nebo zkratů a při počítání srdečního výdeje. Vyšetření se provádí cestou centrální žíly, obvykle femorální nebo vnitřní jugulární. Swanův-Ganzův katetr s balonkem na konci se zavádí do pravé síně. Z pravé síně do pravé komory a přes pulmonální chlopeč do plicnice.

Kromě tlakových hodnot, které mohou pomoci při vyšetření stavu tekutin u pacienta, můžeme taky odebrat vzorky krve z horní a dolní duté žíly, pravé síně a komory, z plicnice a z plicnice při zaklínění. Měřením saturace hemoglobinu můžeme diagnostikovat a zhodnotit intrakardiální zkratky a vypočítat srdeční výdej a systémovou a plicní cévní rezistenci (O'Rourke, Walsh, 2010).

Aortografie

Aortografie se používá k zobrazení aortálního kořene, ascendentní aorty a začátku velkých tepen.

Implantace kardiostimulátorů a elektrofyziologická vyšetření srdce jsou dalšími metodami, při kterých RA a ZS asistují a napomáhají bezproblémovému průběhu.

Kardiostimulace

Kardiostimulaci dělíme na dočasnou a trvalou při léčbě pacientů s bradyarytmií, která je obecně způsobena poruchami tvorby impulzů v sinusovém uzlu nebo poruchami atrioventrikulárního vedení.

Dočasná kardiostimulace je indikovaná u pacientů s přechodnými nebo perzistentními hemodynamicky významnými bradyarytmiemi nebo jako standby stimulace u pacientů se zvýšeným rizikem náhlé asystolie nebo srdečního bloku. Důvodem k ukončení dočasné stimulace je buď vyřešení přechodné indikace

nebo implantace trvalého kardiostimulátoru pro perzistující bradyarytmii (O'Rourke, Walsh, 2010).

Katetrizační ablace

Základem úspěšné katetrizační ablace je přesná lokalizace zdroje arytmie, správné umístění ablačního katetru a adekvátní ablace léze. Zavádění katetru probíhá primárně s pomocí skiaskopie. Dokonalé mapovací systémy mohou také zobrazit pozici katetru a umožnit trojrozměrné (3D) zobrazení anatomie [O'Rourke, Walsh, 2010].

1.8.3 Specifikace RTG angiozařízení pro vyšetřování srdeční činnosti

Jde o tzv. koronární RTG angiografické zařízení s vyhodnocovací jednotkou fyziologických funkcí srdeční činnosti. Jako celek se nazývá tento soubor „katetrizační laboratoří“.

Vlastní RTG angiozařízení pro srdeční vyšetřování se liší od standardní angiotechniky v těchto parametrech:

- Ø RTG zesilovače je 24 nebo 27cm, větší není potřeba
- nemá obvody DSA
- akvizice obrazových dat na stejné úrovni 10242 matrice, ale rychlost min. 25 lépe 30 – 50 obr/s. Pro vyšetřování srdeční činnosti malých dětí až 200obr/s
- délka scény min 10s, lépe 15s a do pracovní paměti min 4scény pro 1 pacienta
- předem v paměti nastavené polohy C-ramene pro standardní projekce koronárních cév a dutin (Šmoranc, 2004).

Nejmodernější typy přístrojů jsou plně digitalizované přístroje s flat detektory o velikosti 20,5cm nebo 31cm, jednorůmětové nebo dvourůmětové se specifickým softwarem pro vyšetření srdečních tepen, vizualizace stentů, 3D rekonstrukce cév a srdečních struktur. Zároveň jsou často provázány s přístroji pro monitorování invazivních tlaků a pro elektrofyzilogická vyšetření či intravaskulární zobrazení pomocí IVUS – intravaskulární ultrasonografie (Procházka, Čížek, 2012).

2. Hypotézy

Na základě vymezeného současného stavu a popsané teoretické části práce byly stanoveny následující operacionalizované hypotézy H1 a H2 kvantitativního výzkumu:

H1 Efektivní dávky u kardiologů jsou vyšší než u radiologů.

H2 Efektivní dávky u asistujícího středního personálu na intervenční kardiologii jsou vyšší než u asistujícího středního personálu na intervenční radiologii.

3. Metodika práce

Metodiku práce lze charakterizovat následujícími kroky postupu:

1. Vytvořit přehledy měsíčních osobních dávkových ekvivalentů (ODE) pro 5 lékařů IK, 4 lékaře IR, 7 zdravotních sester a radiologického asistenta IK a pro 3 zdravotní sestry IR. Měsíční přehledy budou předloženy prostřednictvím metod deskriptivní statistiky (včetně váženého aritmetického průměru, směrodatné odchylky, parametrů šikmosti a špičatosti. Vzhledem k nižšímu počtu respondentů nebudou použity metody matematické statistiky a zkoumána např. teoretická rozdělení relativních četností.
2. Na základě kumulativních četností daných prvními třemi prvky škály budou vypočítány procentuálně počty měsíců, v nichž ODE budou spojeny s nižšími hodnotami ODE.
3. Určení průměrné měsíční ODE u lékařů IK a IR, asistujícího personálu IK a IR.
4. Komparovat hodnoty ODE v rámci IK a IK a vyvodit závěry vedoucí ke snížení radiační zátěže.

V rámci metod deskriptivní statistiky budou použity následující metody

- Formulace statistického šetření
- Kvantitativně metrické škálování
- Měření v deskriptivní statistice
- Tabulkový popis šetřených hodnot
- Grafy empirických rozdělení absolutních, relativních a kumulativních četností
- Výpočty parametru polohy (aritmetického průměru)
- Výpočty parametru variability (empirického rozptylu a směrodatné odchylky)
- Výpočet parametru šikmosti
- Výpočet parametru špičatosti

Přehled měsíčních osobních dávkových ekvivalentů (ODE):

Tabulka 8: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) lékaře č. 1 na intervenční kardiologii v letech 2009 – 2015 v jednotkách mSv

IK lékař 1	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc							
leden	2,36	4,28	3,09	2,45	0,67	1,53	0,37
únor	1,83	3,85	0,64	1,69	0,75	2,14	0,64
březen	1,07	2,12	1,03	1,47	0,58	1,85	0,34
duben	1,89	3,77	1	1,19	1,54	0,89	0,71
květen	2,42	2,49	2,26	1,67	0,46	1,82	0,31
červen	1,57	2,62	1,18	2,15	0,35	1,40	0,45
červenec	5,14	2,04	1,78	2,12	1,07	0,17	0,18
srpen	2,67	3,30	1,80	1,07	1,57	1,84	0,50
září	3,78	2,88	0,83	1,65	1,93	1,04	0,33
říjen	3,12	2,09	1,02	1,19	1,25	1,09	0,10
listopad	3,05	3,19	0,48	1,33	1,29	0,91	0,51
prosinec	4,11	1,11	0,52	0,78	2,32	1,04	1

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Škálování:

Přibližný počet prvků škály lze vypočítat pomocí Strurgesova pravidla

$$h = 1 + 3,3 \cdot \log_{10} x,$$

kde **h** je počet prvků škály, **x** je rozsah výběrového statistického souboru.

V našem případě lze určit rozsah prvků škály jako $1 + 3,3 \cdot \log_{10} 84 = 7,35$

Mohlo by se tedy pro naše měření použít 7 prvků škály (Záškodný, 2005).

Při využití typu kvantitativní metrické škály je důležité další pravidlo, u 80 % x_i (prvků škály) by mělo být n_i (počet statistických jednotek) větší nebo rovno 5. Z tohoto důvodu bylo nastaveno škálování na 5 prvků škály.

Tabulka 9: Prvky škály a hodnoty ODE

1	0,10 – 1,11mSv
2	1,11 – 2,12mSv
3	2,12 – 3,13mSv
4	3,13 – 4,14mSv
5	4,14 – 5,15mSv

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 10: Statistické zpracování

x_i	n_i	n_i/n	$\sum n_i/n$	$\sum n_i$	$x_i \cdot n_i$	$x_i^2 \cdot n_i$	$x_i^3 \cdot n_i$	$x_i^4 \cdot n_i$
1	34	0,40	0,40	34	34	34	34	34
2	26	0,32	0,72	60	52	104	208	416
3	16	0,19	0,91	76	48	144	432	1296
4	6	0,07	0,98	82	24	96	384	1536
5	2	0,02	1	84	10	50	250	1250
celkem	84	1			168	428	1308	4532

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

První čtyři sloupce obsahují:

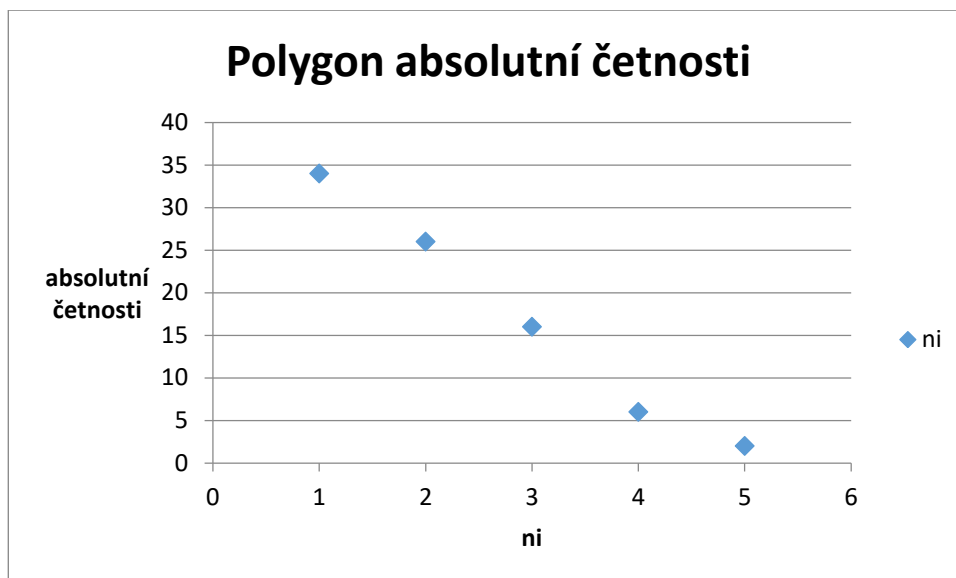
- sloupec označený x_i - prvky škály,
- sloupec označený n_i - absolutní četnosti prvků škály,
- sloupec označený n_i / n - relativní četnosti prvků škály,
- sloupec označený $\sum (n_i / n)$ - kumulativní četnosti.

Další čtyři sloupce obsahují součiny potřebné pro výpočet empirických parametrů:

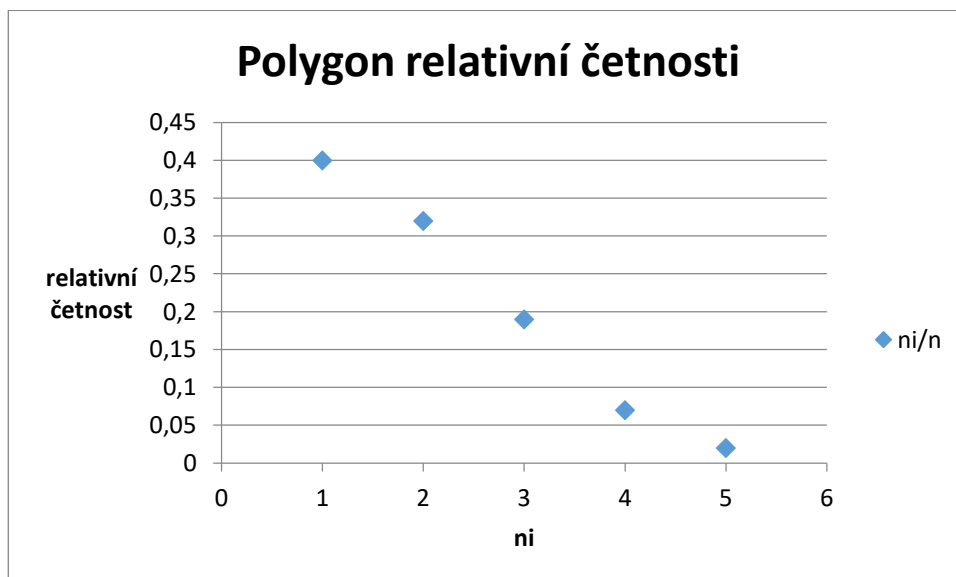
- sloupec obsahuje součiny $x_i \cdot n_i$,
- sloupec obsahuje součiny $x_i^2 \cdot n_i$,
- sloupec obsahuje součiny $x_i^3 \cdot n_i$,
- sloupec obsahuje součiny $x_i^4 \cdot n_i$.

Tabulka je uzavřena součty údajů v jednotlivých sloupcích. V prvních čtyřech sloupcích mají tyto součty význam kontrolní, v dalších čtyřech sloupcích jsou potřebné pro výpočet empirických parametrů.

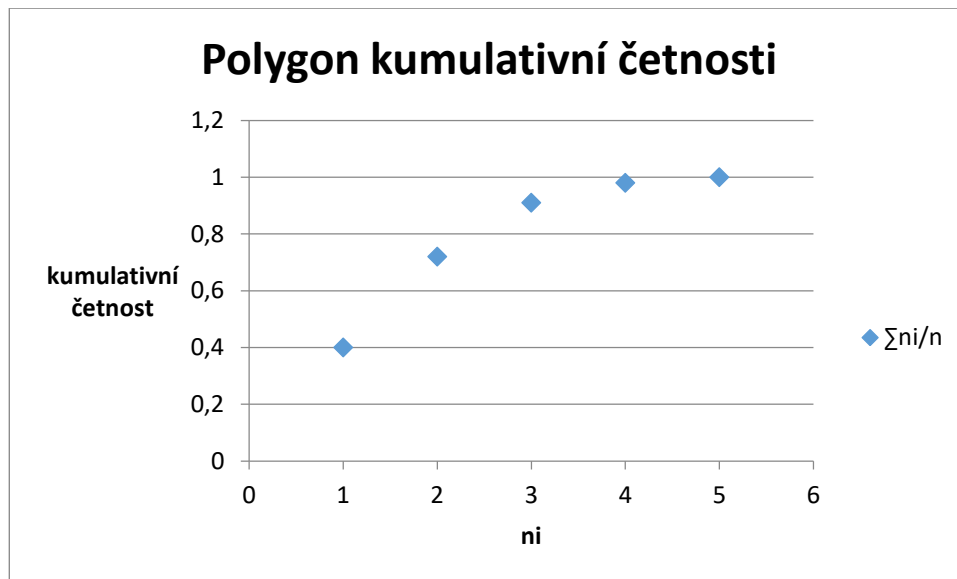
Grafické vyjádření empirického rozdělení jednorozměrného statistického souboru je spojeno s používáním souřadnicového systému v rovině. V tomto souřadnicovém systému jsou vždy na vodorovnou osu nanášeny prvky škály x_i , na svislou osu odpovídající četnosti. Grafické vyjádření těchto funkčních závislostí je dáno množinou bodů, jejichž první souřadnicí je vždy prvek škály x_i , druhou souřadnicí je odpovídající četnost. Spojením sousedních bodů této množiny úsečkami lze obdržet lomenou čáru, která je nazývána „polygon“. Lze rozeznávat „polygon absolutních četností“ (obr. 7), „polygon relativních četností“ (obr. 8), „polygon kumulativních četností“ (obr. 9), (Záškodný, 2005).



