



Zdravotně  
sociální fakulta  
Faculty of Health  
and Social Sciences

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

**Radiační zátěž pacientů v intervenční radiologii**

## **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

Studijní program: **RADIOLOGICKÁ ASISTENCE**

**Autor:** Karla Malínská

**Vedoucí práce:** Mgr. Renata Havránková, Ph.D.

České Budějovice 2024

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci s názvem „Radiální zátěž pacientů v intervenční radiologii“ jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů 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 jejích internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby 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 9. 5. 2024

.....

Karla Malínská

## **Poděkování**

Chtěla bych poděkovat Mgr. Renatě Havránkové, Ph.D. za její cenné rady, připomínky a vstřícný přístup při vedení této bakalářské práce.

# **Radiační zátěž pacientů v intervenční radiologii**

## **Abstrakt**

Problematika radiační zátěže pacientů je stále důležitým tématem v oblasti radiologie. Cílem bakalářské práce bylo zjistit průměrné efektivní dávky pacientů, kteří podstoupili skiaskopicky naváděný intervenční výkon na vybraném pracovišti.

Teoretická část práce pojednává o využití ionizujícího záření v lékařské praxi, dále popisuje radiační zátěž pacientů a její specifika pro danou oblast. V neposlední řadě jsou shrnuty informace o současných možnostech intervenční radiologie.

V praktické části bakalářské práce byl zpracován vzorek dat z radiologického oddělení Nemocnice České Budějovice, a.s., který obsahoval přehled přímo měřitelných veličin ze skiaskopicky naváděných intervenčních výkonů. Pro zhodnocení radiační zátěže pacientů byla vybrána efektivní dávka, jelikož nabízí možnost zhodnocení rizik vyplývajících z lékařského ozáření pomocí jednoho čísla. Samotný odhad průměrných efektivních dávek byl proveden pomocí konverzních faktorů, které umožňují přepočítání přímo měřitelné veličiny KAP na efektivní dávku.

Výsledky praktické části práce odhalily, že se rizika spojená s radiační zátěží ze skiaskopicky naváděných intervenčních výkonů dají považovat za minimální až nízká.

Z výsledků práce taktéž vyplývá, že se hodnoty efektivních dávek u jednotlivých pacientů poměrně liší.

## **Klíčová slova**

radiologie; intervenční radiologie; radiační zátěž; efektivní dávka, lékařské ozáření, radiobiologie

# **Radiation exposure of patients in interventional radiology**

## **Abstract**

The issue of patient radiation exposure remains an important topic in the field of radiology. The objective of the bachelor's thesis was to determine the average effective doses of patients who underwent fluoroscopy-guided interventional procedures at a selected workplace.

The theoretical part of the thesis discusses the use of ionizing radiation in medical practice and describes the specific radiation exposure for patients in the given area. Additionally, it provides an overview of the current possibilities of interventional radiology.

In the practical part of the bachelor's thesis, a sample of data from the radiology department of České Budějovice Hospital, a.s. was used. The effective dose was chosen as the measure to evaluate patient radiation exposure, as it allows for the assessment of risks associated with medical radiation using a single value. The estimation of average effective doses was conducted using conversion factors, which enable the conversion of the directly measurable KAP value into an effective dose.

The results of the practical part of the study revealed that the risks associated with radiation exposure from fluoroscopy-guided interventional procedures can be considered minimal to low. Furthermore, the results indicate that the values of effective doses vary significantly among individual patients.

## **Key words**

radiology; interventional radiology; radiation exposure; effective dose, medical radiation, radiobiology

# Obsah

Úvod.....	8
1 Teoretická část .....	9
1.1 Ionizující záření .....	9
1.1.1 Biologické účinky ionizujícího záření .....	10
1.1.2 Deterministické a stochastické účinky záření .....	11
1.2 Rentgenové záření.....	12
1.2.1 Rentgenka .....	13
1.2.2 Vznik rentgenového záření .....	14
1.2.3 Interakce záření s pacientem.....	16
1.3 Radiační ochrana.....	17
1.3.1 Principy radiační ochrany .....	17
1.3.2 Radiační ochrana v intervenční radiologii .....	19
1.4 Radiační zátěž pacientů .....	20
1.4.1 Vybrané veličiny.....	21
1.4.2 Metody měření dávek pacientů.....	24
1.4.3 Hodnocení radiačních dávek pacientů .....	25
1.5 Intervenční radiologie .....	26
1.5.1 Zobrazovací módy a techniky.....	26
1.5.2 Intervenční výkony .....	28

2	Cíl práce a výzkumná otázka .....	32
3	Metodika .....	33
4	Výsledky .....	36
4.1	Perkutánní transluminální angioplastika.....	36
4.2	Embolizace.....	37
4.3	Trombolýza .....	38
4.4	Kavální filtr.....	40
4.5	Výkony v oblasti srdce .....	41
4.6	Zavedení stentu .....	43
4.7	Perkutánní transhepatická drenáž a cholangiografie.....	44
4.8	Porovnání odhadů efektivních dávek u jednotlivých intervenčních výkonů ..	45
5	Diskuse.....	46
6	Závěr .....	54
7	Seznam použité literatury .....	56
8	Seznam tabulek, obrázků a grafů .....	61
9	Seznam zkratk .....	63

## Úvod

V moderní medicíně hrají intervenční radiologické postupy klíčovou roli nejen při diagnostice, ale zejména při léčbě široké škály onemocnění. Intervenční procedury umožňují lékařům přesné a efektivní zásahy s minimálně invazivním charakterem. Jejich nezbytnou součástí je používání zobrazovacích metod, které využívají vlastností ionizujícího nebo neionizujícího záření. Pro účely posouzení radiační zátěže pacientů jsou v této bakalářské práci zvoleny skiaskopicky naváděné intervenční výkony.

Skioskopie je radiologická zobrazovací metoda, během které je produkováno rentgenové záření. Pomocí této metody můžeme sledovat průběh intervenčních výkonů v reálném čase, což do značné míry usnadňuje celý proces. Radiační zátěž pacientů při skiaskopicky naváděných intervencích je komplexní problém, který vyžaduje zohlednění mnoha faktorů. Mezi tyto faktory patří druh procedury, délka expozice, použité techniky a přístroje, ale také individualita každého pacienta. Zvýšenou radiační dávku pacientů můžeme pozorovat při opakovaných zobrazeních nebo při dlouhých a komplikovaných výkonech. Některé skupiny pacientů lze považovat za citlivější k účinkům radiační expozice, a to zejména děti, těhotné ženy a jedince s chronickým onemocněním.

S narůstajícím počtem intervenčních procedur roste také obava z nadměrné expozice ionizujícím zářením a s tím spojenými riziky. Důsledným sledováním a snahou o optimalizaci radiační zátěže pacientů můžeme zajistit bezpečný a účinný průběh léčebných a diagnostických procedur.

Bakalářská práce objasňuje problematiku radiační zátěže pacientů v intervenční radiologii a poskytuje informace pro orientaci v této problematice. V praktické části práce jsou zkoumány a hodnoceny odhady průměrných efektivních dávek pacientů při vybraných intervenčních výkonech, které byly prováděny pod skiaskopickou kontrolou.



# 1 Teoretická část

Teoretická část bakalářské práce objasňuje problematiku radiační zátěže pacientů a související informace. Jednotlivá témata jsou rozdělena do kapitol, které se nejprve zabývají problematikou ionizujícího záření a jeho vlivem na lidský organismus. Dále se teoretická část práce zaměřuje na princip zobrazovacího řetězce, který využívá rentgenové záření a je třeba objasnit problematiku radiační ochrany. V oblasti radiační zátěže pacientů jsou vysvětleny nejčastěji používané veličiny pro oblast intervenční radiologie a metody hodnocení a měření dávek. Nakonec jsou popsána specifika intervenční radiologie, nejčastěji používané zobrazovací metody a vybrané intervenční výkony.

## 1.1 Ionizující záření

Ionizujícím zářením se rozumí typ záření, jehož částice nebo fotony elektromagnetického záření mají dostatečně vysokou energii k tomu, aby vyrazily elektrony z atomového obalu, čímž dojde k ionizaci látky. Pro odtržení elektronu z elektronového obalu atomu je zapotřebí dodat dostatečně velkou energii, která převyší vazebnou energii v atomu. Pro účely radiační ochrany se u typů ionizujícího záření, jako jsou fotonové (RTG nebo gama záření), elektronové ( $\beta^-$ ) anebo alfa záření, stanovuje energetická hranice na 5 keV. Pro neutrony a pozitrony ( $\beta^+$ ) nejsou definovány hodnoty prahových energií, a to zejména kvůli jejich pomalejšímu pohybu. (Ullmann, 2024)

Existují dva druhy mechanismů, pomocí kterých interaguje ionizující záření s hmotou. Tyto mechanismy dělíme na přímé a nepřímé. Přímě ionizující záření je označení pro záření, jehož kvanta nesou elektrický náboj a přímo vyrážejí či vytrhávají elektrony z atomů pomocí Coulombových elektrických sil. Do této kategorie patří záření alfa ( $\alpha$ ), beta minus ( $\beta^-$ ) a beta plus ( $\beta^+$ ), protonové záření ( $p^+$ ) a další. Nepřímě ionizující záření se vyznačuje tím, že jeho kvanta nejsou elektricky nabitá; místo toho přenášejí svou kinetickou energii na již nabitě částice. Tyto částice následně ionizují látku přímým působením na atomy. Do této kategorie patří rentgenové, gama a neutronové záření. (Ullmann, 2024)

### **1.1.1 Biologické účinky ionizujícího záření**

Účinky ionizujícího záření na živou hmotu jsou podřízeny stejným fyzikálním zákonům, které uplatňujeme i na neživé látky. Dopad na biologický organismus může být z časového hlediska přechodného nebo trvalého charakteru. Dopad **přechodného charakteru** můžeme pozorovat například u iontů, které mají sklony k rekombinaci. Tyto ionty vznikají v hmotě při přechodu elektronových obalů nebo atomových jader do excitovaných stavů. **Dlouhodobé změny** vyvolané ionizujícím zářením obvykle vznikají v důsledku chemických nebo tepelných vlivů. Odlišné mechanismy interakcí usnadňují transformaci energie ionizujícího záření na zvýšenou kinetickou energii napříč různorodým spektrem částic látek, díky čemuž dochází ke zvýšení tepelné energie. Mechanismus dopadu ionizujícího záření na živé organismy můžeme dále rozdělit na makroskopickou a mikroskopickou úroveň. Na **makroskopické úrovni** vede interakce ionizujícího záření s hmotou ke zvýšení její teploty, zatímco v **mikroskopickém měřítku** probíhají fyzikální, chemické nebo biologické změny, které do značné míry mění počáteční vlastnosti látky. Negativní dopad ionizujícího záření na živý organismus zahrnuje poškození biomolekul v buňce, zejména DNA, proteinů a lipidů. K těmto poškozením dochází dvěma různými mechanismy. (Podzimek, 2013)

Prvním druhem je **přímý účinek ionizujícího záření**, o kterém hovoříme při primární ionizaci biomolekul nebo při vlivu sekundárních produktů, které se projevují vyraženými elektrony z okolních molekul. Druhým typem je **nepřímý účinek ionizujícího záření**, ke kterému dochází prostřednictvím volných radikálů nebo reaktivních agens vznikajících při radiolýze vody, hovoříme tedy o chemickém narušení biomolekul. Krátká životnost volných radikálů představuje nebezpečí pouze pro okolní tkáň, které se nacházejí v bezprostřední vzdálenosti od zasažené biomolekuly. Oba účinky se většinou projevují současně a jejich dopad se liší v závislosti na druhu ionizujícího záření. (Havránková a kol., 2020)

Tyto dva druhy účinků ionizujícího záření při interakci s živou hmotou lze považovat za **fyzikální děje**, které jsou následovány **fyzikálně-chemickou fází, chemickou fází a biologickou fází**. (Podzimek, 2013)

Pro přehlednost jsou jednotlivé fáze uvedeny v tabulce 1, která shrnuje procesy jednotlivých fází včetně jejich doby trvání.

Fáze	Proces	Trvání
Fyzikální	Absorpce energie, ionizace	$10^{-16}$ s
Fyzikálně-chemická	Interakce iontů s molekulami, tvorba volných radikálů	$10^{-6}$ s
Chemická	Interakce volných radikálů s molekulami, buňkami a DNA	sekundy
Biologická	Smrt buněk, změny v genetických datech buněk, mutace	Desítky minut až desítky let

Tab. 1: Jednotlivé fáze interakcí s živou hmotou (Podzimek, 2013)

### 1.1.2 *Deterministické a stochastické účinky záření*

Působení ionizujícího záření na lidský organismus se z hlediska vztahu dávky a účinku dělí do dvou skupin. První skupinou jsou deterministické účinky neboli nepříznivé tkáňové reakce, které jsou obecně charakterizovány prahovou dávkou. Překročení prahové dávky vede k řadě změn na buněčné úrovni, včetně funkčního poškození buňky nebo její smrti. Závažnost poškození nad prahovou dávkou je přímo úměrná množství záření, které bylo obdrženo. Pokud nedojde k překročení prahové dávky, nedochází k žádnému funkčnímu poškození. Průběh a stupeň patologického procesu ovlivňují druh ionizujícího záření, jeho prostorové rozložení v organismu a časový průběh vzniku nežádoucích tkáňových reakcí. Z hlediska časového průběhu vzniku nežádoucích tkáňových účinků rozlišujeme časně a pozdní reakce. Časně reakce mohou vzniknout v časovém rozmezí několika hodin až týdnů a mohou mít buď zánětlivý charakter (v důsledku změněné propustnosti buněčných membrán a uvolňování histaminu) nebo se projevují ztrátou buněk. Mezi časně reakce patří například akutní nemoc z ozáření, akutní

radiodermatitida, lokální změny nebo zákal oční čočky. Dále sem patří i poškození plodnosti nebo vývoje plodu. (Havránková, 2020)

Druhou skupinou jsou stochastické účinky, které se týkají změn v genetickém materiálu buněk a platí pro ně bezprahový model dávka-účinek. S rostoucí dávkou se zvyšuje pravděpodobnost poškození buněk a vzniku mutací, které mohou vést k rozvoji maligního bujení nebo dědičným chorobám. Tyto účinky však nemají klinické odlišnosti od spontánně vzniklých případů onemocnění. Při vystavení organismu nízkým dávkám ionizujícího záření existuje vysoká pravděpodobnost, že organismus významně omezí vznik následků ozáření pomocí opravných mechanismů. Nicméně stále existuje riziko, že se některé buňky nepodaří organismu opravit nebo se opraví jen částečně, což vede k vzniku nestability v genetickém materiálu po ozáření. Tato nestabilita může vést ke změnám buněčné DNA a potenciálně k rozvoji stochastických účinků. (Havránková, 2020)

Je důležité zmínit, že jednotlivé tkáně a orgány v lidském těle mají různou úroveň náchylnosti k tvorbě nádorů. Mezi nejcitlivější oblasti patří kostní dřeň, žaludek, tlusté střevo, plíce a mléčná žláza. Jedním z důležitých aspektů, které je třeba brát v úvahu, je časový rámec, ve kterém dochází ke vzniku nádorového bujení. Leukémie, nádory štítné žlázy a nádory kostí se mohou objevit několik let po ozáření, zatímco většina ostatních zhoubných nádorů se obvykle objeví nejdříve 10 let po expozici. Mezi významné stochastické účinky záření patří genetické mutace buněk, známé jako gametická mutace, ke kterým dochází v jádrech zárodečných buněk (vajíček a spermií) v gonádách. Genetický dopad záření se odlišuje od mutací, ke kterým dochází spontánně. (Havránková, 2020)

## ***1.2 Rentgenové záření***

Rentgenové (RTG) záření je charakteristické svou schopností pronikat hmotou a vakuem díky velmi krátkým vlnovým délkám o vysoké frekvenci. Intenzita rentgenového záření klesá úměrně druhé mocnině vzdálenosti od jeho zdroje a šíří se po lineární trajektorii. Rentgenové paprsky mají schopnost ionizace, což znamená, že jejich energie je

dostatečná k uvolnění elektronů z atomů. Ačkoliv účinky ionizujícího záření představují určitá rizika pro živé organismy, lze jeho dopad na pacienta při rutinních vyšetřeních považovat za minimální. Rentgenové záření můžeme charakterizovat na základě jeho vlastností (Seidl, 2012):

– **Luminiscenční efekt:** Rentgenové záření může být přeměněno na viditelné světlo pouze při interakci s určitými látkami.

