

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Sledování a porovnání radiační zátěže pacienta a lékaře při vyšetření mozkových tepen jednoprojekčním a dvojprojekčním přístrojem pro DSA vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 11/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách.

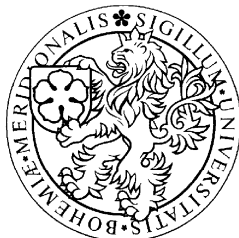
V Českých Budějovicích dne 9. května 2008

.....

Poděkování

Chtěla bych touto cestou poděkovat MUDr. Janouškové Csc., za laskavé vedení mé práce. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Žákové a všem kolegyním a kolegům na radiodiagnostických pracovištích v nemocnici v Českých Budějovicích a v Praze Na Homolce, s jejichž pomocí jsem získala informace a data nezbytná k vypracování mé bakalářské práce.

**JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH
ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA**



**Sledování a porovnání radiační zátěže pacienta a lékaře
při vyšetření mozkových tepen jednoprojekčním
a dvojprojekčním přístrojem pro DSA**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr.Ladislava Janoušková, Csc.

Autor práce: Jana Slavíková

V Českých Budějovicích dne 9.května.2008

Monitoring and Comparison of Radiation Dose of Patient and Physician during examination of Brain Arteries with Single plane (Conventional) Digital Subtraction Angiography (DSA) and Biplane DSA.

Nowadays, the number of angiography examinations and operations of intervention radiology is increasing. Sometimes, these examinations are very complicated and they represent too long fluoroscopy time and thus, extensive radiation load. It is necessary to ensure radiation protection of patients and medical staff.

This thesis is divided into two parts. The first part is devoted to points as interrelated legislation, process of ionizing irradiation rise, used units and quantities, possible protection of a patient and medical staff from ionizing irradiation.

In experimental part I deal with measurement of radiation dose of the staff and patients in angiography examination of brain arteries. I compare the measurements with the use of single plane and biplane DSA and radiation dose of patients. The measurement was carried out with Siemens Axiom machines at radiodiagnostic department in "Na Homolce" hospital. For the calculation of dose the programme Effdose version was chosen. I also compare measurement in physicians during angiography examination at radiodiagnostic department in České Budějovice hospital and in „Na Homolce“ hospital in Prague. For these purposes electronic personal dosimeters EPD Mk2 (Siemens firm) were used. All results were worked out into graphic charts for better clarity.

In the end of my work the proposals and measures, how to reduce radiation dose which is necessary in these angiography examinations, are described.

OBSAH

ÚVOD

V ČESKÝCH BUDEJOVICÍCH DNE 9. KVĚTNA 2008	- 1 -
.....	- 1 -
1. SOUČASNÝ STAV DANÉ PROBLEMATIKY	- 8 -
1.1. RADIAČNÍ OCHRANA A LEGISLATIVA	- 9 -
2. RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ	- 10 -
2.1. VZNIK ZÁŘENÍ	- 10 -
2.1.1. <i>Brzdné záření</i>	- 10 -
2.1.2. <i>Charakteristické záření</i>	- 10 -
2.1.3. <i>Primární a sekundární záření</i>	- 11 -
2.2. FILTRACE	- 12 -
2.3. BIOLOGICKÉ ÚČINKY ZÁŘENÍ	- 12 -
a) <i>Genetické</i>	- 12 -
b) <i>Somatické</i>	- 12 -
2.4. VZTAH DÁVKY A ÚČINKU ZÁŘENÍ	- 13 -
a) <i>Deterministické účinky</i>	- 13 -
b) <i>Stochastické účinky</i>	- 13 -
3. RADIAČNÍ OCHRANA	- 14 -
3.1. PRINCIPY RADIAČNÍ OCHRANY	- 14 -
3.1.1. <i>Princip zdůvodnění činnosti</i>	- 15 -
3.1.2. <i>Princip optimalizace ochrany před zářením</i>	- 15 -
3.1.3. <i>Zajištění bezpečnosti zdrojů</i>	- 15 -
3.1.4. <i>Princip nepřekročení limitů</i>	- 15 -
3.2. MONITOROVÁNÍ V RADIAČNÍ OCHRANĚ	- 17 -
3.2.1. <i>Monitorování pracoviště</i>	- 17 -
3.2.2. <i>Osobní monitorování</i>	- 18 -
3.2.3. <i>Referenční úrovně</i>	- 18 -
3.3. FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ RADIAČNÍ ZÁTĚŽ	- 19 -
3.3.1. <i>Indikace k výkonu</i>	- 19 -
3.3.2. <i>Přístrojové vybavení pracoviště</i>	- 19 -
3.3.3. <i>Personální obsazení a počet provedených výkonů</i>	- 19 -
3.3.4. <i>Usměrňování lékařského ozáření</i>	- 19 -
3.4. VELIČINY A JEDNOTKY RADIAČNÍ OCHRANY A DOZIMETRIE	- 20 -
3.4.1. <i>Veličiny používané v dozimetrii</i>	- 20 -
<i>Sdělená energie</i>	- 20 -
<i>Absorbovaná dávka</i>	- 20 -
<i>Dávkový příkon</i>	- 21 -
<i>Kerma</i>	- 21 -
<i>Kermový příkon</i>	- 21 -
<i>Expozice</i>	- 21 -
3.4.2. <i>Veličiny používané v radiační ochraně</i>	- 22 -
<i>Dávkový ekvivalent</i>	- 22 -
<i>Osobní dávkový ekvivalent</i>	- 22 -
<i>Ekvivalentní dávka ve tkáni nebo orgánu</i>	- 22 -
<i>Efektivní dávka</i>	- 23 -
4. MOZKOVÁ ANGIOGRAFIE	- 25 -