Obrázek7: Polygon absolutní četnosti Zdroj: vlastní zpracování, 2016



Obrázek 8: Polygon relativní četnosti Zdroj: vlastní zpracování, 2016



Obrázek 9: Polygon kumulativní četnosti Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Kumulativní četnosti pro první tři prvky škály lze odečíst z tabulky.

Obecné vztahy pro obecné a centrální parametry

Obecný moment r-tého řádu: $O_r(x) = \frac{1}{n} \sum n_i \cdot (x_i)^r$

Obecný moment 1. řádu: $O_1(x) = \bar{x}$ (aritmetický průměr)

Centrální moment r-tého řádu: $C_r(x) = \frac{1}{n} \sum n_i \cdot (x_i - \bar{x})^r$

Centrální moment 2. řádu: $C_2(x) = S_x^2$ (empirický rozptyl)

Směrodatná odchylka: $S_x = \sqrt{C_2(x)}$

Parametr polohy je určen obecným momentem 1. řádu $O_1(x)$ a nese název „aritmetický průměr“. Polohou empirického rozdělení četností je myšleno jeho umístění na vodorovné ose souřadnicového systému.

Parametr proměnlivosti je určen centrálním momentem 2. řádu $C_2(x)$ a nese název „empirický rozptyl“ (odmocnina rozptylu pak nese název „směrodatná odchylka“). Směrodatná odchylka ukazuje, jakou výpovědní hodnotu má aritmetický průměr. Je-li směrodatná odchylka velká, výpovědní hodnota aritmetického průměru je malá a opačně.

Parametr šikmosti je nejčastěji určován pomocí normovaného momentu 3. řádu $N_3(x)$ a nese pak název „koeficient šikmosti“. Je-li koeficient šikmosti kladný, pak prvky škály ležící vlevo od aritmetického průměru mají vyšší četnosti (kladně

zešikmené rozdělení četností – větší koncentrace menších prvků škály, menších hodnot statistického znaku) a opačně.

Parametr špičatosti je nejčastěji určován pomocí normovaného momentu 4. řádu $N_4(x)$ a nese pak název „koeficient špičatosti“. Špičatějšímu rozdělení četností při daném rozptylu odpovídá vyšší hodnota koeficientu špičatosti než rozdělení ploššímu. Používá se rovněž veličina „exces“, definovaná vztahem:

$E_x = N_4(x) - 3$. Exces srovnává špičatost empirického rozdělení se špičatostí známého normovaného normálního rozdělení. Je-li exces kladný, je empirické rozdělení špičatější než toto rozdělení (Záškodný, 2005).

Stanovení aritmetického průměru:

$$O_1 = 2$$

$$O_2 = 5,09$$

$$O_3 = 15,57$$

$$O_4 = 53,95$$

Výpočet centrálních momentů 2. až 4. Řádu

$$C_2(x) = O_2(x) - [O_1(x)]^2 = 1,09$$

$$C_3(x) = O_3(x) - 3 \cdot O_2(x) \cdot O_1(x) + 2 \cdot [O_1(x)]^3 = 1,03$$

$$C_4(x) = O_4(x) - 4 \cdot O_3(x) \cdot O_1(x) + 6 \cdot O_2(x) \cdot [O_1(x)]^2 - 3 \cdot [O_1(x)]^4 = 3,55$$

Směrodatná odchylka

$$S_x = \sqrt{C_2(x)} = 1,04$$

Variační koeficient

$$V = \frac{S_x}{O_1} = 0,52$$

Šikmost

$$N_3(x) = \frac{C_3(x)}{C_2(x) \sqrt{C_2(x)}} = 0,91$$

Špičatost

$$N_4(x) = \frac{C_4(x)}{[C_2(x)]^2} = 3$$

Interpretace výsledků:

Vzhledem k 84 nashromážděným hodnotám měření lze z empirického grafu odečíst obdobu typické Gaussovy křivky.

Většina měření – 90% - se nachází v rozsahu prvků škály 1, 2, 3.

Při aritmetickém průměru 2,00 lze roli směrodatné odchylky charakterizovat intervalem 0,96 – 3,04. Kladný koeficient šikmosti $N_3(x)$ ukazuje, že nižší prvky škály mají vyšší četnosti než vyšší prvky škály.

Hodnota koeficientu špičatosti 3 ukazuje na srovnatelnost se špičatostí normálního rozdělení. Toto sdělení dodatečně podporuje závěr o rozumné výpovědní hodnotě aritmetického průměru.

Pro větší názornost zpracovány hodnoty ročních efektivních dávek, které nesou výpovědní hodnotu skutečně obdržené dávky (tab. 11).

Tabulka 11: Přehled ročních efektivních dávek [mSv] v letech 2009 - 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	16,52	16,86	8,80	9,90	8,25	7,96	4,62

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times$ konverzní koeficient):

$$\Sigma E = 72,91 \text{ mSv}$$

Největší nárůst ODE: 2010

Největší pokles ODE: 2015

Počet měření ODE v intervalu $< 0,1 - 0,5 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami): 15.....**18 % z celkového počtu**



Obrázek 10: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Lékař č. 1 se podílí na všech výkonech, které se na IK provádějí, kromě rekanalizací chronických okluzí. Jako jediný, po odchodu lékaře č. 5, implantuje kardiostimulátory, což má za následek nejvyšší dávky. Ke snížení došlo především v posledním roce, kdy se aktivně zapojil do sledování akustickým elektronickým dozimetrem a pečlivě dbal na maximální dodržování „Desatera při snižování dávek v intervenční kardiologii“(SÚRO).

Pro náročnou obsáhlost statistických výpočtů, je dále použito pouze výsledků poukazující přímo na velikost dávky. Tabulky a výpočty jednotlivých lékařů a středního personálu jsou přemístěné do Přílohy.

Lékař intervenční kardiologie č. 2 (Příloha: Tabulka 12,13)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$):

$$\Sigma E = 46,23 \text{ mSv}$$

Tab. 14: Přehled ročních efektivních dávek [mSv] v letech 2009 - 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	0,50	6,21	5,41	7,23	10,57	10,03	6,28

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2013

Největší pokles ODE: 2009

Počet měření ODE v intervalu $< 0,1 - 0,5 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami): 32.....**38 % z celkového počtu**



Obrázek 11: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky lékaře č. 2 jsou v porovnání s lékařem č. 1 překvapivě velmi vysoké, neboť vykonával pouze základní diagnostické výkony a nedá se ani říct, že by počtem těchto výkonů převyšoval počty ostatních lékařů. Potvrdilo se zde, že k práci intervenčního kardiologa jsou zapotřebí nejen patřičné vědomosti, ale i potřeba optimalizovat počet projekcí. Snaha lékaře odvést co nejlepší vyšetření může vést k opakovaným projekcím, bez jemné vazby na pravidla při snímkování a tím také k opakovanému navyšování dávek jak u pacienta, tak u sebe a asistujícího personálu taktéž.

Lékař intervenční kardiologie č. 3 (Příloha - Tabulka 15,16)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 42,19 \text{ mSv}$$

Tab. 17: Přehled ročních efektivních dávek [mSv] v letech 2009 - 2015

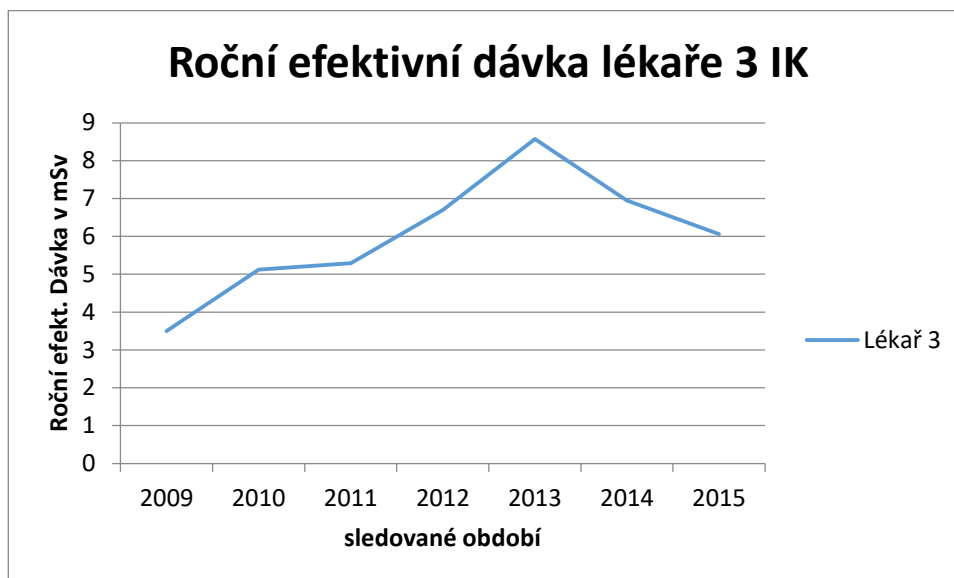
Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	3,50	5,12	5,29	6,70	8,57	6,95	6,06

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2013

Největší pokles ODE: 2009

Počet měření ODE v intervalu $< 0,1 - 0,5 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami): 26.....**30 % z celkového počtu**



Obrázek 12: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky lékaře č. 3 nijak nepřekvapily, podílí se na všech výkonech vyjma implantací kardiostimulátorů, ale jako jediný provádí elektrofyzilogické ablace, takže dávka je odpovídající vykonané práci při dodržování zásad práce s ionizujícím zářením.

Lékař intervenční kardiologie č. 4 (Příloha – Tabulka 18 a 19)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = Hp(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 58,08 \text{mSv}$$

Tab. 20 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	10,68	11,88	8,19	7,47	7,26	8,33	4,27

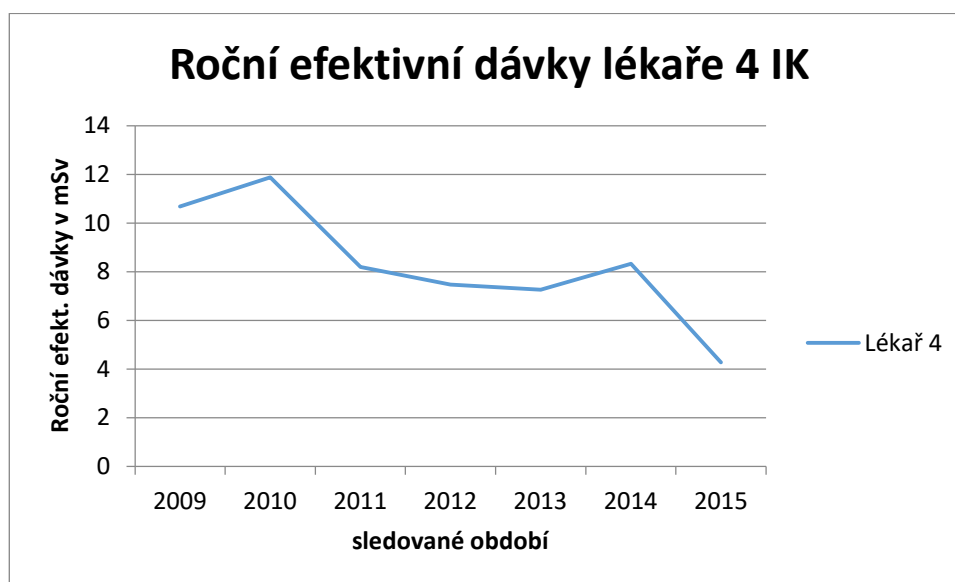
Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2010

Největší pokles ODE: 2015

Počet měření ODE v <0,1 - 0,5> (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami):

18.....21 % z celkového počtu



Obrázek13: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky lékaře překvapily v dobrém slova smyslu, neboť se podílí na všech výkonech kromě implantací kardiostimulátorů, ale jako jediný vykonává rekanalizace chronických lézí, výkony velmi náročné na čas i výslednou dávku. Ze všech lékařů byl však jediný, který se vždy zajímal o všechny technické možnosti přístrojového vybavení, aby mohl dávku co nejvíce snížit. Jako první na sále začal používat při skioskopickém modu rychlost akvizice obrazových dat 7sn/sek (ostatní 15sn/sek), čímž dokázal výslednou dávku podstatně snížit. Spolupráce na sále byla sice jedna z nejnáročnějších, ale výsledkem byla perfektně odvedena práce při minimální dávce.

Lékař intervenční kardiologie č. 5 (Příloha – Tabulka 21 a 22).

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = Hp (10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 48,35 \text{ mSv}$$

Tab. 23 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	20,57	25,18	2,60				

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2010

Největší pokles ODE: 2011 (nevalidní, pro nízký počet měření)

Počet měření ODE v $< 0,1 - 0,5 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami):

2.....7 % z celkového počtu

Dávky lékaře č. 5 jsou odpovídající počtu a náročnosti výkonů, které prováděl. Podílel se na všech vyšetřeních a jistou nevýhodou mohly být fyzické dispozice vzhledem k faktu, že 90% pacientů se dělalo z přístupu levé radiální tepny. Vzhledem k reálným fyzickým dispozicím pak při nastavení přístroje nebyly stejné možnosti jako u ostatních lékařů.

Lékař intervenční radiologie č. 1 (Příloha – Tabulka 24,25)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 32,03 \text{ mSv}$$

Tabulka 26 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	6,83	6,19	7,24	3,05	4,10	2,78	1,84

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2011

Největší pokles ODE: 2015

Počet měření ODE v intervalu $< 0,1 - 0,5 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami): 49.....**62 % z celkového počtu**



Obrázek 14: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky lékaře č. 1 nijak nepřekvapily, vzhledem k počtu a náročnosti výkonů jsou zcela odpovídající.

Lékař intervenční radiologie č. 2 (Příloha – Tabulka 27 a 28)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 67,24 \text{ mSv}$$

Tabulka 29 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	12,15	10,93	12,74	7,09	7,61	9,65	7,07

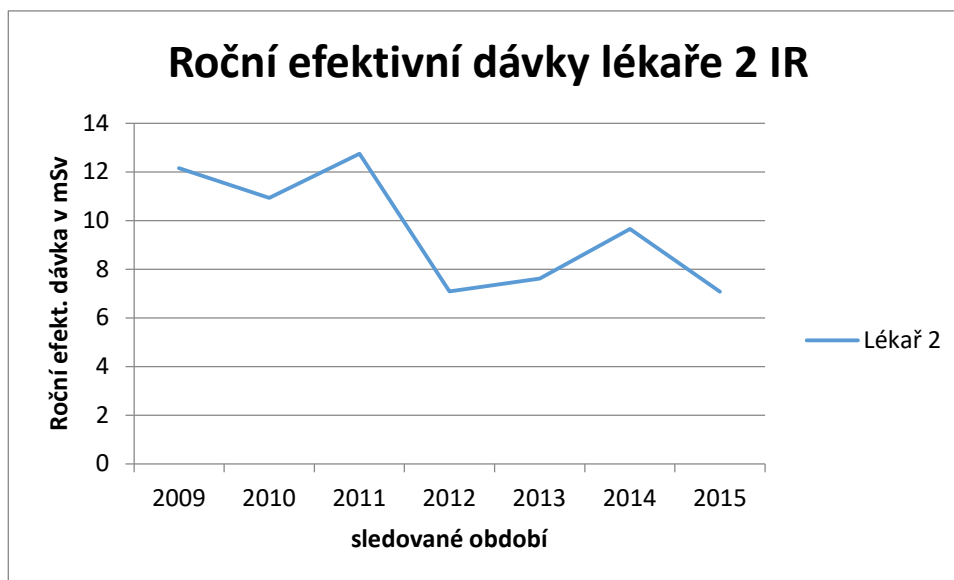
Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2011

Největší pokles ODE: 2015

Počet měření ODE v $< 0,1 - 0,5 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami):

21.....26 % z celkového počtu



Obrázek 15: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky lékaře č. 2 jsou v porovnání s lékařem č. 1 podstatně vyšší, odpovídají faktu, že tento lékař provádí většinu angiografických vyšetření a i přes dodržování veškerých zásad práce s IZ, tyto dávky nemohou být k počtu výkonů nižší.