– **Fotochemický efekt:** Při vystavení fotografického materiálu rentgenovému záření dochází ke chemickým změnám jeho složení.

– **Ionizační efekt:** Energie nesená rentgenovým zářením je dostačující pro ionizaci atomů nebo molekul v ozářeném materiálu, což vede k tomu, že neutrální atomy se po interakci s rentgenovými paprsky stávají elektricky nabitými ionty.

– **Biologický účinek:** Rentgenové záření představuje riziko pro živé organismy a může způsobit trvalé poškození buněk a tkání. Během interakce záření s organismem jsou absorbovány ionizující částice, což způsobuje vypuzení elektronů z jejich oběžných drah (orbit) a vytváření záporně nabitých aniontů. Ionizované části molekul jsou charakteristické vysokou reaktivitou a projevují se kaskádou chemických reakcí, které mohou vést k buněčné smrti nebo změnám v genetické informaci.

### **1.2.1 Rentgenka**

Zdrojem záření nejen v diagnostice je rentgenka, která se skládá ze skleněné trubice udržované ve vakuu. V rentgence se nachází katoda, která se skládá z jednoho nebo více wolframových vláken umístěných v kovové misce nabitě záporným nábojem. Při zahřívání katody dochází k termoemisi, během které se uvolňují elektrony, které jsou následně odpuzovány záporně nabitou kovovou miskou. K termoemisi dochází konkrétně tehdy, když kov dosáhne teploty, která vyvolá emisi elektronů, překoná přitažlivé síly a umožní elektronům volný pohyb. Tyto uvolněné elektrony jsou pak Wehneltovým válcem směřovány k malé destičce umístěné na anodě. (Beneš a kol., 2022)

Anoda, obvykle tvořená wolframem, hraje také rozhodující roli během celého procesu. V současné době se využívají anody, které patří do kategorie RTM (rhenium-wolfram-molybdenum). Základními složkami rotujícího anodového disku jsou molybden a rhenium, prvky s vysokými teplotami tání, což umožňuje efektivní odvádění tepla z aktivní plochy. Pouze nepatrný podíl energie dopadajících elektronů (méně než 1 %) se přeměňuje na rentgenové záření, zatímco většina (99 %) se proměňuje na teplo. Aby bylo toto teplo během procesu efektivně odvedeno, je nutné provádět účinné chlazení anody. V rentgenových trubiciích s pevnou anodou se chlazení provádí prostřednictvím vody nebo jiných chladicích látek, jako je například olej, nebo jejich kombinace. Tato chladicí média slouží k efektivnímu odvodu tepla vyprodukovaného v důsledku procesu vzniku rentgenového záření. (Beneš a kol., 2022)

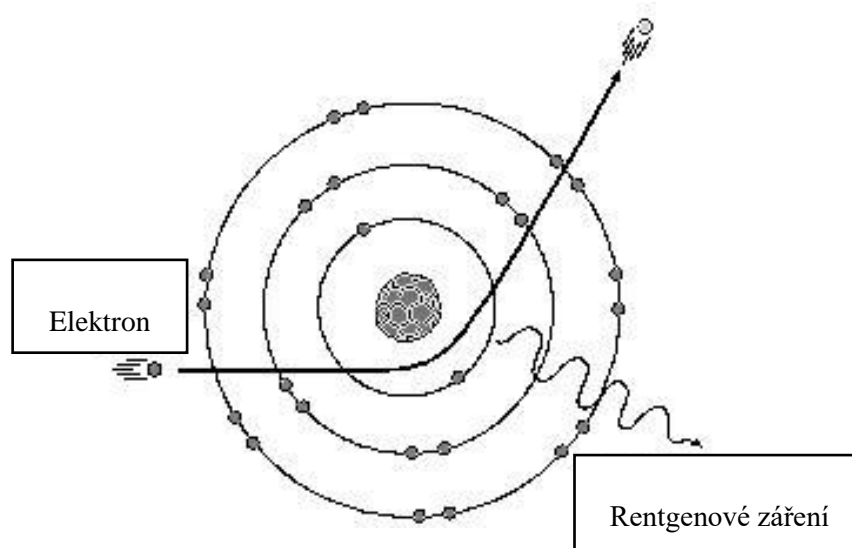
Naopak, u rentgenek s rotační anodou je chlazení realizováno pomocí rotace. Rotační pohyb anody má za následek neustálé změnění místa dopadu elektronového paprsku na jejím povrchu. Rychlost rotace anody se pohybuje v rozmezí od 3 000 do 20 000 otáček za minutu, což umožňuje rovnoměrné rozložení tepla a zabraňuje přehřátí. Tato inovativní metoda chlazení je klíčová pro udržení optimálních pracovních podmínek rentgenky s rotační anodou, kde je vysoký výkon kombinován s efektivním odvodem tepla. Kovový kryt chrání rentgenovou trubici před poškozením. V současné době se rentgenky s pevnou anodou používají zejména v zubních a univerzálních rentgenových přístrojích, zatímco rentgenky s rotační anodou se obecně využívají častěji. (Beneš a kol., 2022)

### ***1.2.2 Vznik rentgenového záření***

Rentgenové záření vzniká ve vakuovaných elektronkách, známých také jako rentgenky. Rentgenky fungují na podobném principu jako dioda, která je součástí obvodu s vysokým napětím v rozmezí přibližně 20–200 kV. Elektrony jsou vyzařovány z rozžhavené katody a urychlovány elektrickým napětím mezi katodou a anodou, následně dopadají na anodu. Množství emitovaných elektronů, a tedy i množství vyprodukovaného RTG záření, závisí na proudu, který prochází katodou. Obecně lze říci, že čím vyšší proud dodáme, tím více vznikne rentgenového záření. Elektrony pronikají anodou skrz vrstvy obalů atomů anody,

následně s nimi interagují a ztrácejí svou kinetickou energii. Většina energie se přeměňuje na teplo a přibližně 1 % se mění na RTG záření, produkované záření lze rozdělit na brzdné a charakteristické. (Malíková a kol., 2022)

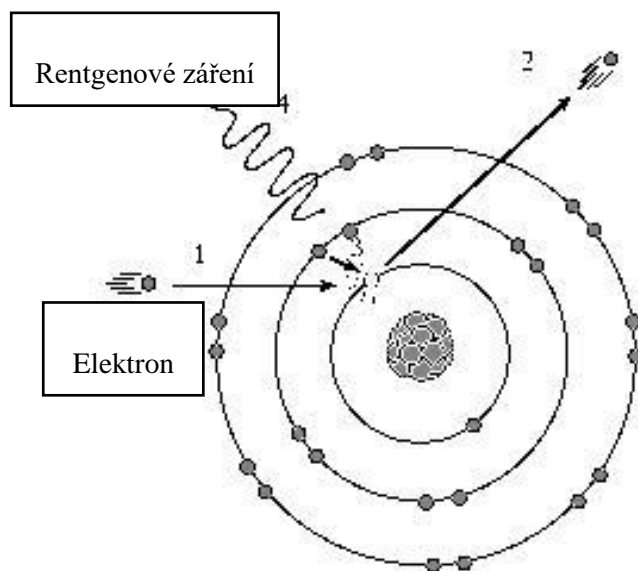
Vznik **brzdného** záření (obr. 1) je důsledkem interakce elektronu s jádrem atomu anody. Elektron je přitahován kladně nabitým jádrem, což má za následek změnu směru jeho letu a zpomalení rychlosti. Následně je rozdíl v kinetické energii vyzařován ve formě fotonu rentgenového záření s konkrétní vlnovou délkou. Vlnová délka fotonu je nepřímo úměrná jeho energii, takže čím kratší je vlnová délka, tím vyšší je vyzářená energie. Rychlost elektronů při dopadu přímo závisí na velikosti napětí mezi katodou a anodou; nastavením této hodnoty ovlivňujeme tvrdost a průnik rentgenového záření. S rostoucím anodovým napětím současně stoupá tvrdost a pronikavost RTG záření. Zároveň se energie a vlnová délka fotonu, který je vyzařován, mění v závislosti na vzdálenosti, kterou elektron při průletu od jádra urazí. Tato vzdálenost není konstantní. Lze říci, že čím blíže elektron proletí k jádru, tím více je zpomalován, a tím více energie je přenášeno vyzařovanému fotonu. Foton získává maximální energii při srážce s jádrem, kdy dochází k jeho zastavení na nulovou rychlost. (Malíková a kol., 2022)



Obr. 1: Vznik brzdného RTG záření (Michálek, 2010)

Druhým typem rentgenového záření je **charakteristické** (obr. 2). To vzniká při srážce letícího elektronu s elektronem, který pochází z obalu atomu na anodě. V důsledku toho

je elektron vyražen ze své orbity a je nahrazen elektronem ze vzdálenějších vrstev obalu. Při tomto ději je vyzářen foton charakteristického rentgenového záření. Energie tohoto nově vzniklého fotonu je dána rozdílem energií konkrétních hladin, ve kterých probíhal přenos elektronu. Mezi jednotlivými hladinami je stále stejný rozdíl energií pro daný materiál anody. Je důležité zmínit, že s rostoucím protonovým číslem anody stoupá i energie charakteristického záření. (Malíková a kol., 2022)



Obr. 2: Vznik charakteristického RTG záření (Michálek, 2010)

### 1.2.3 Interakce záření s pacientem

Při absorpci rentgenového záření v tkáni dochází k poklesu jeho intenzity, a to především v důsledku kombinace fotoefektu a Comptonova rozptylu. Během **fotoefektu** se energie, kterou nese primární foton, aktivně využívá k uvolnění elektronu z atomového obalu a současně se uvolněnému elektronu předává kinetická energie. Tento proces nakonec vede k zániku původního rentgenového fotonu. Elektron uvolněný během fotoefektu zde neukončí své interakce, může pokračovat a vyvolat sekundární ionizaci, která podnítlí vznik dalších elektronů v materiálu. V praxi můžeme pozorovat, že s rostoucí energií primárních fotonů výrazně klesá pravděpodobnost jejich absorpce fotoefektem. Kromě toho hraje zásadní roli atomové číslo absorbujícího materiálu, přičemž materiály s vyšším



atomovým číslem vykazují výraznější nárůst pravděpodobnosti absorpce. V důsledku toho vykazuje kostní tkáň při vystavení rentgenovému záření výrazně vyšší absorpční schopnost než měkké tkáně. (Beneš a kol., 2015)

Při **Comptonově rozptylu** dochází k přeměření primárních fotonů v důsledku interakce s volnými elektrony. Na rozdíl od fotoefektu nezávisí na atomovém čísle absorbujícího materiálu. V důsledku snížení energie sekundárního fotonu stoupá vlnová délka rozptýleného záření. Během této interakce předává primární foton část své energie okolnímu prostředí. Tento jev může negativně ovlivnit kvalitu snímků v medicínské diagnostice, protože způsobuje rozmazání obrazu a snižuje kontrast mezi tkáněmi. Vliv Comptonova rozptylu v kostech a měkkých tkáních je relativně stejný. (Beneš a kol., 2015)

Mimo tyto dva druhy interakce ionizujícího záření existují i další typy, mezi něž patří tvorba elektron-pozitronových párů, jaderný fotoefekt nebo interakce sekundárního záření. Tyto druhy interakcí nejsou v otázce radiační zátěže pacientů v intervenční radiologii nikterak podstatné. (Ullmann, 2024)

### ***1.3 Radiační ochrana***

Radiační ochrana je soubor opatření, které mají za cíl omezit nebo minimalizovat účinky ionizujícího záření. Jednotlivé prvky radiační ochrany se řídí vyhláškou č. 422/2016 Sb. o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, která stanovuje pravidla využívání zdrojů ionizujícího záření a způsoby radiační ochrany. (Ferda a kol., 2015)

#### ***1.3.1 Principy radiační ochrany***

Cílů radiační ochrany je dosahováno uplatňováním čtyř základních principů. Prvním principem je **princip zdůvodňování**. Každý lékařský postup, který zahrnuje expozici pacienta ionizujícím zářením, by měl být správně zdůvodněn, aby bylo možné posoudit jeho přínosy. Aplikace záření by tedy měla přinést diagnostické informace o onemocnění

nebo o možnostech zlepšení léčby. Před použitím zobrazovacích metod využívajících ionizující záření by měly být zváženy alternativní zobrazovací metody, jako je ultrazvuk nebo magnetická rezonance, při kterých není pacient vystaven radiační zátěži. Odborníci odhadují, že až 30 % radiodiagnostických výkonů je indikováno nesprávně a bez řádného zdůvodnění. V České republice existuje řada odborných souborů, které pomáhají indikujícím lékařům ve zdůvodňování lékařského ozáření. Mezi ně patří například „Indikační kritéria pro zobrazovací metody“ publikované v roce 2003 ve Věstníku Ministerstva zdravotnictví ČR. Existuje však i řada novějších směrnic vydaných v rámci odborných společností. (Súkupová, 2018)

Druhým principem je **princip optimalizace**, který si klade za cíl minimalizovat velikost dávek záření s ohledem na současné poznatky i ekonomické a sociální faktory. Tento princip je běžně známý jako ALARA, což znamená „tak nízké, jak je rozumně dosažitelné“. Důležitou roli hrají i pravidelné kontroly diagnostických referenčních úrovní (DRÚ). Tyto úrovně představují typické dávky záření pro standardní skupiny pacientů podstupujících běžné radiodiagnostické nebo intervenční radiologické postupy za použití specifického vybavení. DRÚ slouží jako směrné hodnoty pro lékařské ozáření a pomáhají při regulaci dávek záření. I když nejsou závazné, slouží jako počáteční měřítko pro optimalizační úsilí. Překročení DRÚ často vybízí k prozkoumání příčin zvýšené expozice pacientů a podporuje nápravná opatření, obvykle zahrnující úpravy vyšetřovacích technik. (Súkupová, 2018)