4.1.	INDIKACE K MOZKOVÉ ANGIOGRAFII	- 25 -
4.2.	DSA	- 26 -
4.3.	DIAGNOSTICKÁ MOZKOVÁ ANGIOGRAFIE	- 28 -
4.4.	OCHRANA PERSONÁLU.....	- 29 -
4.5.	OCHRANA PACIENTA.....	- 30 -
5.	CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY.....	- 31 -
5.1.	Cíl 1	- 31 -
5.2.	Cíl 2	- 31 -
5.3.	Cíl 3	- 31 -
5.4.	HYPOTÉZA 1.....	- 31 -
5.5.	HYPOTÉZA 2.....	- 31 -
6.	SLEDOVANÝ SOUBOR A METODIKA.....	- 32 -
7.	VÝSLEDKY MĚŘENÍ.....	- 34 -
8.	DISKUSE.....	- 40 -
9.	NÁVRHY PRO SNÍŽENÍ RADIAČNÍ ZÁTĚŽE	- 43 -
10.	ZÁVĚR	- 45 -
11.	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	- 47 -
12.	KLÍČOVÁ SLOVA.....	- 50 -
	PŘÍLOHY.....	- 51 -
	PŘÍLOHA Č. 1.....	- 52 -
	PŘÍLOHA Č. 2.....	- 53 -
	PŘÍLOHA Č. 3.....	- 54 -
	PŘÍLOHA Č. 4.....	- 55 -
	PŘÍLOHA Č. 5.....	- 56 -

ÚVOD

Téma své práce jsem si vybrala proto, že na radiodiagnostickém oddělení pracuji již řadu let a mohu sledovat, jak narůstá počet a náročnost jednotlivých vyšetřovacích postupů a výkonů. V rámci radiodiagnostických vyšetření mohou být pacienti vystaveni nezanedbatelným dávkám záření. Tato skutečnost mne vedla k tomu, abych se zamyslela nad problematikou radiační zátěže pacientů a samozřejmě i zdravotnického personálu. Dále mne zajímá, jaký je rozdíl v radiační zátěži vyšetřovaných pacientů při použití jednotlivých typů přístrojů DSA. Důležitým bodem je jistě i srovnání radiační zátěže lékařů radiodiagnostických oddělení ve dvou různých nemocnicích, kteří pracují na dvou odlišně starých přístrojích. Přínosem mé práce bude návrh opatření, která budou snižovat radiační zátěž při jednotlivých vyšetřeních a výkonech.

1. Současný stav dané problematiky

V roce 1928 byla na II. mezinárodním radiologickém kongresu ve Stockholmu ustanovena Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (ICRP). Vládní světové i regionální organizace připravují po vydání nových základních doporučení ICRP pravidla radiační ochrany. V současné době jsou to základní standardy ochrany před zářením a bezpečnosti zdrojů záření (BSS), které byly připraveny v rámci Mezinárodní agentury pro atomovou energii (IAEA) za spolupráce Světové zdravotnické organizace (WHO), Mezinárodní organizace práce a dalších mezinárodních organizací. Tato pravidla jsou závazná jak pro činnosti vykonávané ve spolupráci s mezinárodními organizacemi, tak jsou také určena jako základ pro tvorbu předpisů v našem státě.