Lékař intervenční radiologie č. 3 (Příloha – Tabulka 30 a 31)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 20,28 \text{ mSv}$$

Tab. 32 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	0,50	5,85	4,82	5,80	1,52	1,15	0,64

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2010

Největší pokles ODE: 2009

Počet měření ODE v intervalu $< 0,1 - 0,5 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami): 38.....**63 % z celkového počtu**



Obrázek 16: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky lékaře č. 3 zcela odpovídají vykonané práci i počtu pacientů při správném využívání všech zásad práce s IZ.

Lékař intervenční radiologie č. 4 (Příloha – Tabulka 33 a 34)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 3,07 \text{ mSv}$$

Tab. 35 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	0,57	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2009

Největší pokles ODE: 2010-2015

Počet měření ODE v $< 0,1 - 0,5 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami):

35.....**97 % z celkového počtu**



Obrázek 17: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky lékaře č. 4 poukazují na fakt, že vykonává základní diagnostická vyšetření a minimálně intervenčních zákroků.

Radiologický asistent interevenční kardiologie (Příloha – Tabulka 36 a 37)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 22,16 \text{ mSv}$$

Tab. 38 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

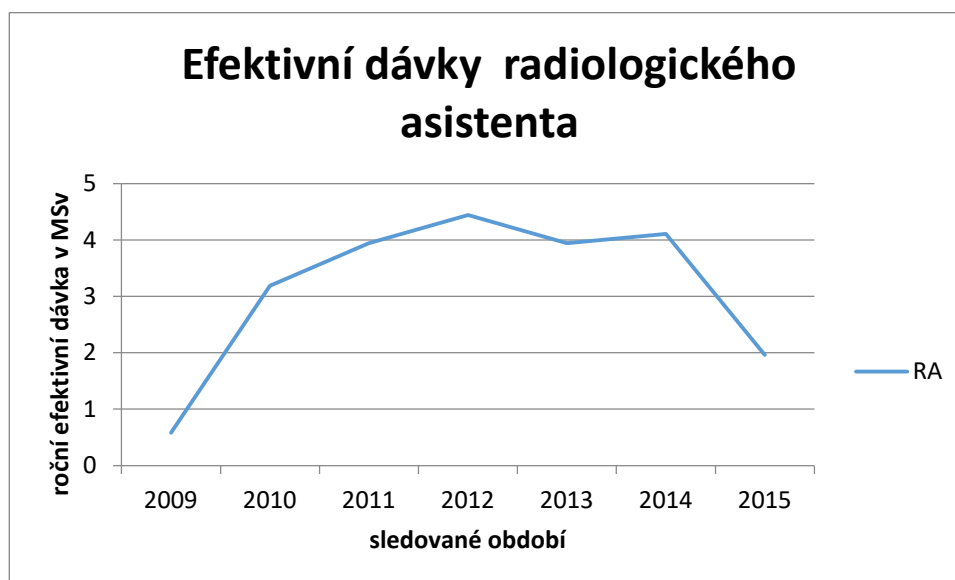
Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	0,58	3,19	3,94	4,44	3,94	4,11	1,96

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2012

Největší pokles ODE: 2015 (rok 2009 nevalidní, pro minimální výkonnost na sále)

Počet měření ODE v intervalu $< 0,1 - 0,15 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami): 26.....**28 % z celkového počtu**



Obrázek 18: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Na dávkách radiologického asistenta je zajímavý rozdíl v roce 2009, kdy nastoupil na IK a v tomto roce neasistoval, pouze obsluhoval rentgenový přístroj a v roce 2015, kdy i asistoval, ale díky soustavnému školení ostatních asistujících sester došlo k podstatnému snížení dávek.

Zdravotní sestra č. 1 intervenční kardiologie (Příloha – Tabulky 39 a 40)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = Hp(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 15,83 \text{ mSv}$$

Tab. 41 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	2,12	3,07	2,86	2,28	1,67	2,50	1,33

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

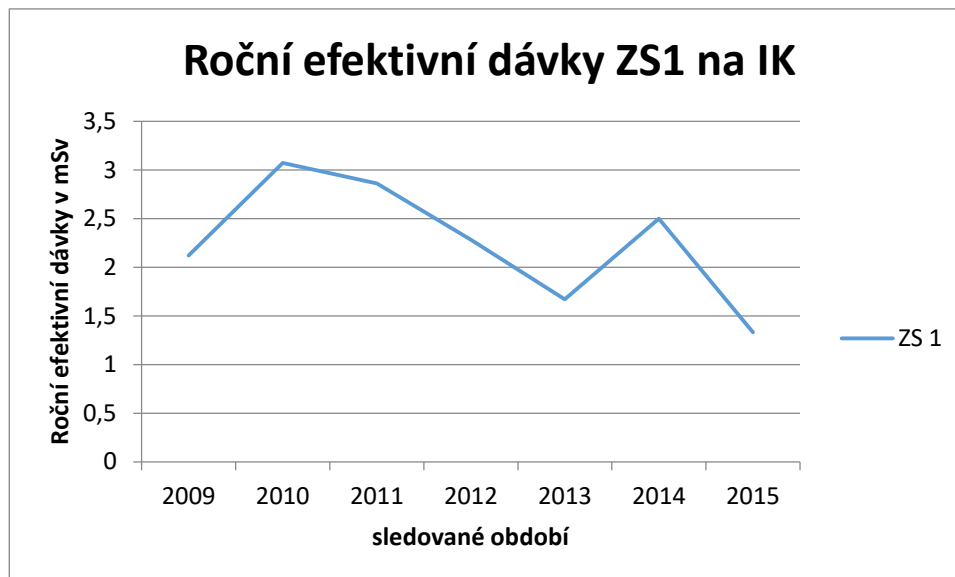
Součet dávkových ekvivalentů v období 2009 – 2015: **15,99mSv**

Průměrná měsíční dávka: 0,19 mSv

Největší nárůst ODE: 2010

Největší pokles ODE: 2015

Počet měření ODE v intervalu $< 0,1 - 0,15 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami): 39.....**46 % z celkového počtu**



Obrázek 19: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky ZS zcela odpovídají vykonané práci, k výkyvům docházelo díky absenci některých kolegů a nemožnosti střídání.

Zdravotní sestra č. 2 intervenční kardiologie (Příloha – Tabulka 42 a 43)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 10,62 \text{ mSv}$$

Tab. 44 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	1,85	1,01	1,01	0,50	1,08	3,59	1,58

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2014

Největší pokles ODE: 2012

Počet měření ODE v intervalu $< 0,1 - 0,15 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami): 55.....**65 % z celkového počtu**



Obrázek 20: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky ZS zcela odpovídají vykonané práci, k výkyvům došlo díky změně v náplni práce.

Zdravotní sestra č. 3 intervenční kardiologie (Příloha – Tabulka 45 a 46)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 21,38 \text{ mSv}$$

Tab. 47 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

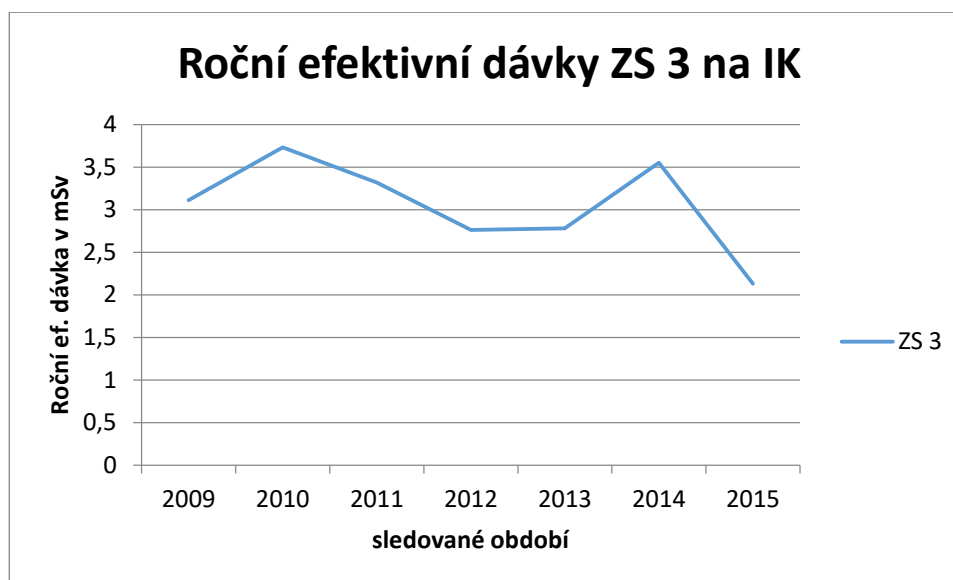
Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	3,11	3,73	3,32	2,76	2,78	3,55	2,13

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2010

Největší pokles ODE: 2015

Počet měření ODE v intervalu $< 0,1 - 0,15 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami): 23.....**27 % z celkového počtu**



Obrázek 21: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky ZS zcela odpovídají vykonané práci, k výkyvům docházelo díky absenci některých kolegů a nemožnosti střídání.

Zdravotní sestra č. 4 intervenční kardiologie (Příloha – Tabulka 48 a 49)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = Hp(10) \times$ konverzní koeficient)

$$\Sigma E = 20,9 \text{ mSv}$$

Tab. 50: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	2,35	3,93	3,19	3,75	3,48	3,70	0,50

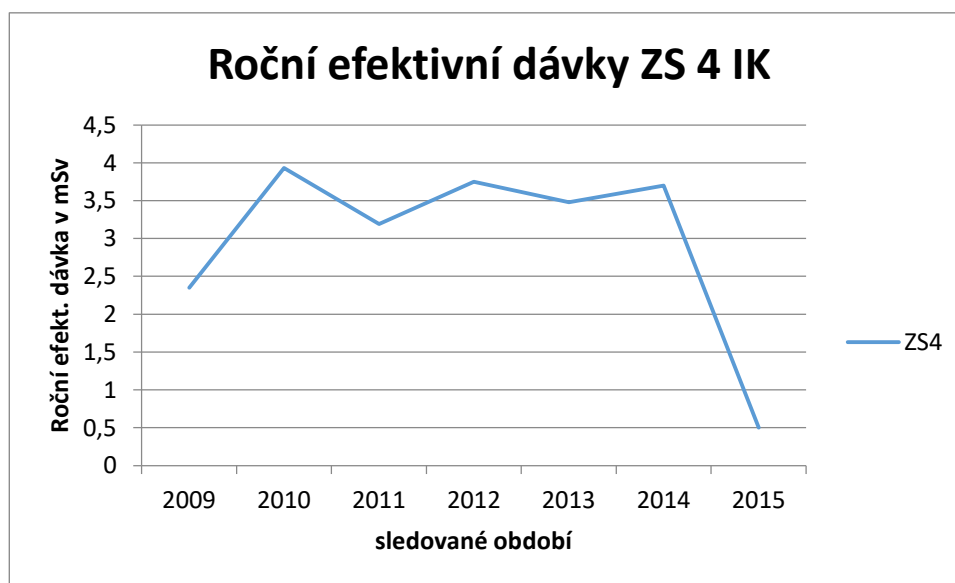
Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2010

Největší pokles ODE: 2015

Počet měření ODE v $< 0,1 - 0,15 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami):

15.....18 % z celkového počtu



Obrázek 22: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky ZS zcela odpovídají vykonané práci, k výkyvům docházelo díky absenci některých kolegů a nemožnosti střídání. Pokles v roce 2015 byl způsoben přeřazením na jinou práci.

Zdravotní sestra č. 5 intervenční kardiologie (Příloha – Tabulka 51 a 52)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$):

$$\Sigma E = 20,76 \text{ mSv}$$

Tab. 53 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

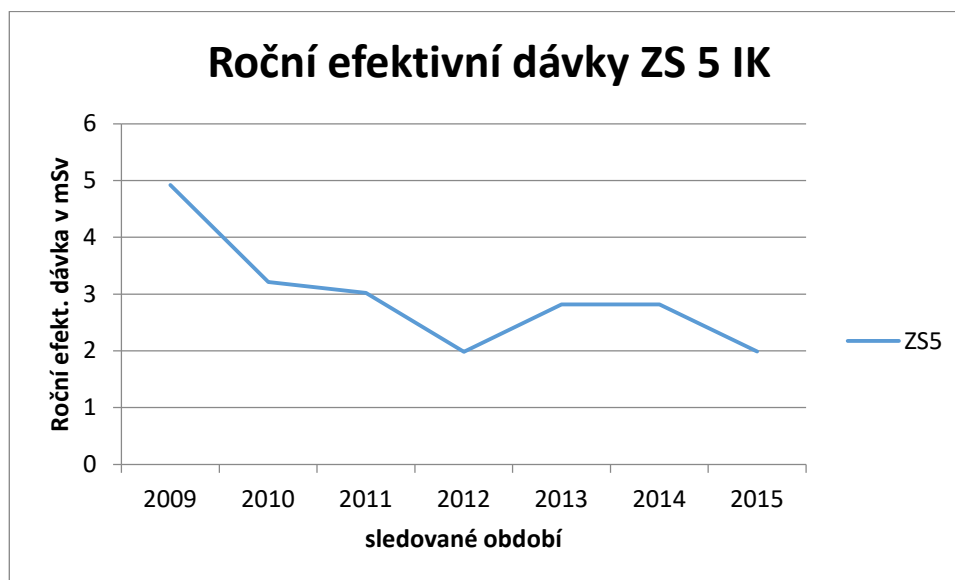
Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	4,92	3,21	3,02	1,98	2,82	2,82	1,99

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2009

Největší pokles ODE: 2012

Počet měření ODE v intervalu $< 0,1 - 0,15 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami): 16.....**22 % z celkového počtu**



Obrázek 23: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky ZS zcela odpovídají vykonané práci, k výkyvům docházelo díky absenci některých kolegyně a nemožnosti střídání.