Třetím principem je **princip limitování dávek**. Při lékařském ozáření pacientů nejsou předepisovány žádné specifické dávkové limity, jelikož by mohlo dojít k výraznému omezení potenciálních zdravotních přínosů pro jednotlivé pacienty. Limity dávek jsou uplatňovány zejména pro zdravotnický personál, radiační pracovníky, učně, studenty, ale i na běžnou populaci. (Súkupová, 2018)

Posledním principem, který se uplatňuje při dosahování cílů radiační ochrany, je **princip zajištění zdrojů**. Tento princip zahrnuje pravidelné inspekce všech zdrojů ionizujícího záření, přičemž je kladen důraz na udržení stability a spolehlivosti každého zdroje nebo rentgenového systému. Před prvním užitím rentgenového systému se provádí akceptační test (zkouška softwaru těsně před začátkem jeho používání), následovaný průběžným hodnocením parametrů pomocí dlouhodobých a provozních testů. Detaily ohledně

rozsahu a frekvence těchto zkoušek jsou uvedeny v aktuálních předpisech a doporučeních Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB). (Súkupová, 2018)

### ***1.3.2 Radiační ochrana v intervenční radiologii***

Využití skiaskopicky naváděných intervenčních procedur je již běžnou součástí moderní medicíny. Ačkoliv se jedná o podstatně méně invazivní druhy procedur ve srovnání s otevřenými operacemi, je důležité nezapomínat na dopad účinků ionizujícího záření na lidský organismus. Dávky záření, které pacienti obdrží při skiaskopicky naváděných intervencích, mohou dosahovat takových hodnot, aby způsobily vznik deterministických účinků. Mimo to se zároveň zvyšuje i pravděpodobnost vzniku stochastických účinků. V současné době se v intervenční radiologii používají skiaskopická C-ramena, která jsou vybavena monitorovacím zařízením pro kontrolu dávek pacientů v reálném čase. Tato skutečnost nám umožňuje kontrolu obdržených dávek u pacientů a optimalizaci lékařského ozáření. (IAEA, 2024)

Mezi ochranné prvky pro pacienty patří olovnaté ubrusy vyrobené z lehkého jednorázového materiálu s ekvivalentem olova 0,1 mm, který je vidět na obrázku 3. Dále se v intervenční radiologii využívají ochranné štíty, které jsou umístěny mezi operátorem a pacientem. Štíty v značné míře redukuje rozptýlené záření a jejich správné umístění je klíčové pro redukci dávek. Pokud není štít dobře umístěn tak docílíme opačného efektu. (Garg a Shrigiriwar, 2021)



Obr. 3: Strategie ke snížení expozice záření (Kostova-Lefterova, 2022)

Ovladovny jsou vybaveny stavebními úpravami, které zahrnují olovněné desky ve dveřích, upravená skla s obsahem olova nebo omítky s obsahem síranu barnatého. Jako ochranný prvek se také používá plexisklo, hliník nebo beton. (Ferda a kol., 2015)

Pro zajištění bezpečnosti intervenčního pracoviště je třeba dodržovat určitá kritéria, která zahrnují například registraci skiaskopického zařízení a povolení k jeho provozu. Dále je třeba provádět pravidelné bezpečnostní testy a softwarové zkoušky před začátkem používání softwaru. V neposlední řadě je třeba monitorovat radiační dávky pacientů a personálu, které zároveň podléhají příslušným standardům. (IAEA, 2024)

#### **1.4 Radiační zátěž pacientů**

Intervenční radiologie se odlišuje od radiodiagnostiky především svou terapeutickou povahou. Přínos musí vždy převyšovat riziko spojené s radiační expozicí, nicméně některé intervenční postupy mohou vyžadovat výrazně vyšší dávky záření než u konvenčních diagnostických postupů. Dodržování principu ALARA tento rozpor často zmírňuje. (Ferda a kol., 2015)

Jak již bylo dříve zmíněno, deterministické účinky ionizujícího záření se projeví pouze tehdy, když dávka překročí prahovou hodnotu. Při skiaskopicky naváděných intervenčních výkonech se deterministické účinky vyskytují zejména na kůži nebo na očních čočkách. Oblast kůže, kde záření vstupuje do těla, dostává nejvyšší dávku záření ze všech tkání. Závažnost poranění se stupňuje s přibývajícím dávkou, přičemž velká poranění často odhalí svůj skutečný rozsah týdnů až měsíců po zákroku. Velmi vysoké dávky vyvolávají nežádoucí účinky do jednoho dne od zákroku. (Stecker a kol., 2009)

Zatímco značná část kontroly dávek záření se zaměřuje na deterministické účinky, je třeba brát v úvahu i stochastické účinky. Primárním problémem je rozvoj malignit, přestože pravděpodobnost radiací vyvolaného zhoubného nádoru v důsledku intervenčních procedur je relativně nízká ve srovnání s běžnou mírou výskytu zhoubných nádorů. (Stecker a kol., 2009)

#### **1.4.1 Vybrané veličiny**

**Absorbovaná dávka (D)** vyjadřuje střední množství energie  $dE$ , které je předáno prostředí určité hmotnosti  $dm$ . Jednotkou absorbované dávky je 1 gray (Gy) = (J · kg<sup>-1</sup>), což představuje energii záření v joulech, která je absorbována jedním kilogramem hmotnosti. Absorbovaná dávka je definována rovnicí (Rosina, 2022):

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

**Dávkový příkon (Gy · s<sup>-1</sup>)** pak definuje rychlost, jakou se absorbovaná dávka zvyšuje za jednotku času. (Rosina, 2022)

**Kerma (K)** je veličina pro nepřímo ionizující záření, v našem případě RTG paprsky, u kterého dochází ke zpožděnému předávání energie sekundárními částicemi, které dopadají mimo oblast primárního svazku. Její jednotkou je 1 Gy (J · kg<sup>-1</sup>). Kermu lze vypočítat pomocí vztahu (Rosina, 2022):

$$K = \frac{dE_k}{dm}$$

$dE_k$  představuje součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nepřímo ionizujícími částicemi v objemu hmotnosti  $dm$ . **Kermový příkon** ( $Gy \cdot s^{-1}$ ) určuje změnu kermy za jednotku času. (Rosina, 2022)

**Dopadající kerma ( $K_i$ )** je kerma měřená volně ve vzduchu v místě vstupu záření do pacienta bez započítání zpětného rozptylu. Pro její výpočet existuje více způsobů, nejčastější je následující (MZČR, 2015):

$$K_i = Y_r \cdot \left(\frac{r}{FSD}\right)^2 \cdot P_{It}$$

$Y_r$  představuje výtěžnost v definované vzdálenosti  $r$  od ohniska [ $mGy/mAs$ ]. **FSD** představuje vzdálenost ohniska od kůže [ $cm$ ].  $P_{It}$  představuje součin proudu rentgenky a expozičního času [ $mAs$ ]. (MZČR, 2015)

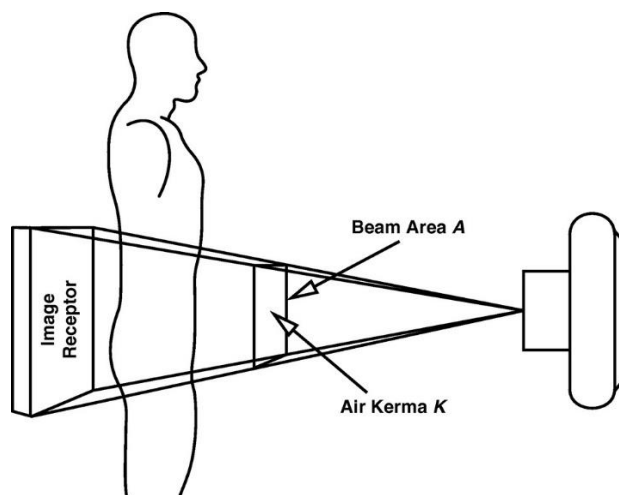
**Kerma ve vstupním referenčním bodě pacienta** je veličina, která se měří v tzv. referenčním bodě. U intervenčního rentgenového zařízení s C ramenem se tento bod nachází 15 cm od izocentra směrem k ohnisku. (MZČR, 2015)

**Vstupní povrchová kerma ( $K_e$ )** je veličina, která se měří v místě vstupu RTG záření do pacienta včetně započítání zpětného rozptylu. Pro výpočet využíváme následující vzorec (MZČR, 2015):

$$K_e = Y_r \cdot \left(\frac{r}{FSD}\right)^2 \cdot P_{It} \cdot B = K_i \cdot B$$

$Y_r$  představuje výtěžnost v definované vzdálenosti  $r$  od ohniska [ $mGy/mAs$ ]. **FSD** představuje vzdálenost ohniska od kůže [ $cm$ ].  $P_{It}$  představuje součin proudu rentgenky a expozičního času [ $mAs$ ].  $B$  představuje faktor zpětného rozptylu.  $K_e$  je dopadající kerma [ $mGy$ ]. (MZČR, 2015)

**Kerma Area Product (KAP)** se vypočítá vynásobením průměrné vzduchové kermy (v  $Gy$ ) příslušnou plochou průřezu rentgenového paprsku (v  $cm^2$ ), výslednou hodnotou je  $Gy \cdot cm^2$ . V kombinaci s údaji o kvalitě paprsku, individuálních charakteristikách pacienta a výběru zobrazovací techniky, umožňuje odhad orgánových dávek a posouzení radiačních rizik pacienta. Na obrázku 4 je znázorněna pozice pacienta vůči rentgence včetně plochy, která je ozařována. (Huda, 2014)



Obr. 4: Schéma RTG vyšetření, pozice rentgenky ve vztahu k pacientovy (Huda, 2014)

**Dávkový ekvivalent (H)** zohledňuje nejen absorbovanou dávku, ale i druh dopadajícího ionizujícího záření. Vypočítáme ho jako součin absorbované dávky **D** v konkrétní části tkáně nebo orgánu a jakostního činitele **Q**. Jednotkou dávkového ekvivalentu je sievert (Sv), který je definován jako ( $J \cdot kg^{-1}$ ). Vyjadřuje se následující rovnicí (Rosina, 2022):

$$H = Q \cdot D$$

**Ekvivalentní dávka (H<sub>T</sub>)** popisuje účinek ionizujícího záření na biologický organismus. Počítá jako součin radiačního váhového faktoru **w<sub>R</sub>** a střední absorbované dávky **D<sub>T,R</sub>** v orgánu nebo tkáni **T** pro ionizující záření typu **R**. Vyjadřuje se rovnicí (Rosina, 2022):

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R}$$

**Efektivní dávka (E)** hodnotí celotělovou radiační zátěž a její hodnota je ekvivalentní nerovnoměrnému ozáření tkání a orgánů. Jednotkou E je sievert (Sv), který je definován jako ( $J \cdot kg^{-1}$ ). Efektivní dávka je definována následující rovnicí (Rosina, 2022):

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T$$

**H<sub>T</sub>** představuje hodnotu ekvivalentní dávky a **W<sub>T</sub>** představuje tkáňový váhový faktor. Tkáňový váhový faktor bere v úvahu různou radiosenzitivitu jednotlivých tkání a orgánů při rovnoměrném celotělovém ozáření. (Rosina, 2022)

Pro odhad efektivní dávky při lékařských zobrazovacích postupech se používají různé metody. Převládající metoda, označená jako  $E_k$ , zahrnuje použití konverzního faktoru, který je specifický pro konkrétní zobrazovací modalitu. Je definována rovnicí (IAEA, 2007):

$$E_k = cF$$

$F$  představuje parametr konkrétní modality. Pro skiografii a skiaskopii to je vstupní povrchová vzduchová kerma nebo kerma area product. (IAEA, 2007)

#### **1.4.2 Metody měření dávek pacientů**

Měření radiačních dávek je nezbytným krokem pro optimalizaci radiační zátěže pacientů. Skiaskopicky naváděné intervenční výkony jsou v oblasti měření dávek pacientů poměrně specifické, a to zejména v důsledku změn expozičních parametrů a variability projekcí v průběhu výkonu. Pro výpočet orgánových dávek (zejména dávky na kůži) a výpočet efektivních dávek lze používat několik dozimetrických veličin, mezi které patří dopadající vzdušné kerma ( $K_i$ ), vstupní povrchová kerma ( $K_e$ ) a součin vzdušné kermu a plochy ( $P_{ka}$ ). (Súkupová, 2018)

Pro zjištění KAP hodnot se využívá KAP metr, ionizační komora u výstupu rentgenky, která je určená k měření průměrné dávky záření v ozařované oblasti, typicky vyjádřené v  $Gy \cdot cm^2$ . (IAEA, 2018)

Pro monitorování dávek na kůži se využívají termoluminiscenční dozimetry a gafchromické filmy, které se umísťují na povrch kůže pacienta v místě vstupu RTG paprsku. Další způsob monitorování dávky na kůži je pomocí kumulativní vzduchové kermu ve vstupním referenčním bodě pacienta, jejíž hodnotu lze získat z hlavičky DICOM (datový standard využívaný v medicíně). Tento bod se nachází 15 cm od izocentra směrem k ohnisku rentgenky. Je důležité zmínit, že přesnost hodnoty je úměrně závislá na množství jednotlivých projekcí. Lze tedy říci, že nejpřesnější hodnoty bychom dosáhli při použití pouze jednoho směru RTG paprsku, to se však nedá považovat za běžnou součást praxe. (IAEA, 2018)



Pro měření dávek pacientů lze využívat i řadu různých softwarů, které vypočítají obdrženou dávku s ohledem na měnící se parametry lékařského ozáření. Kromě výše uvedených metod měření dávek pacientů lze využít i strukturovaných zpráv o expoziční dávce, které obsahují informace o každém parametru výkonu. (Súkupová, 2018)

### ***1.4.3 Hodnocení radiačních dávek pacientů***

Pro hodnocení rizik spojených s lékařským ozářením je třeba sbírat a kontrolovat data, která vypovídají o radiační zátěži pacienta. Mezi kontrolované veličiny v intervenční radiologii patří celkový součin kermy a plochy, vzdušná kerma měřená v referenčním bodě, celkový skiaskopický čas a počet snímků, které byly pořízeny během vyšetření. Porovnávání nasbíraných dat pomáhá určit, zda dávka záření obdržená pacientem odpovídá očekávaným normám, a zároveň slouží jako nástroj pro optimalizaci. Mezi používané normy patří zejména národní radiologické standardy a diagnostické referenční úrovně. (SÚJB, 2021)

**Národní radiologické standardy (NRS)** představují komplexní soubor, který kromě jiných oblastí obsahuje standardy pro oblast angiografie a intervenční radiologie. Vymezuji přesné požadavky týkající se přístrojového vybavení pracoviště, požadavky na odbornost a odpovědnost personálu a dále nastiňují problematiku pokynů pro provádění konkrétních vyšetření, které jsou nezbytné pro zajištění přesné implementace radiologických technik. Hlavním cílem národních radiologických standardů je optimalizovat jak kvalitu péče, tak celkovou efektivitu intervenčních radiologických postupů. Dále slouží k formulování protokolů, komplexních dokumentů a doporučení, které se uplatňují jako nástroj pro optimalizaci a kontrolu klinické praxe. Mimo to slouží pro udržování optimálních postupů radiační ochrany v prostředích intervenční radiologie. NRS jsou vydány ve Věstníku ministerstva zdravotnictví (ročník 2011, část 9, strany 407 až 437). (MZČR, 2016)