Pro optimalizaci ochrany při lékařském ozáření se k dosažení co nejnižších dávek odpovídajícím cílům lékařského vyšetření nestanoví závazné meze, tj. limity ozáření, aby nebyla omezena lékařská rozhodnutí ve prospěch zdraví nemocného. Existují však určité doporučené hodnoty dávek, tzv. směrné hodnoty, dosahované vhodnými postupy na pracovištích. (Nejsou-li směrné hodnoty překročeny, lze považovat radiační ochranu za optimalizovanou a není nutné provádět optimalizační analýzu.) Tyto hodnoty se nazývají *diagnostické referenční úrovně* a jsou uvedeny v příloze č.9 vyhl.č.307/2002 Sb. V roce 2003 byl také vydán Věstník Ministerstva zdravotnictví „*Indikační kritéria pro zobrazovací metody*“. Příručka stanoví indikační kritéria, která mohou být využita zdravotnickými pracovníky kvalifikovanými k odesílání pacientů na radiologická vyšetření, s cílem zajistit, aby všechna vyšetření byla dobře zdůvodněna a optimalizována. Soustavná používání těchto doporučení by mělo zlepšit klinickou praxi a vést ke zmenšení indikací k vyšetření a v důsledku toho k redukci lékařského ozáření.(3)

Také systematické hodnocení postupů radiologických vyšetření a důsledné kontroly technických parametrů všech užívaných rentgenových zařízení přispívají k optimální radiační ochraně.

1.1. Radiační ochrana a legislativa

Na základě doporučení ICRP se tvoří legislativa pro jednotlivé státy. Veškeré používání zdrojů ionizujícího záření a dále všechny činnosti, které se zabývají ochranou osob před účinky ionizujícího záření podléhají v České republice zákonu č.18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon), který byl v souvislosti se sjednocováním českých právních předpisů s předpisy Evropské unie novelizován zákonem č.13/2002 Sb.

Ve sbírce zákonů jsou publikovány vyhlášky Státního úřadu pro jadernou bezpečnost, z nichž nejvýznamnější je vyhláška č.307/2002 Sb. o požadavcích na zajištění radiační ochrany, která nahradila původní vyhlášku č.184/1997 Sb.

Dále obecné požadavky na ochranu před ionizujícím zářením stanovuje také vyhláška č.146/1997 Sb., ve znění vyhlášky č.315/2002 Sb., kterou se stanoví činnosti, které mají bezprostřední vliv na jadernou bezpečnost, a činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany, požadavky na kvalifikaci a odbornou přípravu, způsob ověřování zvláštní odborné způsobilost a udělování oprávnění vybraným pracovníkům a způsob provedení schvalované dokumentace pro povolení k přípravě vybraných pracovníků.(4)

Hlavním cílem radiační ochrany je snížit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků na přijatelnou úroveň a zabránit vzniku deterministických poškození. Stochastické účinky jsou představovány radiačně indukovanými rakovinami a genetickými následky a předpokládá se, že mohou nastat po jakkoliv malém ozáření.(5)

2. Rentgenové záření

2.1. Vznik záření

Rentgenové záření je elektromagnetické záření velmi krátké vlnové délky, které má luminiscenční, fotochemický a biologický efekt a rovněž vyvolává ionizaci. Umělým zdrojem RTG záření je vakuovaná rentgenka, ve které vzniká RTG záření prudkým zabrzděním elektronů, letícím velkou rychlostí o vysoké hmotnosti. Elektrony jsou emitovány z katody, kterou je vlákno, většinou wolframové žhavené na teplotu okolo 200° C. Při nárazu na anodu se kinetická energie elektronů mění z 1 % v rtg. záření a z 99 % v teplo. Při dopadu elektronů na anodu vzniká brzdné a charakteristické záření.

2.1.1. Brzdné záření

Brzdné záření vzniká interakcí elektronu a jádra atomů anody. Zabrzdění elektronů může nastat najednou nebo postupně v několika atomech. Záření vzniklé jednostupňovým zabrzděním má nejkratší délku. Zabrzdění ve více atomech vyvolá směs různých vlnových délek, které jsou delší, než je vlnová délka záření vzniklého při jednostupňovém zabrzdění. Brzdné záření nezávisí na materiálu anody, ale jen na napětí mezi anodou a katodou. Spektrum brzdného záření je spojitě.(2)

2.1.2. Charakteristické záření

Charakteristické záření vzniká tak, že elektron letící z katody vyrazí na anodě ze slupky K nebo L elektron a na uvolněné místo přeskočí elektron ze vzdálené slupky. Kinetická energie elektronů na vzdálených slupkách je vyšší než na slupkách, které jsou blíž k jádru, a tak se přebytek energie uvolní ve formě záření X. Charakteristické záření se nazývá podle materiálu, ze kterého je vyrobeno ohnisko anody rentgenky, tedy té části anody, na kterou dopadá převážná část elektronů, které vylétly z katody. Toto záření má čárové spektrum.