Zdravotní sestra č. 6 intervenční kardiologie (Příloha – Tabulka 54 a 55)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 19.03 \text{ mSv}$$

Tab. 56 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	3,49	4,21	2,81	2,42	3,31	2,29	0,50

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2010

Největší pokles ODE: 2015

Počet měření ODE v $< 0,1 - 0,15 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami):

18.....25 % z celkového počtu



Obrázek 24: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky ZS zcela odpovídají vykonané práci, k výkyvům docházelo díky absenci některých kolegyně a nemožnosti střídání.

Zdravotní sestra č. 1 intervenční radiologie (Příloha – Tabulka 57 a 58)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 10,95 \text{ mSv}$$

Tab. 59: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	2,48	1,55	2,81	1,10	1,18	1,29	0,54

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

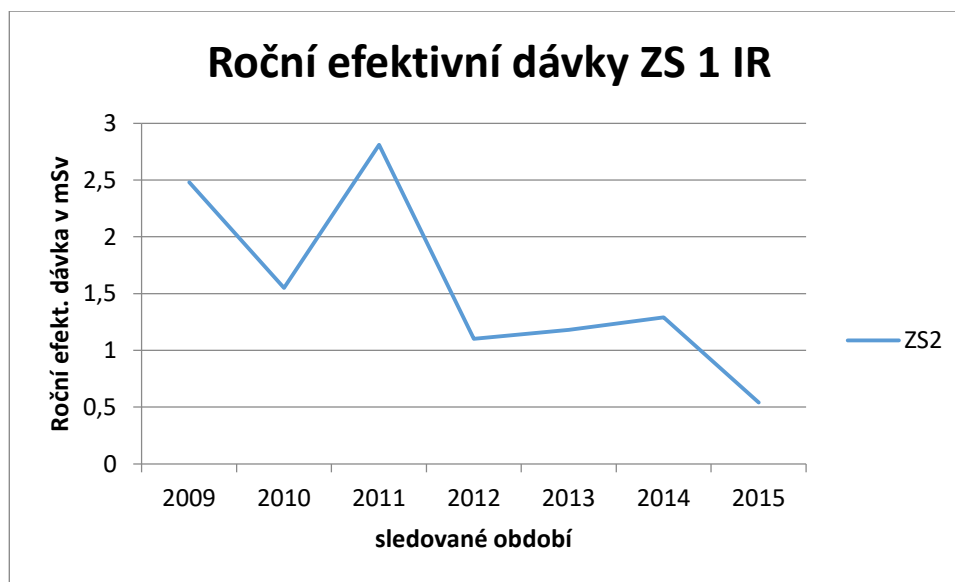
Součet dávkových ekvivalentů v období 2009 – 2015: **12,72 mSv**

Průměrná měsíční dávka: 0,16 mSv

Největší nárůst ODE: 2011

Největší pokles ODE: 2015

Počet měření ODE v intervalu $< 0,1 - 0,15 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami): 54.....**68 % z celkového počtu**



Obrázek 25: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky ZS zcela odpovídají vykonané práci, k výkyvům docházelo díky absenci některých kolegů a nemožnosti střídání.

Zdravotní sestra č. 2 intervenční radiologie (Příloha – Tabulka 60 a 61)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 4,75 \text{ mSv}$$

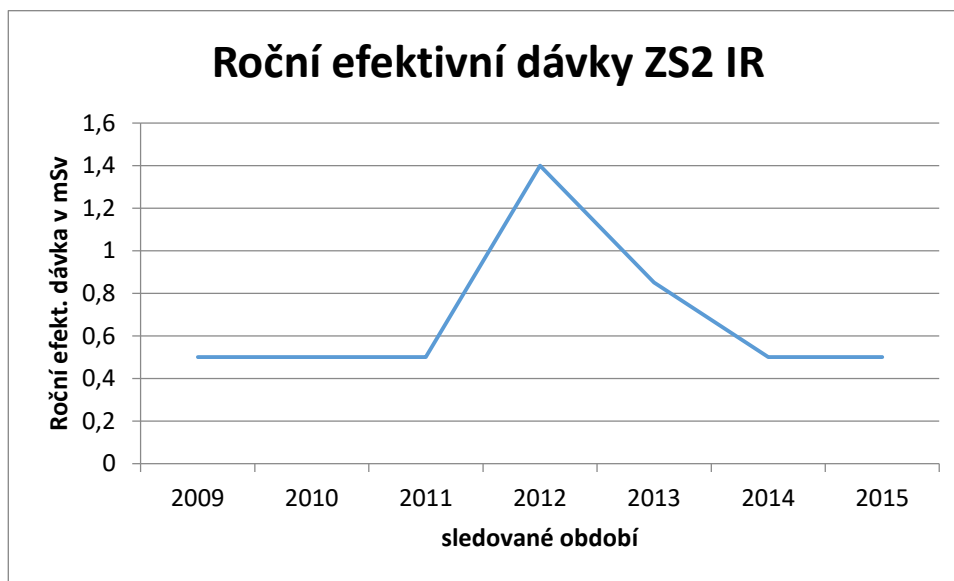
Tab. 62 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	0,50	0,50	0,50	1,40	0,85	0,50	0,50

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2012

Největší pokles ODE: 2014-2015



Obrázek 26: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Počet měření ODE v intervalu $< 0,1 - 0,15 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami): 32.....**66 % z celkového počtu**

Dávky ZS zcela odpovídají vykonané práci, kdy při intervenčních výkonech asistovala jen v nepřítomnosti ZS č. 3.

Zdravotní sestra č. 3 intervenční radiologie (Příloha – Tabulka 63 a 64)

Součet ročních efektivních dávek ($\Sigma E = H_p(10) \times \text{konverzní koeficient}$)

$$\Sigma E = 28,58 \text{ mSv}$$

Tabulka 65 : Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣE	4,06	5,22	5,65	5,07	4,16	3,57	0,85

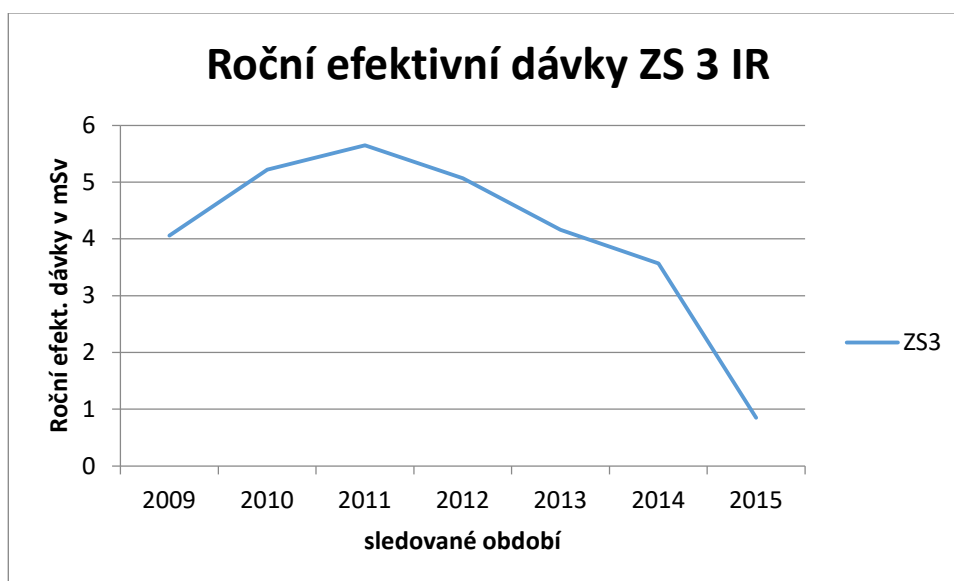
Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Největší nárůst ODE: 2011

Největší pokles ODE: 2015

Počet měření ODE v $< 0,1 - 0,15 >$ (vyjadřující počet měsíců s nižšími hodnotami):

25.....**31 % z celkového počtu**



Obrázek 27: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Dávky ZS č. 3 je překvapivě velmi vysoká, ale odpovídá faktu, že zde docházelo k organizačním problémům, kdy většinu výkonů odasistovala právě tato ZS bez možností střídání.

4. Výsledky

K porovnání byly použity informace o efektivních dávkách u lékařů IK a IR, asistujícího radiologického asistenta a zdravotních sester na IK a zdravotních sester na IR nemocnice Karlovy Vary, které pro tuto nemocnici vyhodnocuje Celostátní služba osobní dozimetrie, s.r.o. v Praze a které jsou měřítkem pro limity radiačních pracovníků vzhledem k stochastickým účinkům. Tyto dávky jsou shromážděny za období 2009 – 2015 a jsou zaznamenány v tabulkové i grafické podobě.

Kromě tohoto srovnání, jsou zaznamenány i dávky asistujícího radiologického asistenta z předchozích let 1996 – 2003, kdy pracoval na RDG oddělení v Sokolově a podílel se na asistencích při intervenčních výkonech. Tyto dávky jsou získány z Centrálního registru ozáření pracovníků v Praze, a jsou dány do grafické podoby.

Katetrizační laboratoř nemocnice Karlovy Vary používá ke svým vyšetřením zařízení firmy Phillips, Allura Xper FD 10 (obr. 2 v přílohové části) s možností využití 3D techniky a přidavných programů jako Stentboost a rotace.

Výčet vyšetření uvedených v teoretické části na intervenční radiologii i kardiologii není celkovým výčtem všech možných vyšetření, ale jsou zmíněna pouze ta vyšetření, která se v této nemocnici vykonávají.

Pokud porovnáme dávky lékařů intervenční kardiologie a intervenční radiologie, musíme souhlasit s výrokem SÚRO, že dávky kardiologů jsou vyšší než dávky radiologů (tab. 66, obrázek 28). Jak již bylo zmíněno, jsou zapříčiněny podstatně vyšším počtem výkonů, která, v porovnání s radiologií, mají odlišná specifika. Určitě je zde i velký podíl stresujícího faktoru, který při těchto kardiologických výkonech zapříčiní zaměření pozornosti k záchraně života pacienta na vrub konečné dávky.

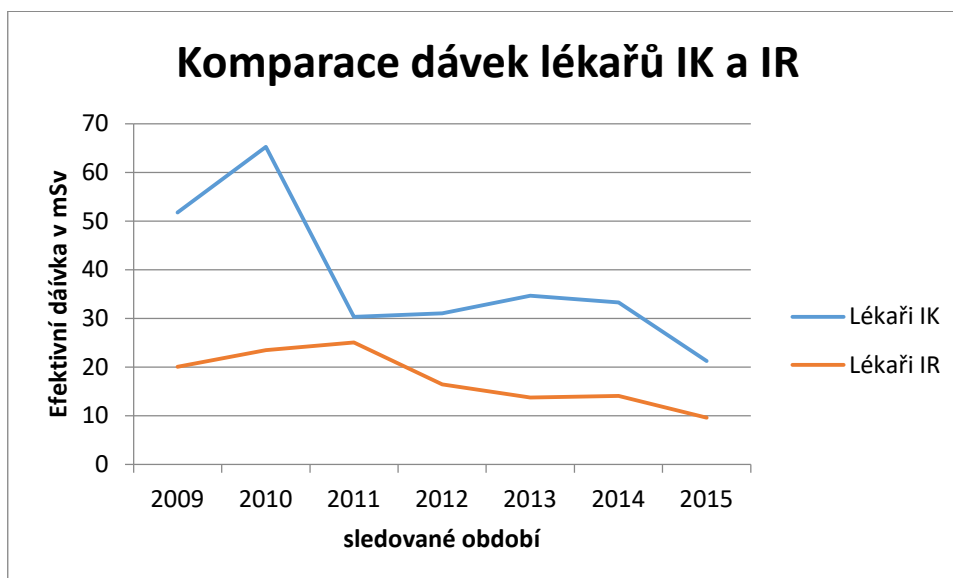
Tab. 66: Komparace ročních efektivních dávek lékařů intervenční kardiologie a intervenční radiologie v jednotkách mSv

Součet ročních efektivních dávek lékařů v mSv	
IK 2009 - 2015	267,76mSv
IR 2009 - 2015	122,62mSv

Zdroj: Vlastní zpracování 2016

Vztaženo na 1 měsíc u IK: 0,76 mSv

Vztaženo na 1 měsíc u IR: 0,40 mSv



Obrázek 28: Graf k tabulce 66

Zdroj: Vlastní zpracování 2016

Stejně můžeme hodnotit i dávky středního asistujícího personálu, jejichž celkové efektivní dávky vidíme v tabulkové (tabulka 67) i grafické podobě (obrázek 29).

Tab. 67: Komparace ročních efektivních dávek u RA a ZS na IK a ZS na IR v jednotkách mSv

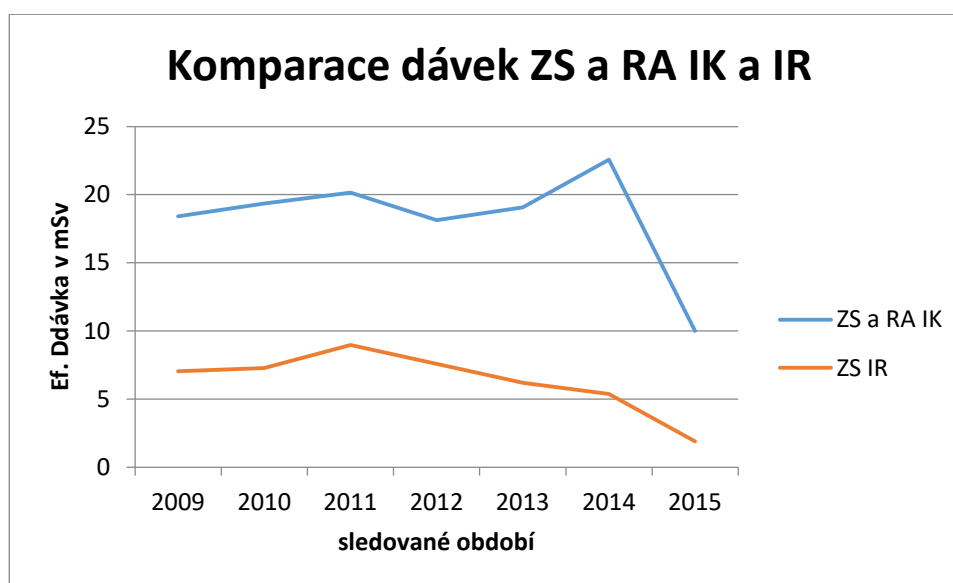
Součet efektivních dávek u asistujícího personálu	
IK 2009 - 2015	127,05mSv
IR 2009 - 2015	44,28mSv

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Vztaženo na 1 měsíc u IK: 0,22 mSv

Vztaženo na 1 měsíc u IR: 0,18 mSv

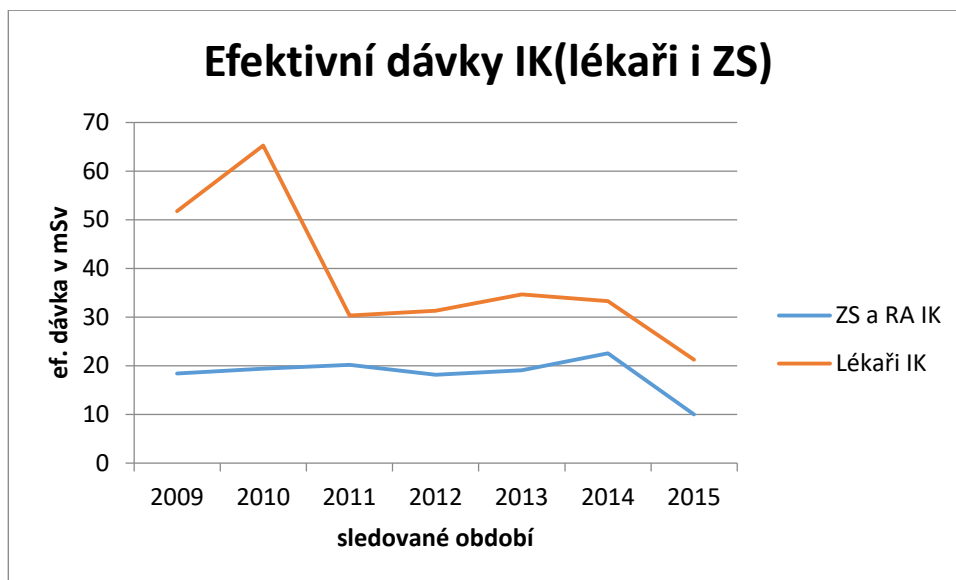
Součet efektivních dávek je u personálu intervenční kardiologie vyšší než u personálu intervenční radiologie, je však z velké části zapříčiněn větším počtem pracovníků podílejících se na této dávce. Po výpočtu měsíčních dávek je zřejmá vyšší dávka na kardiologii, ale není tak odlišná jako u dávek lékařů.