Další normou pro hodnocení radiačních dávek pacientů jsou diagnostické referenční úrovně (DRÚ). Jedná se o číselné standardy přiřazené běžným typům lékařského ozáření pro standardní skupiny pacientů. Pro konkrétní pracoviště je třeba definovat tzv. „Místní

diagnostické referenční úrovně“ (MDRÚ), které se vypočítávají stanovením průměrné hodnoty z mediánů. V podstatě MDRÚ poskytuje standardizovaný referenční bod, který pomáhá zdravotnickým pracovníkům při posuzování a řízení úrovní radiační expozice během intervenčních procedur. (MZČR, 2015)

### ***1.5 Intervenční radiologie***

Koncept intervenční radiologie vychází z diagnostické angiografie, poprvé byl představen v roce 1963 Charlesem Dotterem během Československého radiologického kongresu konaného v Karlových Varech. (Rösch a kol., 2003)

Intervenční radiologie představuje specializovanou disciplínu, která se stala běžnou součástí současné medicíny. V rámci tohoto oboru provádějí lékaři intervenční výkony s minimálně invazivním charakterem za využití různých zobrazovacích metod. Mezi tyto metody patří zejména skiaskopie, magnetická rezonance, výpočetní tomografie nebo ultrazvuk. Benefity tohoto lékařského oboru vycházejí zejména z nižších nákladů, menší invazivity oproti otevřené chirurgii, menší bolestivosti a s tím spojené zkrácené doby rekonvalescence. (UVA Radiology, 2019)

Je však důležité zmínit, že u zobrazovacích modalit, které využívají ionizující záření, jsou pacienti vystaveni mnohem vyšším radiačním dávkám než v běžné diagnostické radiologii. Na dávku pacienta mají vliv mnohé faktory, mezi které patří filtrace a kolimace záření, volba projekcí, nastavení expozičních parametrů, velikost detektoru, vzdálenost ohniska od pacienta a vzdálenost pacienta od receptoru obrazu. Mimo tyto faktory má na radiační zátěž pacientů vliv i výběr zobrazovacího módu a techniky. (Hall a Giaccia, 2018)

#### ***1.5.1 Zobrazovací módy a techniky***

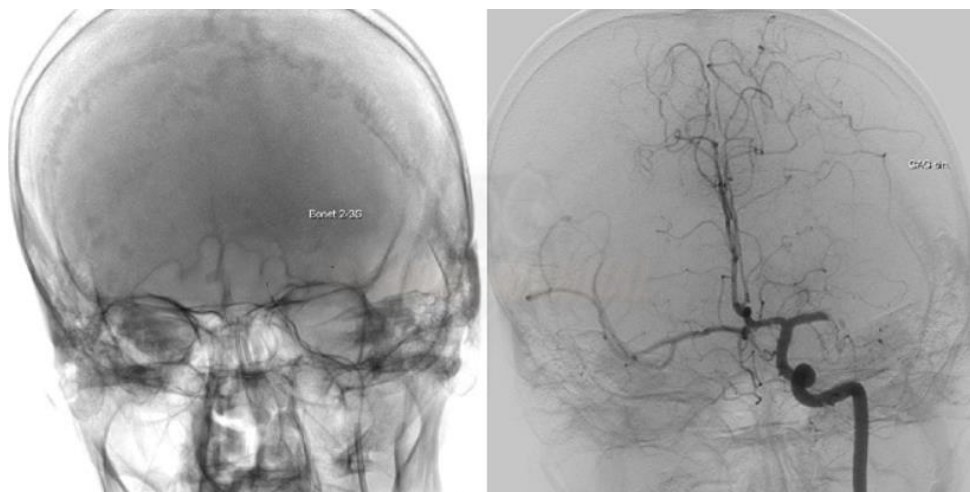
Volba zobrazovacího módu během intervenčního výkonu má přímý vliv na radiační zátěž pacientů. Existují dva druhy zobrazovacích módů, které rozlišujeme jako skiaskopický

a akviziční. Skiaskopie je rentgenová zobrazovací technika, která slouží k nepřetržitému monitorování výkonů v reálném čase. V současné době se především využívá pulzní skiaskopie, která dokáže pracovat i při nižším proudu a výrazně snižuje radiační dávku pacientů. Pulzní skiaskopie snímá s délkou pulzů 10–30 ms a s frekvencí 7,5–15 pulzů za sekundu (p/s). (Súkupová, 2018)

Druhým typem zobrazovacího módu je akvizice. **Akviziční mód** představuje speciální režim rentgenového zobrazení, který umožňuje sledovat dynamické procesy v těle pacienta, jako je například průběh naplnění určitého orgánu nebo tkáně kontrastní látkou. Charakteristické vlastnosti tohoto módu zahrnují použití vyššího proudu (přibližně 2–5krát vyššího než při skiaskopickém režimu) a nižší přídavné filtrace. Vyšší proud a nižší filtrace záření jsou zvoleny za účelem zvýraznění kontrastu v obraze a zlepšení viditelnosti tkáňových struktur. Důležitým parametrem při používání akvizičního módu je frekvence snímků za sekundu, která je obvykle udávána ve framech za sekundu (fr/s). (Súkupová, 2018)

Vliv zobrazovacích technik na radiační zátěž pacientů v intervenční radiologii spočívá zejména v zlepšené orientaci v prostoru, což má vliv na délku skiaskopického času a množství akvizičních snímků. Mimo to nám dále umožňují lepší zobrazení vyšetřované oblasti po podání kontrastních látek. Využívanými technikami v intervenční radiologii jsou digitální subtrakční angiografie a road-mapping. (Kessel a Robertson, 2011)

**Digitální subtrakční angiografie (DSA)** je převládající zobrazovací technikou angiografie (zobrazení cév), která využívá počítačovou technologii k odečtení počátečního snímku před podáním kontrastní látky, taktéž známé jako maska. Následně se od každého následujícího snímku, který byl proveden ve stejné projekci po podání kontrastní látky, tato maska odečítá. Po odečtení masky jsou zobrazeny pouze cévy značené kontrastem (obr. 5). Zatímco většina výkonů s použitím DSA techniky využívá pozitivní kontrastní látky, zejména jodové, stojí za zmínku, že v určitých případech lze použít i negativní kontrastní látky, jako je CO<sub>2</sub>. (Kessel a Robertson, 2011)



Obr. 5: Digitální substrakční angiografie, před a po kontrastní látce  
(Stroke Manual, 2021).

Zobrazovací technika **road-mapping** navazuje na obraz získaný pomocí DSA. Po maximální náplni cévy kontrastní látkou a odečtení masky vzniká obraz, ve kterém je zvýrazněn katetr, umožňující vstup do cévního řečiště pacienta. Tento obraz je následně přenášen do všech budoucích snímků, což umožňuje lepší orientaci v prostoru. (Kessel a Robertson, 2011)

### ***1.5.2 Intervenční výkony***

Jak již bylo dříve v této kapitole zmíněno, pojem intervenční radiologie zahrnuje zejména obrazem naváděné intervenční výkony, které dělíme na vaskulární a nevaskulární. **Vaskulární intervence** jsou minimálně invazivní procedury prováděné v cévním řečišti nebo skrze něj. Lze je klasifikovat na základě jejich dopadu na lumen cévy: některé mají za cíl zvětšit nebo otevřít lumen, zatímco jiné se zaměřují na jeho zúžení nebo úplné uzavření. (Kaufman a Lee, 2014)

Nejčastější chirurgickou metodou při vaskulárních intervencích je **Seldingerova technika**, která byla vyvinuta v roce 1953 a představovala významný pokrok v oblasti chirurgické medicíny. Nejprve se do podkoží aplikuje lokální anestetikum a poté se provede punkce tenkostěnnou jehlou. Nejčastěji se pro vstup do tepen volí femorální

tepna pod tříselným vazem, alternativním místem vpichu kromě třísla je punkce axilární tepny v úrovni krčku pažní kosti. Po punkci je do jehly zaveden krátký vodič, kterým se poté jehla vytáhne. Následně je pomocí vodiče do tepny zaveden speciální nástroj, který se nazývá sheath. Sheath má na svém konci membránu, která zabraňuje úniku krve. Poté je do sheathu zaveden delší vodič, jehož délka může být přizpůsobena potřebám daného vyšetření (například od třísla až po mozkové tepny). Na konec tohoto vodiče se nasadí vybraný typ katetru. Katetry jsou trubičky různých tvarů a materiálů. Pro vstřík kontrastní látky do cévy je nejběžnějším typem katetru tzv. pigtail, který svým tvarem připomíná stočený prasečí ocásek. Po dokončení procedury je odstraněn sheath a po dobu 15–20 minut je nutná komprese místa vpichu. (Seidl a kol., 2012)

Druhou skupinou intervenčních výkonů jsou **nevaskulární intervence**, které se provádějí mimo cévní řečiště. Tato kategorie zahrnuje několik skupin výkonů, které se provádějí v různých částech těla, včetně intervencí na žlučových cestách nebo gastrointestinálním traktu. Dále se mezi ně řadí například biopsie, punkce a drenáže tekutinových kolekcí. (Výbor České společnosti intervenční radiologie ČLS JEP, 2015.)

V následujícím textu jsou přiblíženy některé vybrané intervenční výkony, zejména ty, které byly použity v praktické části bakalářské práce. U vaskulárních intervencí je začátek procedury většinou neměnný a provádí se pomocí Seldingerovy techniky.

Jedním z vaskulárních intervenčních výkonů je **perkutánní transluminální angioplastika (PTA)**. Po úspěšném průniku vodičího drátu je do cévy vložen balónkový katétr, který má za cíl dilatovat oblast stenózy. Délka balónku by měla odpovídat rozsahu postižené oblasti a jeho průměr by neměl přesáhnout 10 % předpokládané šířky nepoškozené části cévy. (Krajíček a kol., 2007)

V rámci PTA nebo jiných procedur je často implantován tzv. stent, jehož aplikace však může být provedena i mimo rámec jiného výkonu. **Stenty** představují intravaskulární nosnou strukturu pro udržení průchodnosti cévy a jejich aplikace je prováděna pomocí zmíněné Seldingerovy techniky. Při zavádění stentu je fyzicky posunut plak na povrchu cév, čímž dosáhneme zvýšeného průsvitu a průtoku. Důležitým aspektem při správném umístění a úplném rozvinutí stentu je radiolucence stentu, což znamená jeho schopnost být viditelný pro rentgenové záření. Většina stentů vyrobených z nitinolu má na svých

koncích vysoce radiopatické značky, což výrazně usnadňuje chirurgům bezpečné a úspěšné provedení léčby. (Kaufman a Lee, 2013)

U traumatických poranění jater, sleziny, ledvin či poranění v oblasti pánve hraje klíčovou roli **embolizace**. Tento intervenční postup je vysoce účinný pro rychlou zástavu krvácení a nabízí minimálně invazivní alternativu ke konvenčním chirurgickým zákrokům, čímž minimalizuje nežádoucí účinky. Prostředky pro embolizaci dělíme na dočasné nebo trvalé. Mezi dočasné prostředky patří autologní krevní sraženiny, tuk, dura, svaly, fascie a gelfoam. Naproti tomu mezi trvalé prostředky patří kovové cívky a embolizační částice. Mechanismus embolizace spočívá ve vytváření mechanické překážky v cévách, která následně slouží jako rámec pro vznik trombu. Existují i další druhy embolizačních mechanismů, které spočívají například ve vyvolání zánětlivé reakce v cévě nebo její přímé destrukci. (Lopera, 2010)

V rámci intervenční radiologie je možné provádět i výkony v oblasti srdce. Mezi tyto výkony se řadí embolizace, perkutánní karotická angioplastika (PTA v povodí karotických tepen) a aplikace stentu, jejichž průběh se nikterak významně neliší od stejnojmenných procedur v dalších oblastech těla. Dále můžeme v této oblasti provádět mechanickou trombektomii, která se provádí při uzavření velkých cév. Jejím cílem je dosažení rychlé rekanalizace a zprůchodnění tepen. Mechanickou trombektomii lze provádět i ve kombinaci s trombolytickou léčbou. Existuje řada dalších procedur, které se typicky řadí pod obor intervenční kardiologie a jsou prováděny na kardiologických pracovištích. (Turc a kol., 2019)

Dalším typem vaskulárního zákroku je **trombolýza**. Začátek léčebného postupu se provádí pomocí Seldingerovy techniky a spočívá v umístění katetru s koncovým otvorem na místě počáteční cévní okluze. Poté jsou pacientovi podávány trombolytické látky pomocí infuzní pumpy. Pro zvýšení účinnosti této metody se upřednostňuje přímé intratrombotické podání látky (aplikace trombolytika přímo do oblasti výskytu trombu), což zvyšuje úspěšnost léčby. (Krajíček a kol., 2007)

U pacientů trpících hlubokou žilní trombózou, jejíž léčba není možná pomocí trombolytických léčiv, je doporučeno implantovat **kavální filtr** Seldingerovou technikou do povodí dolní duté žíly. Léčebný charakter kaválního filtru spočívá v zachycení

případných uvolněných trombů. Hlavním cílem tohoto zákroku je snížit riziko fatálních důsledků plicní embolie. Neexistují žádné známé kontraindikace pro implantaci kaválnímu filtru. Z časového hlediska lze kavální filtry rozdělit na permanentní, dočasné a odstranitelné. Odstranitelné filtry jsou v současné době nejvíce využívány. (Čížek a kol., 2015)

Příkladem nevasculární intervence je **perkutánní transhepatická drenáž (PTD)**, při které se umísťuje drén do žlučových. V rámci výkonu je nejprve přes kůži zavedena tenká jehla do pravého nebo levého jaterního laloku. Po vyjmutí jehly je aplikována kontrastní látka, pomocí které je místo výkonu lépe viditelné. Následně je do žlučového vodící drát, pomocí něhož je zaveden katétr. Jakmile je katétr odstraněn, intervenční radiolog rozšíří uzavřený jaterní trakt, aby mohl vložit drenážní katétr. Drenážní katétr má několik otvorů na straně, které slouží k odvodu žluči ven z těla i do střeva. Vak, který bude připojen ke kůži, zůstane na místě několik dní, dokud se žlučové cesty neuvolní. PTD se často využívá k léčbě cholestázy. Cholestáza je stav, kdy žluč není schopna volně proudit z jater do tenkého střeva. Tento stav může být způsoben stenózou nebo okluzí žlučových, dále například únikem žluči po operaci. Tomuto výkonu často předchází endoskopická retrográdní cholangiopankreatografie (ERCP) nebo perkutánní transhepatická cholangiografie (PTC). (CIRSE, 2024)

## **2 Cíl práce a výzkumná otázka**

Cílem bakalářské práce je zhodnotit efektivní dávky pacientů, kteří podstoupili intervenční výkon prováděný pod skiaskopickou kontrolou na vybraném radiologickém oddělení.

### **Výzkumná otázka:**

Jaké jsou průměrné efektivní dávky u jednotlivých druhů intervenčních výkonů?