2.1.3. *Primární a sekundární záření*

Primární záření vzniká nárazem elektronů na ohnisko anody. Je to tzv. užitečný svazek záření. Užitečný svazek záření vystupující z ohniska má tvar kužele. Paprsek probíhající v ose kužele se nazývá centrální paprsek.

Ve hmotě ozářené primárním zářením vzniká sekundární záření. Část tohoto sekundárního záření neprobíhá ve směru primárního svazku, ale jde do stran a zpět. Takže z nemocného, který je vyšetřován, vychází sekundární záření. Šíří se všemi směry a ohrožuje personál, který se pohybuje v okolí vyšetřovaného pacienta. Sekundární záření také zhoršuje ostrost i kontrast obrazu. Musí se dbát na to, aby nebylo použito zbytečně velké napětí, protože čím je napětí vyšší, tím vzniká více sekundárního záření.

Na zeslabování RTG záření se podílí:

- a) absorpce - vysvětluje se fotoefektem, při něm foton záření narazí na některý oběhový elektron atomu a předá mu veškerou energii a zaniká. Elektron, na který foton narazil, vylétne mimo svou slupku. Když elektron vylétne mimo oblast silového pole atomu, dojde k ionizaci, když elektron zůstane v silovém poli atomu, dostane se atom do vybuzeného stavu. Při návratu z vybuzeného do klidového stavu je vyzářena energie tím větší, čím byl elektron vybuzen na vyšší energetickou slupku atomu. Znamená to, že při absorpci se tvoří sekundární záření.
- b) rozptyl - klasický a Comptonův. Při klasickém dochází ke srážce rentgenového kvanta (fotonů) a obíhajícího elektronu. Při ní se vychýlí kvantum záření z původního směru, avšak neztratí žádnou energii a elektron se pouze vychýlí ze své původní dráhy. U Comptonova rozptylu se srazí kvantum záření (primární záření) s elektronem, záření se vychýlí z původního směru a ztrácí část své energie (záření pokračuje dále jako kvantum - sekundární záření o větší vlnové délce a nižší energii). Srážkou postižený elektron je vyražen z oběhové slupky. Jak při klasickém, tak i Comptonově rozptylu vzniká sekundární záření nejrůznějších směrů. Čím kratší je vlnová délka primárního záření, tím více sekundárního záření vzniká a směřuje ve směru primárního záření.

- c) tvorba elektron-pozitronových párů. – má-li foton (γ) větší energii než 1,02 MeV, může být zcela pohlcen v elektrickém poli atomového jádra, přičemž vzniká dvojice elektron a pozitron. Toto záření se nevyužívá v rtg.diagnostice.

2.2. Filtrace

Měkké X záření delších vlnových délek a nízké energie fotonů na začátku spojitého spektra nemá pro diagnostiku žádný význam, absorbuje se většinou již v kůži a způsobuje jen nežádoucí radiační zátěž pacienta. Proto se používá filtrace. Vhodnou filtrací je pak zachycena nízkoenergetická část spektra, která by byla bez vlastního podílu na získaném obrazu absorbována pacientem a tak by se pouze zvyšovala jeho radiační zátěž.

2.3. Biologické účinky záření

Rentgenové záření má velký vliv na živý organismus. Účinky ionizujícího záření se projevují poškozením biologických struktur. Toto působení se dělí na genetické a somatické.

a) Genetické

je působení na chromozomy buněk, které jsou velmi citlivé již na malé dávky záření. Toto záření může vyvolat mutace genů, které pak vedou k různě závažným anomáliím na plodu u těhotné ženy.

b) Somatické

poškození je působení na jednotlivé tkáně. Citlivost jednotlivých tkání a orgánů na záření je různá. Mluví se zde o tzv. radiosenzitivitě. Ke vnímavým systémům patří z tohoto hlediska lymfatická tkáň, červená kostní dřeň, výstelka tenkého střeva a některých jiných orgánů, mužské pohlavní orgány a oční čočka.

2.4. Vztah dávky a účinku záření

Rozlišují se dva základní typy účinků, a to deterministické a stochastické účinky.