Obrázek 29: Graf k tabulce 67

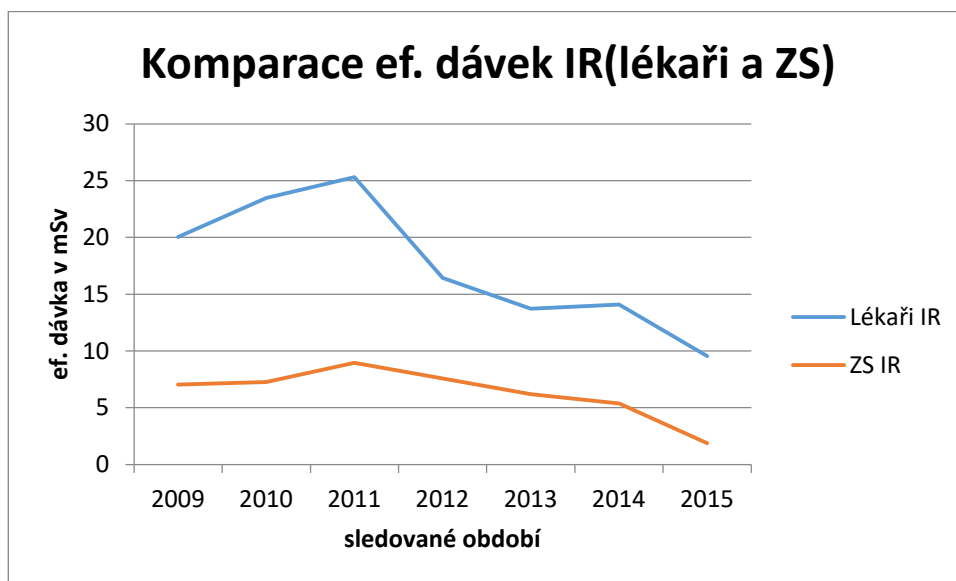
Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Porovnáním jednotlivých dat je důležitým způsobem (vzhledem k nižším počtům respondentů) prokázáno, že dávky lékařů i středního personálu jednotlivých oddělení jsou v přímé úměře. Tzn. dojde-li k nárůstu ODE u lékařů, jak tomu bylo na IR v roce 2011 a IK v roce 2010, zvedly se i dávky u středního personálu. Stejně tomu bylo i u poklesu v roce 2015, jak na IR tak IK (obrázek 30,31).



Obrázek 30: Graf efektivních dávek IK (lékařů a středního personálu)

Zdroj: vlastní zpracování, 2016



Obrázek 31: Graf efektivních dávek IR /lékaři a střední personál

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

5. Diskuse

Intervenční výkony pod skiaskopickou kontrolou se provádějí ve velkém počtu v Evropě i v USA. Celosvětově se počet těchto výkonů prováděných ročně za posledních 20 let zvýšil (Miller, 2008).

Přínos intervenční radiologie pro pacienty je obrovský a zároveň nezpochybnitelný, ale mnohé z těchto výkonů mohou být příčinou tak vysokého radiačního zatížení pacientů, aby následně vyvolalo u intervenčních lékařů významné účinky záření a profesní dávky, vyvolávající obavy (Vano et al., 2008, Kim et al., 2008).

Roční dávka, jíž jsou exponováni intervenující lékaři, se může lišit více než řádově u stejného typu výkonu a při podobných dávkách, jimiž jsou exponováni pacienti (Kim, 2008).

V bakalářské práci se zabývám osobními dávkovými ekvivalenty intervenčních lékařů a středního personálu na radiologii a kardiologii v nemocnici Karlovy Vary, ale není zde kladen důraz na zjištění validního čísla, které by určilo exaktní rozdíly ODE – šlo o zjištění, zda existuje nějaký rozdíl v rámci IK a IR a orientačně tento rozdíl v průběhu vymezených let určit. Záměrem bylo i potvrdit či vyvrátit informaci SÚRO o vyšších dávkách u intervenčních kardiologů než u intervenčních radiologů.

Je potřeba poukázat na fakt, že ač jsou obě oddělení IK i IR vybaveny novým přístrojem firmy Phillips, každý přístroj má trochu odlišnou specifikaci danou potřebami vyšetření.

Obě pracoviště jsou vybavena stejnými ochrannými prostředky – zástěrami a vestami s faktorem 0,50 mm Pb, ochrannými nákrčníky, které stíní radiosenzitivní štítnou žlázu a ochrannými brýlemi s ekvivalentem olova 0,5mm, jenž absorbují až 70 % rozptýleného záření. Tyto jsou obzvláště důležité vzhledem k často diskutovanému tématu dávek, jimž jsou vystaveny čočky očí intervenujících, neboť nové údaje získané z populací exponovaných jedinců nasvědčují tomu, že zánědy očních čoček (katarakty) se vyskytují při dávkách mnohem nižších, než o kterých se obecně předpokládalo, že katarakty vyvolávají (Kleiman, 2006). Zde je nutno podotknout, že asistující personál nemocnice Karlovy Vary tyto brýle moc nevyužívá pro jejich neprakticky vysokou hmotnost a nahrazuje je ochranným štítem, který chrání proti potřísnění obličeje, ale nemá žádnou stínící schopnost proti IZ. Obrázek ochranných prostředků jsou součástí přílohy pod č. 3.

Vlastním pozorováním při asistování na IK i IR mohu říct, že osobní dávky pracovníků jsou velmi ovlivněny zvyky na jednotlivých odděleních. Na oddělení IK i IR pracují zkušení lékaři s dlouholetou praxí, kteří jsou většinou hlavními operátory a ti mají malou výsadu vyškolit si vedle sebe asistující sestru, se kterou tvoří dokonalý tým. Toto je zřetelné na dávkách lékaře IR č. 2 a ZS č. 3 jejichž dávky jsou podstatně vyšší než dávky ostatních pracovníků. Z mého pohledu to není pravidlem na všech odděleních, ale v tomto případě je to důvod vysvětlení vyšších hodnot, protože tato dvojice se podílela na většině výkonů.

Dalším osobním poznatkem je fakt, že při příchodu na oddělení intervenční kardiologie v roce 2009 jsem zjistila nižší úroveň znalostí týkající se hygieny záření. Dle guidelines European Commission je známo, že opatření radiační ochrany při výkonu povolání jsou nezbytná u všech osob, které pracují na intervenční vyšetřovně. Všichni tito pracovníci musí mít patřičné vzdělání a výcvik odpovídající jejich pracovním povinnostem, musí být monitorováni a používat ochranné osobní prostředky a vybavení. S těmito nařízeními nelze než souhlasit. V praxi se však lékaři soustředili na provedení nejlepšího vyšetření bez přihlídnutí na možnosti snížení dávek, jakými jsou například správné používání skiagrafického a skiaskopického módu, správný výběr dávkového módu, frekvence a zvětšení, použití wedge filtru, použití správné kolimace, správné nastavení vzdálenosti rentgenky a detektoru vůči pacientovi atd. Možná byla tato situace zapříčiněna tím, že přístrojové vybavení s nimi obsluhovaly zdravotní sestry, které se soustředily spíše na vlastní práci s pacientem, léky a asistencí u výkonu. Teprve s příchodem radiologického asistenta došlo k pravidelným školením a obsluhující personál dostal do podvědomí základní poznatky ohledně ionizujícího záření, které se rozšířily od poznatku „že rentgen škodí zdraví“ k informacím druhu jak se pohybovat při výkonech, kde stát, jak používat ochranné prostředky a především jak využít programové možnosti přístroje v době, kdy není přítomen rentgenový asistent a musí ho ovládat samy. Práce se zdravotními sestrami byla od začátku velmi potřebná, a za 7 let soustavného úsilí přinesla patřičné výsledky vedoucí ke snížení osobních dávek.

Obdobná byla situace i u lékařů. Obecně odtud vyplývá, že radiologové jsou vzhledem k charakteru své práce lépe informovaní a dobře dodržují pravidla práce s ionizujícím zářením. Je velmi potřebné dodržovat pravidla, jak má být pacient uložen při vyšetření, aby se minimalizovaly dávky jak pacientovi, tak lékařům a asistujícímu

personálu. Z těchto hledisek stále dochází k tomu, že se lékaři ve snaze vykonat často život zachraňující výkon nemohou soustředit na minimalizaci obdržené dávky. V tomto směru se ukazuje významná role radiologických asistentů, kteří mohou opodstatněnými radami přispět k minimalizaci obdržené dávky. Ani usilovná snaha radiologického asistenta by nejspíš nevedla k úspěchu, kdyby nebyla podpořena některými lékaři, kteří se specializují na chronické uzávěry a provádějí rekanalizace, což jsou výkony velmi náročné co se výkonu i času týče. Po navázání spolupráce s těmito lékaři byla situace snažší, neboť i další lékaři se přesvědčili o možnosti provést vyšetření kvalitně, s podstatně nižšími dávkami a začali potřebné postupy následovat a důsledně dodržovat „Desatero pro snížení dávek v intervenční kardiologii“ (SÚRO).

Jeden z posledních faktorů, který velmi ovlivní výslednou dávku, je „zručnost“ operátora. Právě tento faktor velmi ovlivňuje možnosti pracovat s nižšími dávkami. Příkladem mohou být lékaři, kteří ač vykonávají jen diagnostické výkony, které obecně nepředstavují tak velkou náročnost ohledně dávky, dosahují dávek srovnatelných a někdy i přesahující dávky náročných výkonů, jakými jsou rekanalizace - porovnání lékař č. 2 a 4. Opětně se ukazuje význam spolupráce s radiologickým asistentem, který při vhodné koordinaci může velmi přispět k minimalizaci obdržených dávek.

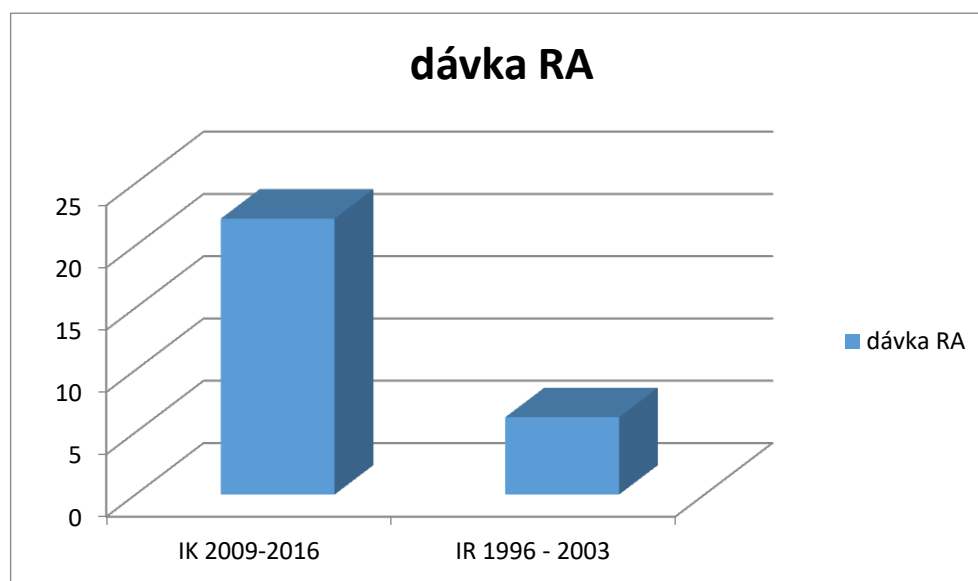
Velkým přínosem pro snížení osobních dávek bylo zakoupení přídavného elektronického dozimetru (obr. 4 v příloze), který svým akustickým signálem nutí lékaře k lepšímu vykrytí a tím snižuje dávku jak sobě, tak i asistujícímu asistentovi či sestře. Všichni si totiž uvědomují, jak mají stát a jak používat stínění, ale akustický signál dozimetru jim tato pravidla neustále připomíná, pokud na to na chvíli zapomenou. Zpočátku někteří lékaři tento zvuk u vyšetření nezvládli a dozimetr raději nepoužívali, ale při měsíčním vyhodnocení dávek se k němu vrátili. Bylo zřetelné, že v roce 2015, kdy tento dozimetr používali, dávky objektivně klesly, aniž by došlo ke snížení počtu výkonů.

Při porovnávání dávek středního personálu jsou záměrně použity dávky radiologického asistenta, neboť zde byla vzhledem k jeho profilu jistota, že dodržuje veškeré zásady zajišťující dostatečnou ochranu před ionizujícím zářením, aby nedošlo ke zbytečnému navýšení dávek. Na následném grafu a tabulce je zajímavý rozdíl v dávkách téhož radiologického asistenta pracujícího v letech 1996 – 2003 na IR a v letech 2009 – 2016 na IK, který jednoznačně podporuje hypotézu H2.

Tab. 68: Komparace ročních efektivních dávek RA na IK a IR v jednotkách mSv

dávka RA	
IK 2009-2015	22,16mSv
IR 1996 - 2003	6,21mSv

Zdroj: vlastní zpracování, 2016



Obrázek 32: Grafické zpracování tabulky 68 Zdroj: vlastní zpracování 2016

Z mého pohledu je z hlediska hygieny záření velmi důležitou osobou na sále radiologický asistent, který by měl mít patřičný rozhled a dostatečné znalosti ohledně legislativy týkající se nakládání se zdroji ionizujícího záření. Měl by být technicky zdatný, aby ovládal rentgenový přístroj a dokázal zareagovat na případné „technické karamboly“ a měl by mít patřičný respekt, aby jeho názory dokázal respektovat celý tým podílející se na výkonech. Z vlastní zkušenosti vím, že se v této situaci lépe prosazují mužští kolegové, neboť žena musí především s lékaři vykonat dvojnásobné úsilí, aby je přesvědčila o své technické zdatnosti. Toto úsilí je zřetelné i z vyšších dávek radiologického asistenta, které jsou vyšší než dávky ostatních sester na kardiologii, a jdou na vrub faktu, že lékaři pak s radiologickým asistentem pracovali intenzivněji s vědomím správně fungujícího přístroje a minimalizace dávek.