### 3 Metodika

Při zpracování teoretické části bakalářské práce byla provedena analýza odborné literatury, dokumentů a článků, které souvisejí s tématem radiační zátěže pacientů v intervenční radiologii.

Pro zpracování praktické části bakalářské práce byl použit soubor dat z Radiologického oddělení Nemocnice České Budějovice, a.s., který obsahoval informace o druhu intervenčního výkonu, oblasti zájmu a dozimetrických hodnotách. Mimo to dále obsahoval informace o počtu provedených sérií, počtu snímků a o celkovém skiaskopickém čase. Soubor obsahoval celkem 1 055 záznamů z intervenčních výkonů, které byly provedeny v rozmezí jednoho roku, konkrétně od března 2023 do března 2024. Výběr časového období byl ovlivněn instalací nové zobrazovací techniky v březnu 2023, konkrétně Philips Azurion 7 B 20/15, která mimo jiné významně snížila radiační dávky pacientů.

Pro odhad efektivních dávek (E) byla vybrána přímo měřitelná veličina Kerma Area Product (KAP), která se vypočítává jako  $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  a představuje celkový dopad energie na pacienta. KAP hodnoty ve výzkumném vzorku dat byly měřeny pomocí KAP metru, což je ionizační komora umístěná na výstupu rentgenky. Jelikož na celkovou radiační dávku pacientů při skiaskopicky naváděných intervenčních procedurách má vliv mnoho faktorů, jedná se pouze o odhad efektivních dávek, které znázorňují přibližnou dávku pro vybrané výkony.

Pro převedení přímo měřitelné veličiny na efektivní dávku byla zvolena metoda přepočtu veličin pomocí tzv. konverzních faktorů. Tyto faktory jsou charakteristické pro každou zobrazovanou oblast a zohledňují výběr použité zobrazovací techniky. Pro převedení KAP na efektivní dávku bylo třeba vynásobit KAP hodnoty příslušným konverzním faktorem, který byl odvozen ze simulací Monte-Carlo pomocí antropomorfních digitálních fantomů. Všechny výsledné hodnoty v této práci byly zaokrouhleny na dvě desetinná čísla (vyjma hodnot končících číslem 0). Konverzní faktory, na jejichž základě jsou prováděny odhady efektivních dávek v této bakalářské práci, pocházejí ze zprávy od National Council on Radiation Protection and Measurements, „Report No. 160 – Ionizing

Radiation Exposure of the Population of the United States (2009)“. V tabulce 2 jsou uvedeny konkrétní hodnoty konverzních faktorů přiřazených k intervenčním výkonům.

Druh intervenčního výkonu	Konverzní faktor [mSv (Gy·cm <sup>2</sup> ) <sup>-1</sup> ]
<ul style="list-style-type: none"> <li>• PTA</li> <li>• Embolizace (mimo bronchiální tepny)</li> <li>• Trombolýza</li> <li>• Kavální filtr</li> <li>• Stent (mimo karotické tepny)</li> <li>• PTD + PTC*</li> </ul>	0,26
<ul style="list-style-type: none"> <li>• PTCA</li> <li>• Mechanická trombektomie koronárních tepen*</li> </ul>	0,23**
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kontrolní nástřiky koronárních tepen</li> <li>• Embolizace bronchiálních tepen</li> </ul>	0,12
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Karotická stent</li> </ul>	0,087

Tab. 2: Konverzní faktory pro přepočet KAP na E  
(autor práce, zpracováno na základě NCRP „Report No. 160 – Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States (2009)“)

*\*Konverzní faktor pro mechanickou trombektomii byl odvozen od faktoru pro PTCA na základě podobných zobrazovacích parametrů a stejné oblasti výkonu. Průměrný skiaskopický čas trombektomie a PTCA byl 14 minut a průměrný počet sérií 11. I přes tyto podobnosti se jedná o orientační hodnotu konverzního faktoru. Konverzní faktor pro PTD a PTC byl odvozen od faktoru pro ERCP na základě vztahu mezi výkony a stejné oblasti zájmu, jedná se proto o hodnotu orientační. Volba obou konverzních faktorů byla diskutována s radiologickými fyziky.*

*\*\*Hodnota 0,23 představuje průměr z nabízené škály konverzních faktorů pro daný výkon (0,18 – 0,28).*

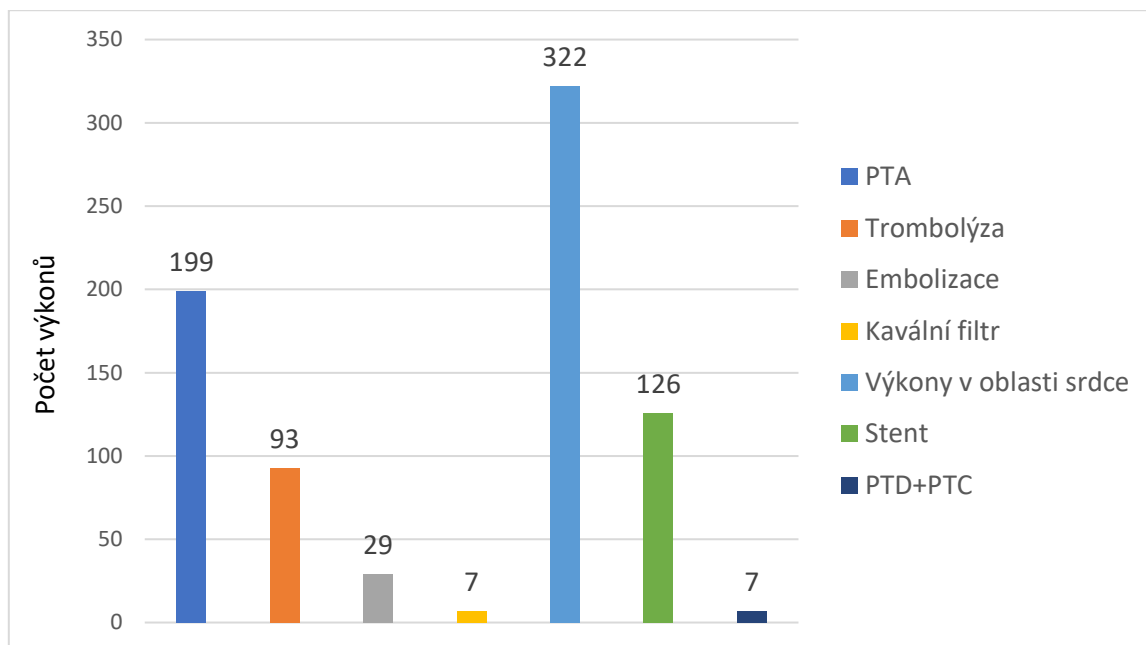
Mimo odhad průměrných efektivních dávek byl proveden také výpočet směrodatných odchylek. Směrodatné odchylky byly vypočítány ze všech hodnot efektivních dávek pro danou oblast výkonu. Dále byly do tabulek zpracovány průměrné hodnoty počtu sérií snímků, počtu snímků jako takových a skiaskopického času (času expozice). V těchto tabulkách jsou uvedeny průměrné hodnoty pro všechny oblasti intervenčního výkonu. Vzhledem k omezenému množství dostupných konverzních faktorů bylo třeba přizpůsobit výběr výzkumných dat. Data byla filtrována na základě názvu výkonu a oblasti, ve které byl výkon proveden. Je nutné zmínit, že během jednoho výkonu může být provedeno více zákroků, což v důsledku představuje navýšení radiační zátěže pacientů. Nebyla započítána data, která nebyla jasně popsána (např. absence popisu místa výkonu).

Výběr výzkumných dat se týká následujících výkonů:

- perkutánní transluminální angioplastika (PTA);
- trombolýza;
- embolizace;
- zavedení stentu;
- kavální filtr;
- výkony v oblasti srdce;
- perkutánní transhepatická drenáž + cholangiografie (PTD + PTC).

## 4 Výsledky

V této kapitole jsou uvedeny výsledky výzkumného šetření pro každý intervenční výkon. Na obrázku 6 je znázorněn počet výkonů z vybraného intervenčního pracoviště, které byly provedeny v období od března 2023 do března 2024.



Obr. 6: Počet provedených výkonů (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

### 4.1 Perkutánní transluminální angioplastika

**Perkutánních transluminálních angioplastik** (tab. 3) bylo na vybraném pracovišti provedeno celkem 199, přičemž nejvíce těchto výkonů bylo provedeno v oblasti dolních končetin. V tabulce je dále znázorněn počet zavedených stentů během výkonů. Z dat vyplývá, že u výkonů v oblasti horních končetin nebyly aplikovány stenty, zatímco v ostatních oblastech ano. Největší dávky pacienti obdrželi v oblasti pánve a hrudníku. Ve stejných oblastech se nacházely i nejvyšší hodnoty směrodatných odchylek. Ve zpracovávaném souboru dat nebyly záznamy o žádném výkonu v oblasti břicha. Pro přepočítání KAP na E byl použit konverzní faktor roven hodnotě 0,26.

Oblast	Počet zákroků	Stent	Celková KAP (mGy.m <sup>2</sup> )			Směrodatná odchylka E (mSv)	Průměr E (mSv)
			Nejnižší	Nejvyšší	Průměr		
HK	21	0	0,04	4,68	0,61	2,67	<b>1,59</b>
DK	144	69	0,13	8,95	1,11	4,02	<b>2,89</b>
Pánev	19	14	0,66	11,48	3,46	5,85	<b>9</b>
Hrudník	15	12	0,1	14,02	5,78	9,39	<b>15,03</b>
<b>Celkem</b>	<b>199</b>	<b>95</b>	<b>Celkový průměr</b>			<b>5,48</b>	<b>7,13</b>

Tab. 3: Perkutánní transluminální angioplastika (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

V tabulce 4 jsou znázorněny průměrné hodnoty počtu provedených sérií a snímků. Byl zjištěn průměrný počet 11 sérií a 221 snímků. Na jednu sérii v rámci výkonu by tedy připadalo přibližně 20 snímků. Dále je znázorněna průměrná délka skiaskopického času, která se pro daný výkon pohybovala kolem 12 minut.

	Počet sérií	Počet snímků	Skioskopický čas (min)
<b>Průměrná hodnota</b>	11	221	12

Tab. 4: Zobrazovací parametry PTA (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

## 4.2 Embolizace

Ve zvoleném časovém období bylo provedeno 29 **embolizačních výkonů** (tab. 5). Největší radiační zátěž obdrželi pacienti při výkonech v oblasti pánve a hlavy. Ve stejných oblastech však byly i nejvyšší směrodatné odchylky, které byly dané zejména nízkým počtem zákroků a jejich individualitou. Pro oblast dolních končetin, pánve, hlavy a břicha byl použit konverzní faktor o hodnotě 0,26. Pro oblast hrudníku byl použit konverzní faktor o hodnotě 0,12, jelikož se jednalo o zákrok v oblasti bronchiálních tepen.

Oblast	Počet zákroků	Celková KAP (mGy.m <sup>2</sup> )			Směrodatná odchylka E (mSv)	Průměr E (mSv)
		Nejnižší	Nejvyšší	Průměr		
DK	4	1,3	7,84	3,55	6,58	<b>9,23</b>
Pánevní	3	8,5	18,07	13,16	10,22	<b>34,22</b>
Hlava	11	2,45	20,88	6,93	13,41	<b>18,02</b>
Břicho	10	0,51	9,08	4,32	5,64	<b>11,23</b>
Hrudník	1	6,82			0	<b>8,18</b>
<b>Celkem</b>	<b>29</b>	<b>Celkový průměr</b>			<b>7,17</b>	<b>16,18</b>

Tab. 5: Embolizace (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

Průměrné hodnoty počtu provedených sérií a snímků během embolizace jsou znázorněné v tabulce 6. Byl zjištěn průměrný počet 14 sérií a 402 snímků. Na jednu sérii v rámci výkonu by tedy připadalo přibližně 29 snímků. Průměrná délka skiaskopického času během embolizace byla 18 minut.

	Počet sérií	Počet snímků	Skiaskopický čas (min)
<b>Průměrná hodnota</b>	14	402	18

Tab. 6: Zobrazovací parametry embolizace (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

### 4.3 Trombolýza

Tabulka 7 znázorňuje data z **trombolýzy (TL)**, která byla rozdělena do čtyř skupin. Mezi tyto skupiny patří aplikace trombolytického katetru (v tabulce označeného jako „trombolýza“), kontrolní angiografie (AG) po aplikaci TL katetru, kontrolní AG spojená s výměnou TL katetru a kontrolní AG spojená s extrakcí TL katetru. Ve zkoumaném časovém období byly prováděny trombolytické výkony v oblastech dolních a horních

končetin. Na výsledné hodnoty efektivních dávek a směrodatných odchylek měl mimo jiné vliv počet provedených výkonů. Například efektivní dávku z kontrolní angiografie spojené s extrakcí TL katetru lze považovat za orientační, jelikož byla ve zvoleném období provedena pouze jednou. Pro přepočítání KAP na E byl použit konverzní faktor roven hodnotě 0,26.

Oblast	Výkon	Počet zákroků	Celková KAP (mGy.m <sup>2</sup> )			Směrodatná odchylka E (mSv)	Průměr E (mSv)
			Nejnižší	Nejvyšší	Průměr		
DK	Trombolýza	53	0,03	9,9	0,85	4,11	<b>2,21</b>
	Kontrolní AG po TL	27	0,03	4,24	0,54	2,54	<b>1,4</b>
	Kontrolní AG + výměna TL katetru	3	0,24	0,3	0,22	0,2	<b>0,57</b>
	Kontrolní AG+ extrakce TL katetru	1	0,07			0	<b>0,18</b>
HK	Trombolýza	4	0,05	0,65	0,34	0,52	<b>0,88</b>
	Kontrolní AG po TL	5	0,05	0,63	0,27	0,68	<b>0,7</b>
<b>Celkem</b>		<b>93</b>	<b>Celkový průměr</b>			<b>1,34</b>	<b>0,99</b>

Tab. 7: Trombolýza (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice,a.s.)

Z tabulky 8 vyplývá, že průměrný počet sérií, které byly provedeny během trombolýtické terapie, byl 5. Průměrný počet snímků byl 122, což činí přibližně 24 snímků na sérii. Procedura nebývá časově náročná, o čemž svědčí průměrný skiaskopický čas 5 minut.

	Počet sérií	Počet snímků	Skioskopický čas (min)
<b>Průměrná hodnota</b>	5	112	5

Tab. 8: Zobrazovací parametry trombolýzy (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

#### 4.4 Kavální filtr

Zavedení **kaválního filtru** do povodí dolní duté žíly (DDŽ) bylo ve zvoleném časovém období provedeno u 6 pacientů. Pouze jednomu pacientovi byla provedena jeho extrakce (viz tabulka 9). Z hodnoty směrodatné odchylky vyplývá, že se efektivní dávka pacientů pohybuje v přibližně stejných hodnotách. S ohledem na fakt, že extrakce kaválního filtru byla provedena pouze jednou, lze průměrnou efektivní dávku považovat pouze za orientační. Pro výpočet efektivní dávky byl použit konverzní faktor o hodnotě 0,26.