Jako poslední faktor, který zřetelně ovlivňuje dávky zdravotnického personálu, je samotný pacient, jeho tělesná konstituce a zdravotní stav, neboť zcela nespolupracující

a obézní pacient je obtížnou variantou. Bylo by zajímavé zkoumat, v jakém poměru se tento typ objevuje na IK a IR a jak celkově ovlivní dávku.

6. Závěr

Hlavním tématem bakalářské práce bylo zkoumání osobních dávek ionizujícího záření pracovníků na intervenční radiologii a intervenční kardiologii a jejich vzájemná komparace.

V teoretické části této práce byly zmíněny vlastnosti ionizujícího záření. Vysvětluje se zde interakce ionizujícího záření s hmotou a buňkami a jeho dopad na lidské zdraví. V neposlední řadě je zde nastíněna problematika hygieny záření z hlediska profesního ozáření a legislativa, která upravuje evidenci dávkových parametrů v celé Evropské unii. V této části je i výčet výkonů, prováděných na zmíněných pracovištích a poukazuje se zde na potřebu vybavení pracovišť.

Praktická část zpracovala osobní dávkové ekvivalenty jednotlivých pracovníků intervenční kardiologie a intervenční radiologie získané od ústavu Celostátní služby osobní dozimetrie Praha, která tyto dávky vyhodnocuje. Data byla zpracována do grafů a vzájemně porovnána.

Cíle práce byly formulovány a splněny následujícím způsobem:

- Vytvořit přehledy měsíčních osobních dávkových ekvivalentů (ODE) pro 5 lékařů IK, 4 lékaře IR, 1 radiologického asistenta a 6 zdravotních sester IK a 3 zdravotních sester IR.
- Na základě těchto přehledů vypočítat procentuálně počty měsíců, v nichž ODE byly spojeny s nižšími hodnotami ODE. **U lékařů IK je toto procento dáno 23 %, u lékařů IR 62 %, u asistujícího personálu IK 33 %, u asistujícího personálu IR 55 %.** Bylo by zajímavé zkoumat vyšší výskyty hodnot ODE v rámci zbývajících měsíců
- Určit průměrné měsíční ODE u lékařů IK a IR, asistujícího personálu IK a IR. Získané hodnoty v mSv jsou u lékařů **IK 0,76 mSv** a u **IR 0,40 mSv**, u asistujícího personálu **IK 0,22 mSv** a **0,18 mSv na IR.**
- Komparovat hodnoty ODE v rámci IK a IR a vyvodit závěry vedoucí ke snížení radiační zátěže.

Na základě vymezených cílů byly stanoveny následující operacionalizované hypotézy H1 a H2 kvantitativního výzkumu:

H1 Efektivní dávky u kardiologů jsou vyšší než u radiologů.

H2 Efektivní dávky u asistujícího středního personálu na intervenční kardiologii jsou vyšší než u asistujícího středního personálu na intervenční radiologii.

Vzhledem k výsledkům, které byly uvedeny na základě popisu splnění cílů práce lze považovat obě hypotézy za **potvrzené**. Toto potvrzení je způsobeno jednak nižším počtem pracovišť IK, na které se soustředí větší počet pacientů, jednak nižším počtem pracovníků. Z toho vyplývá, že snížení profesního ozáření docílíme jednak dostatečným počtem kvalifikovaného personálu umožňující častější střídání, aktivním přístupem k dodržování radiační hygieny a velmi dobrou spoluprací celého týmu. Rezervy spojené s potvrzením hypotéz lze spatřovat v nižším počtu respondentů, tento nedostatek byl vyvážen obecnými předpoklady, které poskytuje medicínská praxe (viz údaje Státního úřadu radiační ochrany).

Přínosy práce lze spatřovat především v kvantifikaci rozdílů ODE v rámci IK a IR a ve vymezení možností snížení radiační zátěže. Navazujícími pracemi by mohlo být zkoumání příčin a měsíců (viz kumulativní četnosti v rámci prvních tří prvků škál), v nichž ODE dosahovalo vyšších hodnot. Rovněž by bylo zajímavé zkoumat difference příčin u lékařů a asistujícího personálu.

Radiologický asistent spolu s lékaři a dalšími zdravotnickými pracovníky používá radiologická zařízení pro vyšetření různých nemocí nebo jejich léčbu. Ionizující záření, které se zde používá, pomáhá tyto nemoci odhalit či léčit, ale na druhé straně může i ublížit, pokud by nebylo použito správně. Proto je nutné, aby se jak lékaři, tak i ostatní zaměstnanci neustále vzdělávali a prohlubovali tak své znalosti v oblasti vyšetřovacích metod ale i v radiační ochraně, a zamezili tím možnému poškození zdraví jak pacientova tak svého.

7. Použitá literatura:

1. BUSHBERG, J. T., 2012. *The essential physics of medical imaging*. 3rd ed. Philadelphia. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-0-7817-8057-5.
2. DENDY, P P. Radiation risks in interventional radiology. *The British Journal of Radiology* [online]. 2008, **81**(961), 1-7 [cit. 2017-03-25]. DOI: 10.1259/bjr/15413265. ISSN 0007-1285. Dostupné z: <http://www.birpublications.org/doi/10.1259/bjr/15413265>
3. FELTL, D., CVEK, D., 2008. *Klinická radiobiologie*. Havlíčkův Brod: Tobiáš. ISBN 978-807-3111-038.
4. FERDA, J., MÍRKA, H., BAXA, J., MALÁN, J. 2015. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-164-3.
5. FERDA, J., 2004. *CT angiografie*. Praha: Galén. ISBN 80-7262-281-1.
6. HEŘMANSKÁ, J., SINGER, J., 2005. *Klinická dozimetrie*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta. ISBN 80-7040-759-x.
7. HUŠÁK, V., 2009. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2350-0.
8. CHUDÁČEK, Z., 1995. *Radiodiagnostika*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-7013-114-4.
9. CHUDÁČEK, Z., 1986. *Radiodiagnostika pro mediky*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
10. KARETOVÁ, D., STANĚK, F., 2001. *Angiologie pro praxi*. Praha: Maxdorf. Postgraduální učebnice. ISBN 80-85912-52-x.
11. KLENER, V., 2000. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost. ISBN 80-238-3703-6.
12. KRAJINA, A., PEREGRIN, J. H., 2005. *Intervenční radiologie: miniinvazivní terapie*. Hradec Králové: Olga Čermáková. ISBN 80-86703-08-8.
13. KRAJINA, A., HLAVA, A., 1999. *Angiografie*. Hradec Králové: Nucleus HK. ISBN 80-901753-6-8.
14. KUNA, P., NAVRÁTIL, L., 2005. *Klinická radiobiologie*. Praha: Manus. ISBN 80-865-7109-2.
15. MILLER, D.L., 2008. OVERVIEW OF CONTEMPORARY INTERVENTIONAL FLUOROSCOPY PROCEDURES. *Health Physics* [online]., **95**(5), 638-644 [cit. 2017-

- 03-25]. DOI: 10.1097/01.HP.0000326341.86359.0b. ISSN 0017-9078. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00004032-200811000-00021>
16. NAVRÁTIL, L., ROSINA, J., 2005. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada. ISBN 80-247-1152-4.
17. NEKULA, J., 2005. *Radiologie*. 3. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 80-244-1011-7.
18. NIKLASON, L. T., MARX M. V., CHAN, H. P., 1993. Interventional radiologists: occupational radiation doses and risks. *Radiology* [online], **187**(3), 729-733 [cit. 2017-03-25]. DOI: 10.1148/radiology.187.3.8497622. ISSN 0033-8419. Dostupné z: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiology.187.3.8497622>
19. O'ROURKE, R. A., WALSH, R. A., FUSTER, V., 2010. *Kardiologie: Hurstův manuál pro praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3175-9.
20. PROCHÁZKA, V., ČÍŽEK, V., 2012. *Vaskulární diagnostika a intervenční výkony*. Praha: Maxdorf, Jessenius. ISBN 978-80-7345-284-1.
21. RADIOBIOLOGIE: *Rentgenové záření* [online]. [cit. 2017-03-25]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/14/145.html>
22. ROSINA, J., KOLÁŘOVÁ, H., STANEK, J., 2006. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada. ISBN 80-247-1383-7.
23. SEIDL, Z., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.
24. SINGER, J., HEŘMANSKÁ, J., 2004. *Principy radiační ochrany*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta. ISBN 80-7040-708-5.
25. SINGER, J., 2005. *Dozimetrie ionizujícího záření*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta. ISBN 80-7040-752-2.
26. SUJB.CZ – <http://www.sujb.cz/legislativa>
27. SÚRO: Desatero pro snížení dávek v intervenční kardiologii. [online]. [cit. 2017-03-18]. Dostupné: http://www.suro.cz/cz/lekarske/Intervencni_kardiologie.pdf
28. SVOBODA, M., 1976. *Základy techniky vyšetřování rentgenem: Učební text pro SZŠ, obor radiologických laborantů*. 2. doplněné vydání. Praha: Avicenum. Učebnice pro střední zdravotnické školy (Avicenum).
29. ŠMORANC, P., 2004. *Rentgenová technika v lékařství*. Pardubice: Střední průmyslová škola elektrotechnická a Vyšší odborná škola. ISBN 80-85438-19-4.

30. ULLMANN, Vojtěch. Radiační ochrana.[online]. [cit. 2017-03-18]. Dostupné z:<http://astronuklfyzika.cz/Radiacniochtrana.htm>
31. VAŇÓ, E, L GONZÁLEZ, E GUIBELALDE, J M FERNÁNDEZ a J I TEN. Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. *The British Journal of Radiology* [online]. 1998, **71**(849), 954-960 [cit. 2017-03-25]. DOI: 10.1259/bjr.71.849.10195011. ISSN 0007-1285. Dostupné z: <http://www.birpublications.org/doi/10.1259/bjr.71.849.10195011>
32. VANO, Eliseo, Luciano GONZALEZ, Jose M. FERNÁNDEZ a Ziv J. HASKAL. Eye Lens Exposure to Radiation in Interventional Suites: Caution Is Warranted. *Radiology* [online]. 2008, **248**(3), 945-953 [cit. 2017-03-25]. DOI: 10.1148/radiol.2482071800. ISSN 0033-8419. Dostupné z: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.2482071800>
33. VOMÁČKA, J., NEKULA, J., KOZÁK, J., 2012. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-3126-0.
34. http://www.icrp.org/docs/else_icrp_2006_catalogue_final.pdf
35. X-ray systém. [online]. [cit. 2017-03-18]. Dostupné z: <http://www.usa.philips.com/healthcare/product/HC722022CA/allura-xper-fd10-xray-system>.
36. ZÁŠKODNÝ, P., 2005. *Přehled základů teoretické fyziky (s aplikací na radiologii)*. Bratislava: Pedagogické vydavatelstvo DIDAKTIS. ISBN 80-89160-25-5
37. ZÁŠKODNÝ, P., HAVRÁNKOVÁ, R., HAVRÁNEK, J., VURM, V., 2011. *Základy statistiky (s aplikací na zdravotnictví)*. Praha: Curriculum. ISBN 978-80-87894-12-5.

8. Seznam tabulek, obrázků a grafů:

Tabulka 1: Porovnání charakteru deterministických a stochastických účinků záření na organismus

Tabulka 2: Základní limity stanovené zákonem 263/2016 Sb

Tabulka 3: Jakostní činitelé Q

Tabulka 4: Radiační váhové faktory

Tabulka 5: Tkáňové váhové faktory

Tabulka 6: Přehled koeficientů zeslabení pro různou tloušťku Pb

Tabulka 7: Množství prošlého rentgenového záření v závislosti na stínícím ekvivalentu a anodovém napětí

Tabulka 8: ODE Hp (10) lékaře č. 1 na IK [mSv]

Tabulka 9: Prvky škály a hodnoty ODE

Tabulka 10: Statistické zpracování

Tabulka 11: Přehled ročních efektivních dávek [mSv]

Tabulka 12: ODE Hp (10) lékaře č. 2 na IK [mSv]

Tabulka 13: Přehled celkových měsíčních ODE

Tabulka 14: Přehled ročních efektivních dávek [mSv]

Tabulka 15: ODE Hp (10) lékaře č. 3 na IK

Tabulka 16: Přehled celkových měsíčních ODE

Tabulka 17: Přehled ročních efektivních dávek [mSv]

Tabulka 18: ODE Hp (10) lékaře č. 4 na IK

Tabulka 19: Přehled celkových měsíčních ODE

Tabulka 20: Přehled ročních efektivních dávek

Tabulka 21: ODE Hp (10) lékaře č. 5 na IK

Tabulka 22: Přehled celkových měsíčních ODE

Tabulka 23: Přehled ročních efektivních dávek

Tabulka 24: ODE Hp (10) lékaře č. 1 na IR

Tabulka 25: Přehled celkových měsíčních ODE

Tabulka 26: Přehled ročních efektivních dávek

Tabulka 27: ODE Hp (10) lékaře č. 2 na IR

Tabulka 28: Přehled celkových měsíčních ODE

Tabulka 29: Přehled ročních efektivních dávek

Tabulka 30: ODE Hp (10) lékaře č. 3 na IR

Tabulka 31: Přehled celkových měsíčních ODE
Tabulka 32: Přehled ročních ekvivalentních dávek
Tabulka 33: ODE Hp (10) lékaře č. 4 na IR
Tabulka 34: Přehled celkových měsíčních ODE
Tabulka 35: Přehled ročních efektivních dávek v letech 2009 - 2015
Tabulka 36: ODE Hp (10) radiologického asistenta na IK
Tabulka 37: Přehled celkových měsíčních ODE
Tabulka 38: Přehled ročních efektivních dávek
Tabulka 39: ODE Hp (10) ZS č. 1 na IK
Tabulka 40: Přehled celkových měsíčních ODE
Tabulka 41: Přehled ročních efektivních dávek
Tabulka 42: ODE Hp (10) zdravotní sestry č. 2 na IK
Tabulka 43: Přehled celkových měsíčních ODE
Tabulka 44: Přehled ročních efektivních dávek
Tabulka 45: ODE Hp (10) zdravotní sestry č. 3 na IK
Tabulka 46: Přehled celkových měsíčních ODE
Tabulka 47: Přehled ročních efektivních dávek
Tabulka 48: ODE Hp (10) zdravotní sestry č. 4 na IK
Tabulka 49: Přehled celkových měsíčních ODE
Tabulka 50: Přehled ročních efektivních dávek
Tabulka 51: ODE Hp (10) zdravotní sestry č. 5 na IK
Tabulka 52: Přehled celkových měsíčních ODE
Tabulka 53: Přehled ročních efektivních dávek
Tabulka 54: ODE Hp (10) zdravotní sestry č. 6 na IK
Tabulka 55: Přehled celkových měsíčních ODE
Tabulka 56: Přehled ročních efektivních dávek
Tabulka 57: ODE Hp (10) zdravotní sestry č. 1 na IR
Tabulka 58: Přehled celkových měsíčních ODE
Tabulka 59: Přehled ročních efektivních dávek
Tabulka 60: ODE Hp (10) zdravotní sestry č. 2 na IR
Tabulka 61: Přehled celkových měsíčních ODE
Tabulka 62: Přehled ročních efektivních dávek
Tabulka 63: ODE Hp (10) zdravotní sestry č. 3 na IR