Výkon	Počet zákroků	Celková KAP (mGy.m <sup>2</sup> )			Směrodatná odchylka E (mSv)	Průměr E (mSv)
		Nejnižší	Nejvyšší	Průměr		
<b>Zavedení do DDŽ</b>	6	0,75	2,53	1,24	1,62	<b>3,22</b>
<b>Extrakce</b>	1	2,79			0	<b>7,25</b>
<b>Celkem</b>	<b>7</b>	<b>Celkový průměr</b>			<b>0,81</b>	<b>5,24</b>

Tab. 9: Kavální filtr (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

Zobrazovací parametry zavedení, nebo extrakce **kaválního filtru** jsou uvedeny v tabulce 10. Průměrný počet sérií během výkonu byl 2 s průměrným počtem snímků 26. Na jednu sérii tedy připadalo přibližně 13 snímků. Skioskopický čas během procedury se pohyboval kolem 6 minut.



	Počet sérií	Počet snímků	Skioskopický čas (min)
<b>Průměrná hodnota</b>	2	26	6

Tab. 10: Zobrazovací parametry kaválního filtru (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

#### 4.5 Výkony v oblasti srdce

**Výkony v oblasti srdce** patří mezi nejvíce početně zastoupené procedury (tab. 11). Ve zvoleném časovém období bylo provedeno 322 výkonů. Nejnižší efektivní dávka se vyskytovala při kontrolních nástřících koronárních tepen. Nejvyšší při embolizaci. Je třeba brát v potaz i počet výkonů a směrodatnou odchylku efektivní dávky. Pro výpočet efektivní dávky z embolizace byl použit konverzní faktor o hodnotě 0,26.

Pro perkutánní transluminální koronární angioplastiku (PTCA) a aplikaci stentu v oblasti srdce byl použit konverzní faktor o hodnotě 0,23, který představuje průměrnou hodnotu vypočítanou z rozmezí hodnot uvedených v "NCRP Report No. 160 – Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States (2009)".

Pro mechanickou trombektomii jako takovou nebyl dostupný konverzní faktor, proto byl na základě vztahu mezi výkony (podobný průměrný skioskopický čas, počet snímků a sérií) vybrán faktor pro PTCA. Výsledná hodnota je proto orientační. Pro kontrolní nástřiky koronárních tepen byl použit konverzní faktor 0,12.

Výkon	Počet zákroků	Celková KAP (mGy.m <sup>2</sup> )			Směrodatná odchylka E (mSv)	Průměr E (mSv)
		Nejnižší	Nejvyšší	Průměr		
Mechanická trombektomie	114	0,8	15,93	3,58	5,81	<b>8,23</b>
Embolizace	8	2,45	20,88	7,67	14,12	<b>19,94</b>
PTCA	7	2,15	9,49	5	5,2	<b>11,5</b>
Stent	33	0,54	5,32	2,4	3,04	<b>5,52</b>
Kontrolní nástřiky koronárních tepen	170	0,01	9,88	2,23	2	<b>2,68</b>
<b>Celkem</b>	<b>322</b>	<b>Celkový průměr</b>			<b>6,03</b>	<b>9,57</b>

Tab. 11: Výkony v oblasti srdce (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

Zobrazovací parametry výkonů v oblasti srdce jsou znázorněny v tabulce 12. Byl zjištěn průměrný počet 8 sérií a 339 snímků, což by znamenalo přibližně 42 snímků na jednu sérii. Skiaskopický čas během výkonu se pohyboval kolem 11 minut.

	Počet sérií	Počet snímků	Skiaskopický čas (min)
<b>Průměrná hodnota</b>	8	339	11

Tab. 12: Zobrazovací parametry u výkonů v oblasti srdce (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

#### 4.6 Zavedení stentu

Ve zvoleném časovém období bylo provedeno 126 zákroků, během kterých byl aplikován **stent** (tab. 13). Nejvíce zákroků bylo provedeno v oblasti dolních končetin. Individualita každého zákroku je zřejmá zejména z velkých směrodatných odchylek. Na směrodatnou odchylku však má vliv i množství výkonů, které byly v dané oblasti provedeny. Pro oblast dolních končetin, pánve a břicha byl použit konverzní faktor o hodnotě 0,26, naopak pro karotické tepny faktor 0,087.

Oblast	Počet zákroků	Celková KAP (mGy.m <sup>2</sup> )			Směrodatná odchylka E (mSv)	Průměr E (mSv)
		Nejnižší	Nejvyšší	Průměr		
DK	88	0,13	7,27	1,19	4,12	<b>3,09</b>
Pánev	21	0,42	8,8	3,4	5,41	<b>8,84</b>
Břicho	3	2,66	15,28	7,13	15,03	<b>18,54</b>
Karotické tepny	14	2,15	10,62	5,88	1,92	<b>5,12</b>
<b>Celkem</b>	<b>126</b>	<b>Celkový průměr</b>			<b>6,62</b>	<b>8,9</b>

Tab. 13: Zavedení stentu (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

V tabulce 14 jsou znázorněny zobrazovací parametry pro aplikaci **stentu**, ze kterých vyplývá průměrné množství 13 sérií a 297 snímků. Na jednu sérii tedy připadá přibližně 23 snímků. Průměrný skiaskopický čas činí 14 minut.

	Počet sérií	Počet snímků	Skiaskopický čas (min)
<b>Průměrná hodnota</b>	13	297	14

Tab. 14: Zobrazovací parametry při zavádění stentu (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

#### 4.7 Perkutánní transhepatická drenáž a cholangiografie

Perkutánních transhepatických drenáží a cholangiografií bylo ve zvolením časovém období provedeno 7, znázorněno v tabulce 15. Pro PTD a PTC byl zvolen stejný konverzní faktor, stejně jako pro endoskopickou retrográdní cholangiopankreatografii, a to na základě podobnosti místa výkonu a faktu, že ERCP často předchází PTD. Hodnota tohoto faktoru je 0,26. Vypočítané efektivní dávky jsou tedy orientační.

Výkon	Počet zákroků	Celková KAP (mGy.m <sup>2</sup> )			Směrodatná odchylka E (mSv)	Průměr E (mSv)
		Nejnižší	Nejvyšší	Průměr		
PTD	4	0,37	2,72	1,42	2,23	3,69
PTC+PTD	3	2,11	5,01	0,5	1,1	1,3
<b>Celkem</b>	<b>7</b>	<b>Celkový průměr</b>			<b>1,67</b>	<b>2,5</b>

Tab. 15: Perkutánní transhepatická drenáž + cholangiografie (PTD+PTC) (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

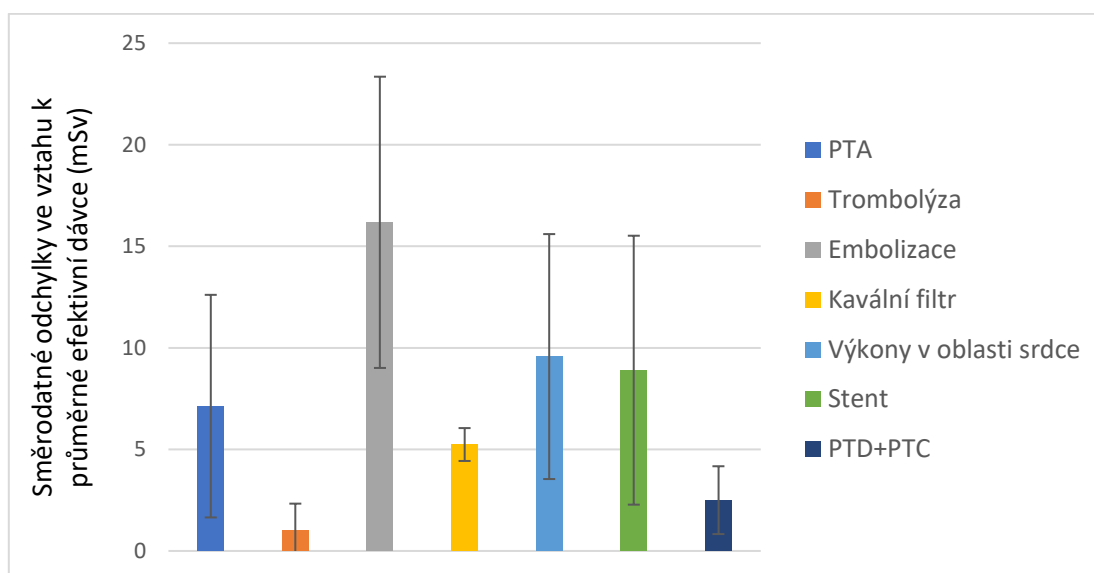
Průměrné hodnoty zobrazovacích parametrů **PTD a PTC** (tab. 15) byly na rozdíl od předchozích výkonů poměrně specifické v tom, že při jedné sérii byl pořízen pouze jeden snímek. Průměrný skiaskopický čas činil 13 minut.

	Počet sérií	Počet snímků	Skiaskopický čas (min)
<b>Průměrná hodnota</b>	1	1	13

Tab. 16: Zobrazovací parametry PTD a PTC (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

#### 4.8 Porovnání odhadů efektivních dávek u jednotlivých intervenčních výkonů

Odhadované efektivní dávky a směrodatné odchylky aritmetických průměrů jsou znázorněny na obrázku 7. Jedná se vždy o hodnoty, které vyplývají z celkového průměru všech oblastí daného výkonu. Z obrázku je patrné, že se efektivní dávky jednotlivých pacientů pohybují v různých hodnotách, o čemž svědčí i hodnoty směrodatných odchylek. V otázce radiační zátěže pacientů jsou si nejvíce podobné výkony, během nichž jsou aplikovány nebo extrahovány kavální filtry.



Obr. 7: Porovnání odhadů efektivních dávek u jednotlivých intervenčních výkonů (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

## 5 Diskuse

Cílem bakalářské práce bylo zhodnotit průměrné efektivní dávky pacientů, kteří podstoupili výkon na oddělení intervenční radiologie. Pro odhad efektivních dávek byl využit dokument z Nemocnice České Budějovice, a.s., který obsahoval celkem 1 055 záznamů z intervenčních výkonů, jež byly provedeny v rozmezí jednoho roku. Konkrétně byly datovány od března 2023 do března 2024. Výběr tohoto časového období byl ovlivněn instalací nové zobrazovací techniky v březnu 2023, díky které došlo ke snížení radiační zátěže pacientů. Při filtrování dat v dokumentu byly vybrány pouze ty výkony, u nichž byly k dispozici konverzní faktory pro přepočet KAP na efektivní dávku. Již samotný výpočet konverzních faktorů má vliv na výsledné efektivní dávky pacientů.

Touto problematikou se například zabývali Fum a kolektiv z Malajské univerzity, kteří prováděli v roce 2020 výzkum v oblasti výpočtu konverzních faktorů pomocí Monte Carlo simulací. Autoři této práce uvádějí nepřesnosti při výpočtu konverzních faktorů, které spočívají zejména v nesouladu anatomických struktur, včetně velikosti těla a individuálních odlišností orgánů ve srovnání s výzkumnými fantomy. K další chybě může dojít při umístění pacienta na stůl, kdy není pacient přesně umístěn pod středový paprsek, zatímco fantom ano. V klinické praxi to může znamenat navýšení dávek do jiných tkání, než je původně zamýšleno. Z těchto informací je zřejmé, že již samotné konverzní faktory představují orientační hodnoty, což má v důsledku dopad i na přesnost odhadu efektivních dávek v této bakalářské práci.

Taktéž bylo zjištěno, že přepočet přímo měřitelných hodnot (v našem případě KAP) není součástí běžné klinické praxe lékařských zařízení. Mnohem častěji se stává součástí výzkumů v oblasti hodnocení rizik spojených s radiační expozicí, včetně rizika vzniku deterministických a stochastických účinků.

Intervenční výkony byly rozděleny do 7 skupin podle druhu výkonů. Nejvíce výkonů bylo provedeno v oblasti srdce, což odpovídá informaci zveřejněné Českým statistickým úřadem (2023), podle které patří kardiovaskulární onemocnění v České republice mezi nejvíce zastoupená civilizační onemocnění.

Naopak nejméně výkonů bylo provedeno při aplikaci nebo extrakci kaválních filtrů do povodí DDŽ. Stejně malé množství výkonů se týkalo perkutánní transhepatické drenáže a perkutánní transhepatické cholangiografie.

Po analýze celkového počtu vybraných intervenčních výkonů byly převedeny KAP hodnoty na efektivní dávky pomocí již zmíněných konverzních faktorů. Pro zpřesnění výpovědní hodnoty aritmetického průměru byl proveden výpočet směrodatných odchylek, které ukazují, jak se jednotlivé hodnoty od sebe odlišují. Lze tedy konstatovat, že čím vyšší hodnota směrodatné odchylky, tím menší výpovědní hodnotu má aritmetický průměr a naopak. Čím nižší je směrodatná odchylka, tím větší výpovědní hodnotu má průměr a menší variabilita mezi jednotlivými efektivními dávkami.