- Tabulka 64: Přehled celkových měsíčních ODE
- Tabulka 65: Přehled ročních efektivních dávek
- Tabulka 66: Komparace ročních efektivních dávek lékařů intervenční kardiologie a intervenční radiologie v jednotkách mSv
- Tabulka 67: Komparace ročních efektivních dávek u RA a ZS na IK a ZS na IR v jednotkách mSv
- Tabulka 68: Komparace ročních efektivních dávek RA na IK a IR v jednotkách mSv
- Obrázek 1: Spektrum elektromagnetického záření
- Obrázek 2: Základní schéma rentgenového zobrazení
- Obrázek 3: Fotoefekt
- Obrázek 4: Comptonův rozptyl
- Obrázek 5: Tvorba elektron-pozitronových párů
- Obrázek 6: Osobní filmový dozimetr
- Obrázek 7: Polygon absolutní četnosti
- Obrázek 8: Polygon relativní četnosti
- Obrázek 9: Polygon kumulativní četnosti
- Obrázek 10: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 11: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 12: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 13: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 14: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 15: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 16: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 17: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 18: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 19: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 20: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 21: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 22: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 23: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 24: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015
- Obrázek 25: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Obrázek 26: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Obrázek 27: Přehled ročních efektivních dávek v období 2009 – 2015

Obrázek 28: Graf k tabulce 66

Obrázek 29: Graf k tabulce 67

Obrázek 30: Graf efektivních dávek IK (lékařů a středního personálu)

Obrázek 31: Graf efektivních dávek IR (lékaři a střední personál)

Obrázek 32: Grafické zpracování tabulky 68

Příloha:

1. „Desatero pro snížení dávek v intervenční kardiologii“

Desatero pro snížení dávek v intervenční kardiologii
 Snížení dávek pacientovi vede vždy ke snížení dávek personálu

V posledních čtyřech desetiletích došlo k velkému rozvoji intervenčních výkonů, které se staly nedílnou součástí lékařské praxe. Ne všichni lékaři provádějící tyto výkony si však plně uvědomují, jaké dávky při těchto výkonech mohou oni sami i pacienti obdržet a jak je lze co nejvíce snížit. Pro minimalizaci dávek jak lékařům, tak i pacientům bylo navrženo „Desatero“, které zahrnuje postupy „správné“ praxe při lékařském ozaření.

- 1. Skiagrafičky „cine“ mód (SG) vs. skiaskopický mód (SS)**
 - Používejte SG mód pouze v nezbytné nutnosti.
 - Dávka při SG módu (při standardní frekvenci 15 fr/s, délce sekvence 10 s) je 10x – 15x vyšší než dávka při SS módu (při 10 s sekenci).
 - Zalámko dříve se podstatně více používal SS mód oproti SG módu, dnes je kvůli digitálnímu záznamu SG sekvence jejich používání srovnatelné, přestože to často není nutné.
 - Softwarově možností „Last Image Hold“ a záznamu SG sekvenčí redukuje nutnost opakování sekvenčí.
- 2. Výběr dávkového módu a zvětšení**
 - Používejte převážně „Low-dose“ mód, pokud je při něm kvalita obrazu dostatečná.
 - Při režimu zvětšení dochází na mnoha zařízeních k navýšení dávky pacientovi – poraďte se s radiologickým fyzikem, jestli k tomu dochází i na vašem zařízení, a na základě toho používejte zvětšení s rozvahou.
 - Při použití zvětšení a „high-dose“ módu zároveň může být dávka pacientovi až 20x vyšší.
 - Standardně je pro SG mód dostatečná frekvence 12 – 15 fr/s.
- 3. Použití wedge filtru**
 - Použitím wedge filtru se zlepši kontrast obrazu.
 - Redukuje prozařovaného objemu ze zmenši dávky pacientovi.
- 4. Správná kolimace**
 - Zmenši objem prozařované tkáně.
 - Redukuje rozptýlené záření, čímž se zlepši kontrast obrazu a zároveň se zmenši ozaření personálu.
 - Redukuje pravděpodobnost, že se budou překrývat pole při reorientaci svazku.
- 5. Velká vzdálenost ohnisko – kůže**
 - Dvojnásobná vzdálenost ohnisko – kůže zmenši dávky na kůži na čtvrtinu.
 - Třinásobná vzdálenost ohnisko – kůže zmenši dávky na kůži na devětinu.
 - Toto platí při zachování konstantní vzdálenosti ohnisko – detektor.
- 6. Malá vzdálenost pacient – detektor**
 - Umístění detektoru tak blízko k pacientovi, jak je to možné, vede k významnému snížení dávek pacienta i personálu.

Více informací na: <http://www.suro.cz>, <http://www.sus.cz>
 Český: <http://www.suro.cz>, <http://www.sus.cz>
 anglicky: <http://www.suro.cz>, <http://www.sus.cz>

Desatero pro snížení dávek v intervenční kardiologii
 Snížení dávek pacientovi vede vždy ke snížení dávek personálu

- 7. Použití vhodných projekcí**
 - Relativní dávka kardiologovi z jednotlivých projekcí pro SS mód vztaženo k PA projekci (LAO 0°; CD 0°)
 - Je-li to možné, používejte častěji PA projekce oproti bočním a sířným.
 - Sířná LAO projekce vede k dávkovému přikrovu až 15x vyššímu než u PA projekce.
 - Dávkový přikrov je ovládnut lékařem/rozmíst pacienta - při snímkování sířnějších pacientů přístroj automaticky volí vyšší dávkové přikrov.
- 8. Střídání projekcí**
 - Střídáte různé projekce, zvláště při léčbě CTO.
 - Ale POZOR, při změnách o malou úhly může docházet k překryvání polí, což zvyšuje pravděpodobnost poškození kůže.
 - Projekce, při kterých svazek neprochází stolem, používejte pouze, pokud je to nezbytné nutné.
- 9. Používejte ochranné pomůcky**
 - Ochranná zástěra a límec redukuje dávky personálu až o 95%.
 - Další redukce dávek je možná používáním ochranných brýlí, rukavic, závěsného stínění vedle stolu a stropního závěsu.
 - Stropní ochranný závěs dále redukuje rozptýlené záření až na 1/3.
- 10. PAMATUJTE!**
 - Údělka průměrných dávek při jednom typickém výkonu:
 - Intervenčního radiologa (arteriografie dolních končetin, PTA, nebo další typické vaskulární procedury)
 - Intervenčního kardiologa (CA, nebo PTCA)

Více informací na: <http://www.suro.cz>, <http://www.sus.cz>
 Český: <http://www.suro.cz>, <http://www.sus.cz>
 anglicky: <http://www.suro.cz>, <http://www.sus.cz>

2. Přístroj Allura Xper FD 10



3. Osobní ochranné prostředky pracovníků intervenční kardiologie



4. Akustický osobní dozimetr



Elektronický osobní dozimetr DMC 3000 je určen pro monitorování radiační zátěže osob. Dozimetr umožňuje měření, zobrazení a archivaci hodnot dávkového příkonu, dávkového ekvivalentu $H_p(10)$ a evidenci osobní dávky pracovníka.

5. Tabulka 10: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) lékaře č. 2 na intervenční kardiologii v letech 2009 – 2015 v jednotkách mSv

IK lékař 2	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc							
leden	0,10	0,23	1,36	0,12	2,60	0,84	0,90
únor	0,10	0,85	0,10	0,90	1,18	1,03	1,02
březen	0,10	0,10	0,32	0,70	1,54	2,68	1,17
duben	0,10	0,66	1,11	0,38	1,32	2,28	0,89
květen	0,10	1,15	3,62	0,56	0,84	3,11	0,57
červen	0,10	0,82	1,09	0,67	1,43	2,68	0,62
červenec	0,10	1,27	1,02	0,91	1,59	1,80	0,59
srpen	0,10	1,86	0,34	1,58	1,30	1,32	0,35
září	0,10	0,10	0,18	1,11	2,61	1,28	0,32
říjen	0,10	0,98	0,10	0,37	1,67	0,62	1,67
listopad	0,10	1,62	0,10	3,58	2,94	0,19	0,81
prosinec	0,10	1,35	0,10	0,81	2,12	0,71	0,59

Zdroj: Vlastní zpracování, 2016

Tabulka č. 11: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣODE	1,2	12,19	9,44	11,69	21,14	18,54	9,5

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

6. Tabulka 12: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) lékaře č. 3 na intervenční kardiologii v letech 2010 – 2015 v jednotkách mSv

IK lékař 3	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc						
leden	0,40	1,31	0,94	0,68	0,56	0,44
únor	0,39	0,10	0,55	0,62	1,48	0,66
březen	0,60	0,10	0,57	1,96	2,31	0,82
duben	0,60	0,44	1,13	1,58	1,37	0,70
květen	0,33	1,73	1,24	0,10	1,14	0,78
červen	0,58	1,96	0,39	1,36	1,29	0,88
červenec	1,13	1,67	1,16	0,42	1,08	0,50
srpen	1,18	0,82	0,95	0,96	0,76	0,28
září	1,90	0,53	0,99	0,74	1,44	0,18
říjen	0,99	0,10	1	1,76	0,58	1,12
listopad	2,48	0,10	0,71	2,63	0,10	0,63
prosinec	0,97	0,10	0,54	2,04	0,10	0,26

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 13: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2010 – 2015

Rok	2010	2011	2012	2013	2014	2015	
Σ ODE	11,55	8,96	10,17	14,85	12,21	7,25	

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

7. Tabulka 12: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) lékaře č. 3 na intervenční kardiologii v letech 2010 – 2015 v jednotkách mSv

IK lékař 3	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc						
leden	0,40	1,31	0,94	0,68	0,56	0,44
únor	0,39	0,10	0,55	0,62	1,48	0,66
březen	0,60	0,10	0,57	1,96	2,31	0,82
duben	0,60	0,44	1,13	1,58	1,37	0,70
květen	0,33	1,73	1,24	0,10	1,14	0,78
červen	0,58	1,96	0,39	1,36	1,29	0,88
červenec	1,13	1,67	1,16	0,42	1,08	0,50
srpen	1,18	0,82	0,95	0,96	0,76	0,28
září	1,90	0,53	0,99	0,74	1,44	0,18
říjen	0,99	0,10	1	1,76	0,58	1,12
listopad	2,48	0,10	0,71	2,63	0,10	0,63
prosinec	0,97	0,10	0,54	2,04	0,10	0,26

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 13: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2010 – 2015

Rok	2010	2011	2012	2013	2014	2015	
Σ ODE	11,55	8,96	10,17	14,85	12,21	7,25	

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

8. Tabulka 14: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) lékaře č. 4 na intervenční kardiologii v letech 2009 – 2015 v jednotkách mSv

IK lékař 4	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc							
leden	1,29	1,82	2,85	1,25	0,38	0,62	0,63
únor	1,30	1,47	0,10	1,85	0,72	1,01	0,68
březen	0,57	1,92	0,32	1,29	1,06	0,91	0,22
duben	1,13	1,57	0,71	1,31	0,93	1,52	0,27
květen	1,56	0,59	1,56	1,08	0,87	0,95	0,10
červen	1,20	1,59	1,37	1,45	1,04	1,49	0,10
červenec	2,09	4,39	1,40	1,08	1,77	1,25	0,25
srpen	0,60	3,43	1,30	1,35	0,57	3,64	0,72
září	0,95	2,76	1,37	1,22	1,21	1,63	0,40
říjen	0,93	1,07	0,32	0,29	1,42	1,39	0,49
listopad	2,54	3,32	1,83	0,95	1,09	0,86	0,40
prosinec	2,79	2,08	1,65	1,09	1,83	0,57	0,14

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 15: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣODE	16,95	26,01	14,78	14,21	12,89	15,84	4,4

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

9. Tabulka č. 16: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) lékaře č. 5 na intervenční kardiologii v letech 2009 – 2011 v jednotkách mSv

IK lékař 5	2009	2010	2011
měsíc			
leden	0,90	4,60	2,53
únor	1,78	6,94	0,12
březen	1,51	4,26	0,67
duben	2,40	2,47	0,54
květen	1,55	4,21	
červen	5,84	2,30	
červenec	5,03	5,08	
srpen	1,42	3,29	
září	4,44	4,08	
říjen	4,64	5,42	
listopad	4,27	5,76	
prosinec	3,04	4,25	

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 17: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2011

Rok	2009	2010	2011
ΣODE	36,82	52,66	3,86

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

10. Tabulka č. 18: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) lékaře č. 1 na intervenční radiologii v letech 2009 – 2015 v jednotkách mSv

IR lékař 1	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc							
leden		1,20	0,87	0,55	0,10	0,15	0,13
únor		0,76	1,09	0,10	0,33	0,21	0,13
březen		0,93	2,59	0,10	0,85	0,30	0,47
duben		0,67	0,32	0,10	0,60	0,10	0,21
květen		0,37	0,52	0,59	1,37	0,23	0,10
červen	0,73	0,27	1,49	0,48	0,24	1,13	0,10
červenec	0,73	0,32	1,45	0,13	0,10	0,10	0,10
srpen	0,70	0,26	0,40	0,68	0,37	0,10	0,10
září	1,08	0,46	1,45	0,12	0,10	0,80	0,10
říjen	1,22	2,31	0,60	0,22	0,48	0,52	0,10
listopad	0,10	0,97	0,43	0,46	0,21	0,21	0,18
prosinec	0,18	0,36	0,51	0,10	0,11	0,19	0,54

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 19: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣODE	4,74	8,88	11,72	3,63	4,86	4,04	2,26

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

11. Tabulka č. 20: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) lékaře č. 2 na intervenční radiologii v letech 2009 – 2015 v jednotkách mSv

IR lékař 2	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc							
leden		2,95	3,85	1,04	0,10	3,39	1,46
únor		0,28	2,20	0,10	0,60	0,44	3,78
březen		0,97	2,56	0,10	0,22	4,15	0,76
duben		1,68	2,38	0,10	0,10	0,32	0,52
květen		0,64	1,31	2,54	1,93	1,24	0,48
červen	4,04	1,89	2,81	3,32	0,57	1,86	0,55
červenec	0,10	2,47	1,05	0,10	1,47	0,66	0,10
srpen	1,57	0,10	0,53	0,66	0,97	0,61	0,10
září	0,10	2,51	2,46	0,60	1,48	1,07	1,95
říjen	2,31	2,18	1,37	1,92	0,48	0,10	0,52
listopad	0,25	2,52	2,86	1,07	0,96	0,75	0,83
prosinec	0,27	1,86	1,54	1,01	4,67	1,17	0,22

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 21: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣODE	8,64	20,05	24,92	12,56	13,55	15,76	11,27

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

12. Tabulka 22: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) lékaře č. 3 na intervenční radiologii v letech 2010 – 2014 v jednotkách mSv

IR lékař 3	2010	2011	2012	2013	2014
měsíc					
leden	0,10	1,61	0,10	2,06	0,43
únor	0,10	0,88	0,16	0,35	0,12
březen	0,12	1,57	0,10	0,74	0,26
duben	0,23	0,62	0,10	1,05	0,47
květen	0,10	0,92	1,05	0,39	0,24
červen	0,10	0,55	0,79	0,28	0,10
červenec	0,10	0,63	1,77	0,88	0,10
srpen	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10
září	0,10	1,31	1,45	0,58	0,10
říjen	0,10	0,15	1,22	0,41	0,10
listopad	0,12	1,48	1,55	1,29	0,10
prosinec	0,10	0,95	0,10	0,41	0,10

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 23: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2010 – 2014

Rok	2010	2011	2012	2013	2014
Σ ODE	1,37	10,77	8,49	8,54	2,22

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

13. Tabulka 24: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) lékaře č. 4 na intervenční radiologii v letech 2013 – 2015 v jednotkách mSv

IR lékař 4	2013	2014	2015
měsíc			
leden	0,10	0,10	0,10
únor	0,10	0,10	0,16
březen	0,10	0,10	0,16
duben	0,14	0,10	0,35
květen	0,16	0,10	0,10
červen	0,10	0,10	0,10
červenec	0,10	0,10	0,13
srpen	0,10	0,10	0,10
září	0,56	0,10	0,20
říjen	0,10	0,10	0,25
listopad	0,11	0,10	0,32
prosinec	0,23	0,10	0,25

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 25: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2015

Rok	2013	2014	2015
Σ ODE	1,90	1,2	2,22

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

14. Tabulka 26: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) radiologického asistenta na intervenční kardiologii v letech 2009 – 2015 v jednotkách mSv

IK RA	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc							
leden	0,1	0,1	0,48	0,43	0,15	0,24	0,26
únor	0,15	0,24	0,11	0,46	0,27	0,49	0,2
březen	0,1	0,2	0,33	0,32	0,39	0,39	0,14
duben	0,11	0,31	0,34	0,3	0,28	0,4	0,12
květen	0,1	0,18	0,47	0,39	0,3	0,41	0,16
červen	0,11	0,12	0,43	0,35	0,29	0,42	0,12
červenec	0,1	0,13	0,46	0,29	0,39	0,55	0,15
srpen	0,1	0,48	0,19	0,38	0,36	0,15	0,19
září	0,1	0,45	0,56	0,36	0,15	0,3	0,16
říjen	0,1	0,32	0,26	0,39	0,34	0,32	0,25
listopad	0,1	0,63	0,2	0,45	0,45	0,22	0,20
prosinec	0,12	0,13	0,11	0,31	0,57	0,22	0,15

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 27: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣODE	1,29	3,29	3,94	4,54	3,57	4,74	2,10

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

15. Tabulka 28: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) zdravotní sestry č. 1 na intervenční kardiologii v letech 2009 – 2015 v jednotkách mSv

Kardiologie ZS1	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc							
leden	0,10	0,13	0,42	0,14	0,10	0,12	0,11
únor	0,35	0,21	0,10	0,24	0,16	0,30	0,16
březen	0,17	0,38	0,11	0,21	0,10	0,24	0,11
duben	0,25	0,23	0,21	0,11	0,16	0,26	0,12
květen	0,14	0,29	0,36	0,20	0,10	0,25	0,10
červen	0,18	0,19	0,36	0,14	0,10	0,27	0,23
červenec	0,21	0,23	0,30	0,13	0,25	0,15	0,11
srpen	0,11	0,43	0,10	0,27	0,11	0,36	0,10
září	0,24	0,34	0,10	0,20	0,19	0,15	0,10
říjen	0,13	0,38	0,10	0,14	0,25	0,24	0,12
listopad	0,10	0,25	0,10	0,29	0,25	0,10	0,15
prosinec	0,10	0,2	0,10	0,21	0,10	0,16	0,13

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 29: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣODE	2,08	3,26	2,36	2,28	1,87	2,6	1,54

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

16. Tabulka 30: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) zdravotní sestry č. 2 na intervenční kardiologii v letech 2009 – 2015 v jednotkách mSv

Kardiologie ZS2	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc							
leden	0,24	0,19	0,10	0,14	0,10	0,10	0,21
únor	0,22	0,10	0,10	0,10	0,10	0,24	0,18
březen	0,15	0,15	0,10	0,10	0,11	0,13	0,20
duben	0,51	0,10	0,10	0,10	0,16	0,19	0,26
květen	0,10	0,10	0,24	0,10	0,10	0,46	0,20
červen	0,21	0,10	0,18	0,10	0,10	0,56	0,14
červenec	0,13	0,10	0,10	0,10	0,10	0,52	0,10
srpen	0,21	0,20	0,24	0,10	0,10	0,17	0,10
září	0,18	0,10	0,10	0,10	0,11	0,37	0,13
říjen	0,10	0,11	0,10	0,10	0,13	0,35	0,10
listopad	0,10	0,10	0,10	0,10	0,20	0,14	0,16
prosinec	0,10	0,13	0,10	0,10	0,19	0,46	0,11

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka č. 31: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣODE	2,25	1,48	1,56	1,24	1,31	3,69	1,89

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

17. Tabulka 32: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) zdravotní sestry č. 3 na intervenční kardiologii v letech 2009 – 2015 v jednotkách mSv

Kardiologie ZS3	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc							
leden	0,10	0,21	0,67	0,40	0,15	0,12	0,19
únor	0,10	0,35	0,10	0,39	0,32	0,33	0,22
březen	0,24	0,25	0,26	0,36	0,33	0,38	0,15
duben	0,34	0,18	0,46	0,22	0,28	0,44	0,10
květen	0,14	0,34	0,57	0,55	0,11	0,25	0,11
červen	0,14	0,41	0,44	0,27	0,30	0,38	0,10
červenec	0,17	0,25	0,45	0,13	0,20	0,35	0,10
srpen	0,24	0,40	0,21	0,31	0,24	0,22	0,10
září	0,34	0,44	0,10	0,33	0,39	0,32	0,12
říjen	0,26	0,35	0,10	0,25	0,33	0,42	0,13
listopad	0,17	0,79	0,10	0,44	0,43	0,23	0,23
prosinec	0,24	0,35	0,10	0,10	0,40	0,26	0,12

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 33: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣODE	2,48	4,32	3,56	3,75	3,48	3,7	1,67

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

18. Tabulka 34: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) zdravotní sestry č. 4 na intervenční kardiologii v letech 2009 – 2015 v jednotkách mSv

Kardiologie ZS4	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc							
leden	0,31	0,21	0,62	0,27	0,17	0,14	0,23
únor	0,35	0,17	0,10	0,39	0,15	0,20	0,20
březen	0,16	0,30	0,17	0,35	0,26	0,34	0,29
duben	0,34	0,44	0,30	0,20	0,26	0,33	0,20
květen	0,27	0,29	0,36	0,23	0,18	0,29	0,10
červen	0,26	0,37	0,28	0,15	0,14	0,10	0,10
červenec	0,22	0,26	0,10	0,28	0,24	0,21	0,11
srpen	0,14	0,31	0,48	0,18	0,18	0,43	0,15
září	0,24	0,29	0,19	0,23	0,30	0,30	0,17
říjen	0,23	0,33	0,20	0,15	0,19	0,49	0,24
listopad	0,27	0,49	0,27	0,22	0,23	0,31	0,20
prosinec	0,32	0,27	0,10	0,11	0,48	0,21	0,25

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 35: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣODE	3,11	3,73	3,17	2,76	2,78	3,35	2,24

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

19. Tabulka 36: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) zdravotní sestry č. 5 na intervenční kardiologii v letech 2009 – 2014 v jednotkách mSv

Kardiologie ZS5	2009	2010	2011	2012	2013	2014
měsíc						
leden	0,14	0,10	0,24	0,10	0,42	0,19
únor	0,10	0,22	0,28	0,10	0,36	0,10
březen	0,10	0,27	0,34	0,14	0,43	0,37
duben	0,24	0,24	0,25	0,37	0,32	0,25
květen	0,36	0,19	0,19	0,44	0,32	0,13
červen	0,30	0,17	0,30	0,41	0,37	0,32
červenec	0,34	0,32	0,46	0,25	0,29	0,35
srpen	0,37	0,12	0,23	0,60	0,41	0,12
září	0,10	0,19	0,35	0,32	0,36	0,36
říjen	0,24	0,21	0,28	0,26	0,29	0,40
listopad	0,10	0,27	0,30	0,28	0,32	0,32
prosinec	0,10	0,20	0,10	0,22	0,32	0,10

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka č. 37: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2014

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014
ΣODE	2,49	2,51	3,29	3,49	4,21	3,01

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

20. Tabulka 38: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) zdravotní sestry č. 6 na intervenční kardiologii v letech 2009 – 2014 v jednotkách mSv

Kardiologie ZS6	2009	2010	2011	2012	2013	2014
měsíc						
leden	0,10	0,19	0,22	0,55	0,18	0,14
únor	0,60	0,41	0,37	0,10	0,39	0,13
březen	0,11	0,11	0,37	0,32	0,45	0,22
duben	0,40	0,43	0,44	0,31	0,32	0,26
květen	0,31	0,31	0,24	0,35	0,25	0,17
červen	0,39	0,30	0,61	0,29	0,21	0,18
červenec	0,24	0,24	0,53	0,45	0,23	0,31
srpen	0,23	0,10	0,20	0,33	0,27	0,17
září	0,10	0,10	0,32	0,28	0,26	0,19
říjen	0,19	0,10	0,16	0,11	0,14	0,21
listopad	0,17	0,10	0,46	0,10	0,21	0,10
prosinec	0,36	0,10	0,79	0,20	0,11	0,10

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 39: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2014

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014
ΣODE	3,20	2,39	4,71	3,39	3,02	2,18

Zdroj: vlastní zpracování 2016

21. Tabulka 40: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) zdravotní sestry č. 1 na intervenční kardiologii v letech 2009 – 2015 v jednotkách mSv

IR ZS 1	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc							
leden		0,25	0,10	0,14	0,20	0,15	0,10
únor		0,014	0,10	0,10	0,14	0,10	0,10
březen		0,12	0,70	0,10	0,10	0,46	0,10
duben		0,18	0,25	0,10	0,10	0,10	0,10
květen		0,10	0,10	0,16	0,10	0,10	0,30
červen	0,32	0,28	0,31	0,10	0,11	0,10	0,10
červenec	0,10	0,19	0,36	0,33	0,11	0,10	0,10
srpen	0,32	0,10	0,31	0,10	0,10	0,13	0,10
září	0,10	0,16	0,32	0,16	0,17	0,10	0,10
říjen	0,20	0,14	0,15	0,10	0,11	0,10	0,10
listopad	0,17	0,10	0,39	0,31	0,10	0,10	0,10
prosinec	0,10	0,10	0,10	0,10	0,26	0,12	0,10

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 41: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
ΣODE	1,31	1,86	3,19	1,70	1,60	1,66	1,40

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

22. Tabulka 42: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) zdravotní sestry č. 2 na intervenční kardiologii v letech 2012 – 2015 v jednotkách mSv

IR ZS 2	2012	2013	2014	2015
měsíc				
leden	0,16	0,10	0,73	0,10
únor	0,10	0,10	0,45	0,10
březen	0,10	0,10	0,10	0,22
duben	0,10	0,10	0,10	0,10
květen	0,10	0,27	0,10	0,14
červen	0,40	0,10	0,10	0,11
červenec	0,39	0,10	0,68	0,42
srpen	0,14	0,34	0,10	0,16
září	0,10	0,17	0,10	0,16
říjen	0,10	0,10	0,10	0,10
listopad	0,10	0,10	0,68	0,14
prosinec	0,25	0,10	0,3	0,10

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

Tabulka 43: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2012 – 2015

Rok	2012	2013	2014	2015
Σ ODE	2,04	1,68	3,54	1,85

Zdroj: vlastní zpracování, 2016

23. Tabulka 44: Osobní dávkové ekvivalenty Hp (10) u zdravotní sestry č. 3 na intervenční radiologii v letech 2009 – 2015 v jednotkách mSv

IR ZS 3	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
měsíc							
leden		0,38	1,21	1,32	0,35	0,36	0,1
únor		0,59	1,09	0,1	0,11	0,24	1,03
březen		0,18	0,98	0,1	0,28	0,31	0,1
duben		0,43	0,72	0,1	0,72	0,11	0,1
květen		0,28	0,74	0,53	0,27	0,53	0,13
červen	0,13	0,86	0,81	1,03	0,1	0,65	0,1
červenec	0,14	0,72	0,1	0,28	0,38	0,2	0,1
srpen	0,6	0,11	0,11	0,47	0,44	0,13	0,1
září	0,1	1,03	0,92	0,75	0,14	0,44	0,15
říjen	0,56	1,25	0,86	0,7	0,56	0,28	0,13
listopad	0,51	0,87	0,78	0,45	0,38	0,21	0,1
prosinec	0,18	0,52	0,36	0,54	0,25	0,11	0,1

Zdroj: Vlastní zpracování, 2016

Tabulka 45: Přehled celkových měsíčních ODE v letech 2009 – 2015

Rok	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
Σ ODE	2,3	7,22	8,68	6,37	4,1	3,57	2,24

Zdroj: vlastní zpracování 2016

9. Seznam použitých zkratek

ALARA	as low as reasonably achievable - tak nízká, jak lze rozumně dosáhnout
AG	angiografie
CD	kompaktní disk
CT	počítačová tomografie
D	dávka
DNA	deoxyribonukleová kyselina
DVD	formát optického digitálního nosiče
DSA	digitální subtrakční angiografie
E	energie
EKG	elektrokardiografie
GIT	gastrointestinální trakt
H	vodík
H ₂ O	voda
HU	Hounsfieldovy jednotky
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICHS	ischemická choroba srdeční
IK	intervenční kardiologie
IR	intervenční radiologie
IVUS	intravaskulární ultrazvuk
IZ	ionizující záření
O ₂	kyslík
ODE	osobní dávkový ekvivalent
PACS	(picture archiving and communication systém) obrazový, archivační a komunikační systém
Pb	olovo
PTA	perkutánní transluminální angioplastika
PTCA	perkutánní transluminální koronární angioplastika
RA	radiologický asistent
RNA	ribonukleová kyselina
RTG	rentgenové záření

SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
SÚRO	Státní ústav radiační ochrany
VPS	venosní port systém
Z	protonové číslo
ZS	zdravotní sestra

Seznam použitých jednotek SI

cm	centimetr
Gy	gray
J	joule
Kg	kilogram
keV	kiloelektronvolt (tisíc elektronvoltů)
kV	kilovolt (tisíc voltů)
mAs	miliampersekunda
mm	milimetr
Sv	sievert