Pro optimalizaci dávek záření pacientů je důležité dodržovat princip ALARA, v důsledku kterého se snažíme dosáhnout co nejnižší radiační zátěže při zachování kvalitních výsledků. Dále je důležité dodržovat radiologické standardy a pracovní postupy, dodržovat limity dávek a provádět kontrolu bezpečnosti zdrojů záření pomocí předem stanovených testů stability. (Ferda a kol., 2015)

Je důležité zmínit, že existuje řada faktorů, které mají vliv na celkovou radiační zátěž pacientů. Kromě skiaskopického (expozičního) času, počtu snímků a počtu sérií je třeba zohlednit individuální faktory, jako je pohlaví, věk nebo konstituce pacienta. Volba zobrazovacího módu, buď skiaskopického nebo akvizičního, také ovlivňuje radiační zátěž pacientů. Obě metody umožňují monitorování v reálném čase pomocí pulzů nebo snímků, u kterých lze nastavit frekvenci snímání. Frekvence je obvykle stanovena v protokolu pro daný výkon a zřídka se mění během vyšetření. Skiaskopický mód používá nižší proud než akviziční mód a také vyžaduje větší filtraci RTG svazku než akviziční mód. Tyto parametry ovlivňují kvalitu výsledného obrazu a radiační dávku pacientů. (Súkupová, 2018)

Jak bylo již naznačeno u zobrazovacích módů, dalším důležitým parametrem, který ovlivňuje radiační zátěž pacientů, je filtrace RTG svazku. Kromě základního filtru, který odpovídá 2,5 mm hliníku se používá přídavná filtrace. V angiografických systémech se často setkáváme s měděnou přídavnou filtrací. Některé přístroje kombinují vlastnosti hliníku a mědi, jiné využívají zlato či tantal. Přídavné filtrace fungují na principu

vyfiltrovaní nízkoenergetických fotonů ve spektru. Tyto nízkoenergetické fotony nemají vliv na tvorbu obrazu, jelikož jsou absorbovány v těle pacienta, mají však výrazný vliv na dávku záření na kůži. (Súkupová, 2013)

Kromě přídavné filtrace RTG záření je třeba využít i kolimace svazku. Toho dosáhneme pomocí primárních clon, které redukují velikost rentgenového pole. Tímto krokem zabereme menší objem tkáně, kterým RTG paprsky procházejí, což v důsledku vede ke snížení celkové dávky pacienta. (Súkupová, 2018)

Dalším faktorem, který ovlivňuje dávku pacienta, je volba projekcí během vyšetření. Projekce nám poskytují informace o směru rentgenového záření vzhledem k pacientovi. Navýšení dávky může nastat, pokud není projekce správně nastavena na vyšetřovanou oblast, což způsobuje prodloužení doby vyšetření a počtu snímků. Dalšími faktory, které ovlivňují radiační zátěž pacientů, jsou velikost aktivní plochy detektoru a vzdálenost mezi ohniskem a pacientem (Súkupová, 2015). Tyto informace nejsou pro praktickou část bakalářské práce zásadní, protože hodnota KAP je konstantní pro každou vzdálenost (při přiblížení zdroje záření se zmenší velikost aktivní plochy detektoru, při oddálení se zvětší). (Súkupová, 2015)

V neposlední řadě můžeme optimalizovat radiační zátěž pomocí expozičních parametrů, mezi které patří napětí rentgenky (kVp), proud rentgenky (mA), součin proudu rentgenky a expozičního času (mAs). Některé z těchto parametrů již automaticky upravuje tzv. "automatic exposure control" (AEC). (IAEA, 2023)

Odhady průměrných efektivních dávek v této bakalářské práci byly porovnány s příbuznou bakalářskou prací z roku 2012 od autorky Šárky Šperlové, která psala práci na téma „Radiální dávka v oboru intervenční radiologie“ na Zdravotně sociální fakultě Jihočeské univerzity. Šperlová prováděla odhad průměrných efektivních dávek pacientů a lékařů ve Fakultní nemocnici Plzeň-Bory v roce 2009. Autorka se zaměřovala na stejné druhy výkonů, které byly použity v této bakalářské práci. Mimo to také prováděla odhad efektivních dávek u nefrostomie, rekanalizace, perkutánní transluminální renální angioplastiky a dalších výkonů v oblasti jater. Šperlová prováděla převod KAP na efektivní dávku pomocí programu PCXMC 1.5., který však není koncipován na výpočet efektivní dávky ze skiaskopického zobrazení. Výsledné odhady efektivních dávek



Šperlové jsou založené na nastavení stálých podmínek snímání, které mají vliv na přesnost výsledných hodnot.

Při **embolizaci** obdrželi pacienti průměrnou efektivní dávku **16,18 mSv**. Z výsledků výzkumného šetření vyplývá, že nejvyšší dávky obdržely pacientky, kterým byla provedena embolizace na ovariích (ve výsledcích jako oblast pánve). Mezi faktory, které ovlivňují radiační zátěž pacientů, patří počet provedených sérií snímků, skiaskopický čas a celkový počet snímků na výkon (případně na sérii). Průměrný počet sérií během embolizace byl 14 a průměrný počet snímků 402, což by představovalo přibližně 29 snímků na jednu zobrazovací sérii. Průměrný skiaskopický čas během embolizačních výkonů představoval 18 minut, což je zároveň nejvyšší hodnota průměrného skiaskopického času ze všech sledovaných výkonů. V souboru hodnocených dat v této práci bylo zjištěno 29 embolizačních výkonů, zatímco Šperlová (2012) jich hodnotila 9. Šperlová zároveň zjistila průměrnou efektivní dávku ve výši 4,86 mSv. Tato nižší hodnota může být v důsledku užšího spektra pacientů, individualitou každého výkonu a způsobu odhadu efektivní dávky.

Výsledné hodnoty odhadů efektivních dávek pacientů při embolizaci je také možné porovnat s výsledky Varghese a kol. (2019), která uvádí při embolizaci v cévním řečišti mozku průměrnou efektivní dávku ve výši 6,8 mSv, pro oblast dutiny břišní 14,9 mSv a pro bronchiální tepny 10,6 mSv. Naopak v této práci byly zjištěny průměrné efektivní dávky pro oblast mozku 18,02 mSv, pro oblast břicha 11,23 mSv a pro bronchiální tepny 8,18 mSv. Výsledné hodnoty ve zmiňovaném článku lze považovat za přesnější, jelikož pochází z většího množství provedených výkonů.

Druhá nejvyšší průměrná efektivní dávka byla zjištěna u **výkonů v oblasti srdce**, což může být způsobeno vyšší frekvencí snímání obrazu kvůli srdečním stahům. Zjištěná průměrná hodnota z intervenčních výkonů v oblasti srdce činila **9,57 mSv**. V této skupině výkonů bylo dosaženo nejvyšší průměrné hodnoty u embolizace, konkrétně 19,94 mSv, naopak nejnižší radiační zátěž měli pacienti u kontrolních nástřiků koronárních tepen, a to 2,68 mSv. Nepoměr efektivních dávek může být například v důsledku odlišných délek skiaskopických časů a s tím spojených počtů sérií a snímků. Průměrný počet sérií během výkonů byl 8 a průměrný počet snímků 339, což by představovalo přibližně 42 snímků na sérii. Délka intervenčních výkonů v oblasti srdce se pohybovala přibližně kolem

11 minut. Při porovnání s prací Šperlové (2012) lze pozorovat nepoměr v množství provedených výkonů v oblasti srdce. Šperlová si v této oblasti intervenčních výkonů zvolila katetrizaci, punkci perikardu a drenáž perikardu, jejichž průměrná efektivní dávka činila 0,18 mSv. Mezi hodnotami efektivních dávek Šperlové a hodnotami dávek v této práci je patrný výrazný nepoměr, který je možné přikládat jak volbě rozdílných výkonů, tak velkému rozdílu v množství hodnocených dat.

Při zavedení **stentů** pacienti obdrželi průměrnou efektivní dávku **8,9 mSv**, nejvíce v oblasti břicha. V oblasti břicha byla zároveň zjištěna i velká směrodatná odchylka od průměrné efektivní dávky, která byla zapříčiněna zejména nízkým počtem výkonů a jejich individualitou. Průměrný počet sérií během výkonu činil 13 a průměrný počet snímků 297, na jednu sérii by tedy připadalo přibližně 23 snímků. Pro zavedení stentů v rámci intervenčního výkonu bylo potřeba přibližně 14 minut skiaskopického času, což je druhý nejdelší čas po embolizaci (18 minut). Šperlová (2012) uvádí 18 výkonů, během kterých byl aplikován stent, zatímco v rámci této práce bylo zjištěno celkem 126 výkonů. Šperlová neuvádí aplikace stentů v oblastech dolních a horních končetin, které tvoří podstatnou část výzkumného vzorku v této práci. Autorka uvádí výrazně nižší průměrnou efektivní dávku ve výši 0,39 mSv. Jak již bylo uvedeno, tento nepoměr je možné přičíst malému množství výkonů v dané oblasti a velké individualitě jednotlivých výkonů, například z hlediska délky vyšetření. Šperlová hodnotí například zavádění stentů do močové trubice, do ledvin nebo do žlučových cest. Během těchto výkonů se často používá kombinace endoskopie a skiaskopie, čímž se snižuje radiační zátěž pacientů.

Pro **PTA** byla zjištěna průměrná hodnota efektivní dávky ve výši **7,13 mSv**. Pro zpřesnění hodnot efektivních dávek v jednotlivých oblastech výkonů jsou v tabulce 3 uvedeny i informace o množství zavedených stentů, které často na samotnou PTA navazují. Například v oblasti horních končetin, u kterých byla zjištěna nejnižší efektivní dávka, nebyl zároveň žádnému pacientovi aplikován stent. Nejvyšší dávky obdrželi pacienti v oblasti hrudníku a pánve, na což měl také vliv počet sérií, počet snímků a skiaskopický čas. Průměrná hodnota počtu sérií byla 11 a průměrný počet snímků během výkonu činil 221. Průměrný skiaskopický čas během PTA byl 12 minut. V této práci bylo hodnoceno 199 PTA výkonů, zatímco Šperlová (2012) jich uvádí více než dvojnásobné množství, konkrétně 440. Průměrnou efektivní dávku pro PTA uvádí Šperlová 1,16 mSv. Již

zmiňovaná tabulka 3 také poukazuje na velký rozptyl jednotlivých hodnot efektivních dávek pacientů, který má výrazný vliv na výslednou hodnotu průměrné efektivní dávky.

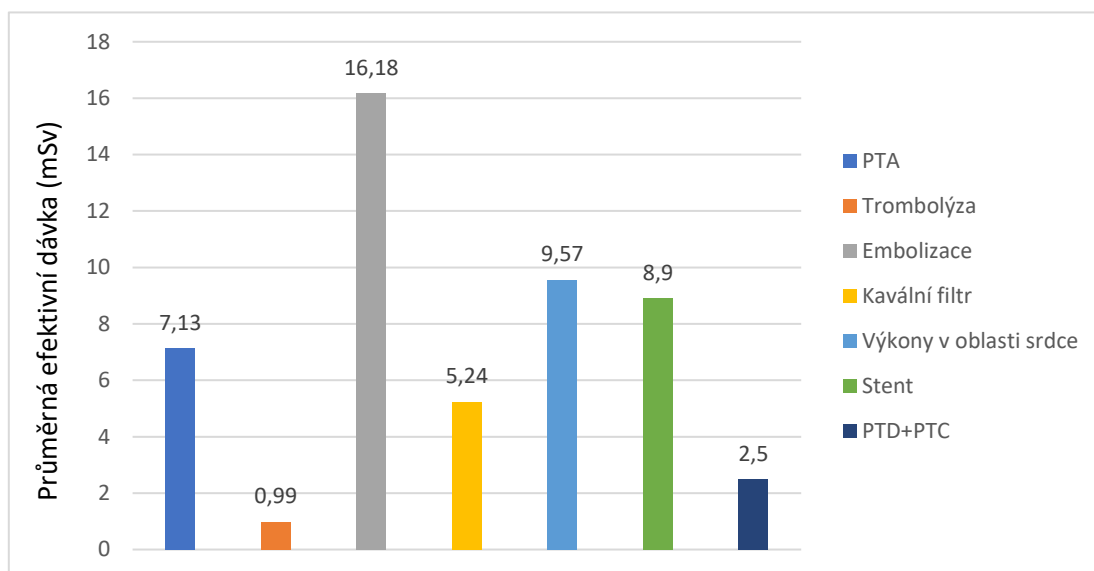
Během zavádění nebo extrakce **kaválního filtru** do dolní duté žíly pacienti obdrželi průměrnou efektivní dávku ve výši **5,24 mSv**. Při zavádění byla průměrná hodnota 3,22 mSv a při extrakci 7,25 mSv. Hodnota efektivní dávky z extrakce kaválního filtru se nedá považovat za zcela objektivní, jelikož byl tento výkon proveden pouze jednou. Šperlová (2012) uvádí celkovou průměrnou efektivní dávku 1,88 mSv, tedy hodnotu o třetinu nižší, než bylo zjištěno v této práci. Autorka měla k dispozici větší množství hodnot, lze tedy předpokládat, že hodnota má vyšší vypovídací schopnost. Při extrakci zjistila Šperlová hodnotu efektivní dávky 2,57 mSv, která pocházela od 2 pacientů. Na hodnoty radiační zátěže z extrakcí mají vliv především okolnosti jednotlivých výkonů.

Při **PTD a PTC** obdrželi pacienti průměrnou efektivní dávku **2,5 mSv**. Tyto výkony byly od ostatních výkonů specifické v tom, že v jejich průběhu byl průměrný počet sérií 1 a počet snímků taktéž jedna. Z této informace mohu předpokládat, že skiaskopické zobrazení bylo kombinováno s jinou zobrazovací metodou nebo nebylo provedeno správné zapsání informací do výzkumného souboru, jedná se však pouze o moji osobní domněnku. Průměrný skiaskopický čas byl 13 minut. Pro tuto oblast byl zvolen stejný konverzní faktor jako pro ERCP na základě podobnosti místa výkonu a faktu, že ERCP často předchází PTD. Ve výzkumném vzorku dat v této práci bylo zjištěno pouze 7 výkonů PTD nebo kombinací PTD s PTC. V roce 2012 hodnotila Šperlová celkem 89 PTD výkonů, jejichž průměrná efektivní dávka činila 0,12 mSv. Autorka tedy hodnotila větší vzorek dat, který zároveň obsahoval i data o navazujících krocích PTD (kontroly, úpravy, vyjmutí). Průměrnou hodnotu efektivní dávky u PTD ve výši 1,9 mSv uvádí již zmíněná práce Varghese a kol. (2019), což je ve shodě s hodnotou zjištěnou v tomto výzkumu.

Nejnižší dávky z intervenčního výkonu měli pacienti, kteří podstoupili **trombolytickou terapii**. Průměrná efektivní dávka činila **0,99 mSv** z 93 výkonů. Průměrnou hodnotu zvyšuje trombolýza v oblasti dolních končetin, která představuje 2,21 mSv. Naopak nižší efektivní dávky obdrželi pacienti při kontrolních nástřicích kontrastní látkou po zavedení, vyjmutí nebo úpravě umístění TL katetru. Průměrný počet sérií byl 5 a průměrný počet snímků 112. Na jednu sérii by tedy připadalo přibližně 22 snímků. Průměrný

skiaskopický čas během trombolýzy byl 5 minut. Šperlová (2012) ve své práci hodnotila 44 výkonů s průměrnou efektivní dávkou ve výši 0,22 mSv. Rozdílné hodnoty odhadů obdržených efektivních dávek je možné přičíst délce výkonů, která se v jednotlivých oblastech může lišit, nebo mohou souviset s nastavením zobrazovacích parametrů. Na celkovou radiační zátěž může mít vliv i rozsah postižení cévy.

Na obrázku 8 jsou shrnuty průměrné hodnoty efektivních dávek ze všech oblastí daného výkonu, které odpovídají na výzkumnou otázku "**Jaké jsou průměrné efektivní dávky u jednotlivých druhů intervenčních výkonů?**". U jednotlivých výkonů lze pozorovat velmi různé hodnoty efektivních dávek, které mohou být ovlivněny například volbou expozičních parametrů, volbou zobrazovacího módu nebo individualitou pacienta. Na výsledné hodnoty má vliv také rozsah a okolnosti výkonu. Odhadované průměrné efektivní dávky se pohybují v rozmezí od 0,99 mSv do 16,18 mSv.



Obr. 8: Průměrné efektivní dávky pacientů při intervenčních výkonech (autor práce, zpracováno na základě dat z Nemocnice České Budějovice, a.s.)

Podle Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (2021) lze rizika vyplývající z ozáření malými dávkami rozdělit do několika kategorií: riziko nižší než 0,1 mSv je zanedbatelné, riziko při obdržení dávky v rozsahu 0,1 mSv až 1 mSv je minimální, riziko v rozmezí 1 mSv až 10 mSv je velmi nízké a riziko při dávkách v rozmezí 10 mSv až 100 mSv je

nízké. Rizika plynoucí z průměrných efektivních dávek udávaných v této bakalářské práci lze tedy považovat za velmi nízká až nízká.

Pro stanovení orgánových dávek zajímá radiologické fyziky hodnota  $P_{ka} > 500 \text{ Gy.cm}^2$ , při jejímž překročení by bylo třeba vyhodnotit radiační zátěže pacientů s ohledem na radiosenzitivitu konkrétních tkání nebo orgánů. Odhad orgánových dávek dokáže také zhodnotit riziko vzniku deterministických účinků, jako je poškození kůže nebo oční čočky, což bývají nejčastější deterministické účinky v oblasti intervenční radiologie. Odhad orgánových dávek lze provádět pomocí speciálních fantomů. Výsledné hodnoty jsou však pouze orientační, a to především kvůli variabilitě pacientů. V důsledku toho lze při odhadu orgánových dávek použít zjednodušené lidské fantomy a jednotné velikosti ozařovacího pole. (IAEA, 2023)

KAP hodnoty lze také porovnávat s místními diagnostickými referenčními úrovněmi pro danou zobrazovací modalitu. Toto porovnání slouží k individuálnímu zhodnocení, zda se radiační zátěž pacienta dá považovat za standardní. Například u těhotných pacientek je třeba stanovit míru ozáření plodu nebo dělohy pomocí speciálních programů. V případě, kdy pacient trvá na absolutním zhodnocení rizika, které pro něj z daného výkonu plyne, lze použít standardních úrovní efektivních dávek pro danou zobrazovací modalitu. (SÚJB, 2021)

## 6 Závěr

Tato bakalářská práce se zabývala problematikou radiační zátěže pacientů v intervenční radiologii.

Teoretická část práce se soustředí na vlastnosti ionizujícího záření a jeho využití v medicíně. Dále se zabývá oblastí zobrazovacího řetězce rentgenového záření a jeho dopadem na pacienta. V otázce radiační ochrany jsou objasněny základní principy radiační ochrany a její specifika v intervenční radiologii. Problematika samotné radiační zátěže pacientů z intervenčních výkonů obsahuje informace o veličinách a jejich jednotkách, faktorech ovlivňujících dávku pacientů, metodách měření a hodnocení dávek. Poslední kapitola stručně popisuje společné základy intervenčních výkonů včetně popisu konkrétních procedur, které byly použity v praktické části bakalářské práce. V neposlední řadě jsou popsány zobrazovací módy a techniky, které se v intervenční radiologii používají.

Cílem praktické části bakalářské práce bylo zhodnotit efektivní dávky pacientů, kteří podstoupili skiaskopicky naváděný intervenční výkon na vybraném radiologickém oddělení. Pro odhad efektivních dávek byl zpracován soubor dat z Nemocnice České Budějovice, a.s., který obsahoval informace o skiaskopicky naváděných intervenčních výkonech v období od března 2023 do března 2024. Soubor obsahoval hodnoty přímo měřitelných veličin, které bylo třeba převést na efektivní dávky. Byla zvolena metoda přepočtu KAP hodnot na efektivní dávky pomocí konverzních faktorů.

Výsledné odhady efektivních dávek pacientů při skiaskopicky naváděných intervenčních výkonech se pohybovaly v rozmezí od 0,99 mSv do 16,18 mSv. U většiny druhů intervenčních výkonů byl zaznamenán poměrně velký rozptyl hodnot efektivních dávek, který pravděpodobně způsobuje individualita jednotlivých výkonů. V rámci jednoho výkonu mohlo být provedeno i více zákroků, což mělo vliv na zvýšení odhadované efektivní dávky. Nejmenší rozdíly mezi jednotlivými dávkami pacientů byly zaznamenány při zavádění a extrakci kaválních filtrů, zatímco větší rozdíly mezi individuálními dávkami byly zjištěny při embolizačních výkonech nebo výkonech v oblasti srdce. Pro přiblížení problematiky radiační zátěže pacientů byly poskytnuty

informace o vybraných zobrazovacích parametrech. U všech výkonů byly zhodnoceny průměrné počty sérií, počty snímků a průměrné skiaskopické časy. Obecně lze říci, že s narůstající hodnotou těchto parametrů narůstá i radiační zátěž pacientů.

Na základě hodnocení radiačních dávek podle Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (2021) lze považovat rizika spojená se vznikem stochastických účinků za minimální až nízká.

Naplnění cíle bakalářské práce a zodpovězení výzkumné otázky považuji na základě výše uvedených informací za splněné.

## 7 Seznam použité literatury

BENEŠ, J., JIRÁK, D., VÍTEK, F., 2022. Základy lékařské fyziky. Páté vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-5398-3.

BENEŠ, J., KYMPLOVÁ, J., VÍTEK, F., 2015. Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4712-5.

CARDIOVASCULAR AND INTERVENTIONAL RADIOLOGY SOCIETY IN EUROPE [CIRSE], 2024. Biliary procedures [online]. [cit. 2024-4-10]. Dostupné z: <https://www.cirse.org/patients/general-information/ir-procedures/biliary-procedures/>

ČESKÝ STATISTICKÝ ÚŘAD [ČSÚ], 2023. Loňskou úmrtnost ovlivnilo doznívání pandemie a vlna respiračních onemocnění koncem roku [online]. [cit. 2024-4-12]. Dostupné z: <https://www.czso.cz/csu/czso/lonskou-umrtnost-ovlivnilo-doznivani-pandemie-a-vlna-respiracnich-onemocneni-koncem-roku>

ČÍŽEK a kol., 2015. Kavální filtry u pacientů s žilní trombózou. Interní medicína pro praxi. 17(3), 114-116.

FERDA, J., MÍRKA, H., BAXA, J., MALÁN, A., [2015]. Základy zobrazovacích metod. Praha: Galévigacn. ISBN 978-80-7492-164-3.

FUN, W.K.S., WONG, J.H.D., TAN, L.K., 2021. Monte Carlo-based patient internal dosimetry in fluoroscopy-guided interventional procedures: A review. *Physica Medica*. 84, 228-240.

GARG, T., SHRIGIRIWAR, A., 2021. The Indian Journal of Radiology & Imaging [online]. [cit. 2024-3-25]. DOI: 10.1055/s-0041-1741049. Dostupné z: <https://europepmc.org/article/MED/35136507>

HALL, E.J., GIACCIA, A.J., 2018. Radiobiology for the radiologist. Eith Edition. Philadelphia: Lipincott Williams and Wilkins. ISBN 978-1496335418.

HAVRÁNKOVÁ, R., 2020. Biologické účinky ionizujícího záření. Časopis lékařů českých. 159(7–8). ISSN 1805–4420.



HAVRÁNKOVÁ, R., ed., 2020. Klinická radiobiologie. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4098-0.

HUDA, W., 2014. Kerma-Area Product in Diagnostic Radiology. American Journal of Roentgenology [online]. 2014(203) [cit. 2024-3-27]. Dostupné z: <https://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.14.12513>

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY [IAEA], 2018. Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation. Vienna. ISBN 978-92-0-101717-8.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY [IAEA], 2007 Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, Vienna. ISBN: 92-0-115406-2.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY [IAEA], 2023, Patient Radiation Exposure Monitoring In Medical Imaging, Safety Report Series No. 112, Vienna. ISBN: 978-92-0-149322-4

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY [IAEA], 2024. Radiation safety in interventional procedures [online]. [cit. 2024-4-7]. Dostupné z: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/interventional-procedures>

KAUFMAN, J., LEE, M., 2014. Vascular and Interventional Radiology. Second Edition. Philadelphia: Elsevier Saunders. ISBN 978-0-323-04584-1.

KESSEL, D., ROBERTSON, I., 2011. Interventional radiology – a survival guide. Third Edition. Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3389-6.

KOSTOVA-LEFTEROVA, D., 2022. Improving Radiation Protection in Medical Procedures Using Fluoroscopy [online]. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY [IAEA]. [cit. 2024-4-19]. Dostupné z: <https://www.iaea.org/newscenter/news/improving-radiation-protection-in-medical-procedures-using-fluoroscopy>

KRAJÍČEK, M., 2007. Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-0607-8.

LOPERA, J.E., 2010. Embolization in Trauma: Principles and Techniques. *Seminars in interventional radiology*. 27(1), 14-28.

MALÍKOVÁ, H., 2022. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Druhé, aktualizované vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-5190-3.

MICHÁLEK, T., 2010. Vznik brzdného RTG záření. FMBI ČVUT. [online]. Internetový portál RTG. [cit. 2024-4-19]. Dostupné z: [http://rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com\\_content&view=article&id=56&Itemid=62.html](http://rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com_content&view=article&id=56&Itemid=62.html)

MICHÁLEK, T., 2010. Vznik charakteristického RTG záření. FMBI ČVUT. [online]. Internetový portál RTG. [cit. 2024-4-19]. Dostupné z: [http://rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com\\_content&view=article&id=56&Itemid=62.html](http://rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com_content&view=article&id=56&Itemid=62.html)

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS [NCRP], 2009. *Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States*. Report No. 160. Spojené státy americké. ISBN -13: 978-0-929600-98-7.

PODZIMEK, F., 2013. *Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření*. Praha: České vysoké učení technické. ISBN 978-80-01-05319-5.

RÖSCH, J., KELLER, F.S., KAUFMAN, J.A., 2003. The Birth, Early Years, and Future of Interventional Radiology. *Journal of Vascular and Interventional Radiology* [online]. 2003(14), 841-853 [cit. 2024-3-25]. Dostupné z: [https://www.jvir.org/article/S1051-0443\(07\)60245-0/abstract](https://www.jvir.org/article/S1051-0443(07)60245-0/abstract)

ROSINA, J., 2022. *Základy lékařské biofyziky pro studenty lékařských fakult*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-2574-6.

SEIDL, Z. a kol., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.

STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST [SÚJB], 2021. Hodnocení lékařského ozáření [online]. [cit. 2024-4-10]. Dostupné z: [https://sujb.gov.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske\\_ozareni/bulletinlo2021.pdf](https://sujb.gov.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske_ozareni/bulletinlo2021.pdf)

STECKER a kol., 2009. Guidelines for Patient Radiation Dose Management. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*. 20(7), 263-273.

STROKE MANUAL, 2021. Digital subtraction angiography [online]. 13.12.2023 [cit. 2024-4-19]. Dostupné z: <https://www.stroke-manual.com/digital-subtraction-angiography-dsa/>

SÚKUPOVÁ, L., 2013. Expoziční parametry pro skiagrafický a skiaskopický mód angiografického systému. *Česká radiologie*. 67(3), 232-237.

SÚKUPOVÁ, L., 2015. Možnosti snížení dávek rentgenového záření pacientům a lékařům v intervenční kardiologii. *Intervenční a akutní kardiologie*. 14(4), 158-163.

SÚKUPOVÁ, L., 2018. Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.

ŠPERLOVÁ, Š., 2012. Radiační dávka v oboru intervenční radiologie. České Budějovice. Bakalářská práce. Zdravotně sociální fakulta Jihočeské univerzity.

TSAPAKI, V., 2020. Radiation dose optimization in diagnostic and interventional radiology: Current issues and future perspectives. *Physica Medica*. (79), 16-29.

TURC, 2019. European Stroke Organisation (ESO) - European Society for Minimally Invasive Neurological Therapy (ESMINT) Guidelines on Mechanical Thrombectomy in Acute Ischemic Stroke. *J NeuroIntervent Surg*. 1-30.

ULLMANN, V., 2024. Astro Nukl Fyzika [online]. [cit. 2024-4-9]. Dostupné z: <https://www.astronuklfyzika.cz/Fyzika-NuklMed.htm>

UVA RADIOLOGY & MEDICAL IMAGING, [online]. Inside View. 2.7.2019 [cit. 2024-3-25]. Dostupné z: <https://blog.radiology.virginia.edu/interventional-radiologist-definition/>

VARGHESE, A. a kol., 2019. Radiation dose reference card for interventional radiology procedures: Experience in tertiary referral centre. *Indian Journal of Radiology and Imaging*. 29(3), 247-252.

VĚSTNÍK MZ ČR [online], 2015. 6. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR [MZČR], 2015 (6) [cit. 2024-3-25]. Dostupné z: [https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/2015/05/Vestnik-MZ\\_06\\_2015.pdf](https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/2015/05/Vestnik-MZ_06_2015.pdf)

VĚSTNÍK MZ ČR [online], 2016. 10. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR [MZČR], 2016 (10) [cit. 2024-3-25]. Dostupné z: <https://mzd.gov.cz/wp-content/uploads/wepub/13122/36111/V%c4%9bstn%c3%adk%20MZ%20%c4%8cR%2010-2016.pdf>

VÝBOR ČESKÉ SPOLEČNOSTI INTERVENČNÍ RADIOLOGIE ČLS JEP, 2015. Koncepce oboru intervenční radiologie. *Česká radiologie* [online]. 69(2), 85-86 [cit. 2024-3-25]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_1502\\_85\\_86.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1502_85_86.pdf)

## **8 Seznam tabulek, obrázků a grafů**

Tabulka 1: Jednotlivé fáze interakcí s živou hmotou

Tabulka 2: Konverzní faktory pro přepočet KAP na E

Tabulka 3: Perkutánní transluminální angioplastika

Tabulka 4: Zobrazovací parametry PTA

Tabulka 5: Embolizace

Tabulka 6: Zobrazovací parametry embolizace

Tabulka 7: Trombolýza

Tabulka 8: Zobrazovací parametry trombolýzy

Tabulka 9: Kavální filtr

Tabulka 10: Zobrazovací parametry kaválního filtru

Tabulka 11: Výkony v oblasti srdce

Tabulka 12: Zobrazovací parametry u výkonů v oblasti srdce

Tabulka 13: Zavedení stentu

Tabulka 14: Zobrazovací parametry při zavedení stentu

Tabulka 15: Perkutánní transhepatická drenáž + cholangiografie (PTD+PTC)

Tabulka 16: Zobrazovací parametry PTD a PTC

Tabulka 17: Hodnoty směrodatných odchylek

Obrázek 1: Vznik brzdného RTG záření

Obrázek 2: Vznik charakteristického RTG záření

Obrázek 3: Schéma RTG vyšetření, pozice rentgenky ve vztahu k pacientovy

Obrázek 4: Strategie ke snížení expozice záření

Obrázek 5: Digitální substrakční angiografie, před a po kontrastní látce

Obrázek 6: Počet provedených výkonů

Obrázek 7: Porovnání odhadů efektivních dávek u jednotlivých intervenčních výkonů

Obrázek 8: Průměrné efektivní dávky při intervenčních výkonech

## 9 Seznam zkratek

AEC	Automatic exposure control
AG	Angiografie
ALARA	As low as reasonably achievable
CT	Computer tomography
DDŽ	Dolní dutá žíla
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DK	Dolní končetina
DNA	Deoxyribonukleová kyselina
DRÚ	Diagnostické referenční úrovně
DSA	Digitální subtrakční angiografie
ERCP	Endoskopická retrográdní cholangiopankreatografie
HK	Horní končetina
KAP	Kerma area product
MDRÚ	Místní diagnostické referenční úrovně
NRS	Národní radiologické standardy
PTA	Perkutánní transluminální angioplastika
PTC	Perkutánní transluminální cholangiografie
PTCA	Perkutánní transluminální koronární angioplastika
PTD	Perkutánní transluminální drenáž

RTG	Rentgen
RTM	Rhenium-wolfram-molybdenum
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
TL	Trombolýza