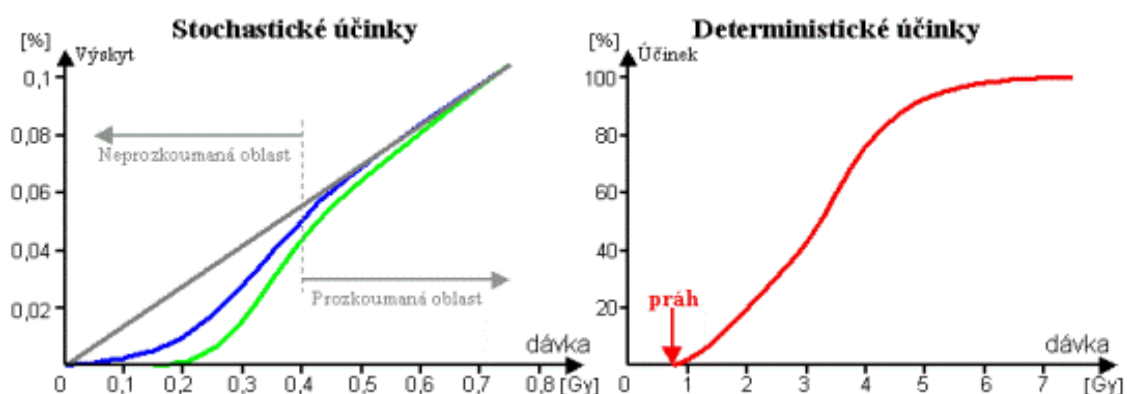
a) Deterministické účinky

Deterministické účinky jsou takové, k nimž dochází v důsledku smrti velkého počtu buněk s následnou ztrátou funkce tkání a orgánů, a jejichž závažnost stoupá s prahovou dávkou, tzn. že změny nastávají až po dosažení určitého prahu dávky. S růstem dávky se zvyšuje závažnost změn. Ochrana proti deterministickým účinkům tedy spočívá v zamezení dosažení prahových dávek pro jednotlivé tkáně a orgány a ve stanovení závazných limitů pro tkáňové dávky.

b) Stochastické účinky

Stochastické účinky jsou takové, pro něž se předpokládá bezprahový vztah mezi dávkou a účinkem, mohou nastat i při velmi nízkých dávkách, přičemž s rostoucí dávkou roste i pravděpodobnost jejich vzniku. Vznik poškození po ozáření tedy nemůžeme nikdy zcela vyloučit, můžeme ale omezit pravděpodobnost jejich vzniku na míru pokládanou za přijatelnou pro jednotlivce a společnost.

Obr.č.1. Závislost biologického účinku (pravděpodobnosti výskytu a závažnosti poškození) na velikosti absorbované dávky záření pro stochastické účinky (vlevo) a deterministické účinky (vpravo).(22)



3. Radiační ochrana

3.1. *Principy radiační ochrany*

Ozáření člověka ze zdrojů používaných v lékařství je v zemích s dobrým či vysokým standardem zdravotní péče významným příspěvkem k celkové dávce ionizujícího záření, jíž je člověk vystaven. Přitom na rozdíl od některých složek přírodního radiačního pozadí, existují možnosti jak dávku tohoto záření snižovat bez újmy na prospěchu, který má jeho aplikace pacientům přinést. Cestou k tomuto cíli je prosazování dvou principů: omezování výkonů nespĺňujících požadavek přiměřené efektivity, tedy usměrňování indikací a zajištění kvalitní vyšetřovací techniky a jejího bezchybného využívání.

V roce 2005 vydalo Ministerstvo zdravotnictví ČR ve spolupráci se Státním úřadem pro jadernou bezpečnost, Radiologickou společností ČLS JEP a Českou společností fyziků v medicíně soubor doporučení a návod pro tvorbu místních radiologických postupů (standardů) na radiologických pracovištích v České republice, tzv. *Národní radiologické standardy*. Na všech radiodiagnostických pracovištích by měly být písemně vypracovány postupy, podle kterých se mají provádět lékařská ozáření a zároveň by mělo být součástí těchto postupů stanovení a hodnocení dávek pacientů. Optimalizace radiační ochrany při lékařském ozáření bude dosažena pouze při dodržování těchto stanovených pravidel, hlavně používáním standardních diagnostických postupů a dodržováním pravidel v rámci systému jakosti. Každé pracoviště musí mít vypracován svůj program zabezpečení jakosti. Dále se musí pravidelně provádět na rentgenových přístrojích kontrolní činnosti a to zkoušky dlouhodobé stability rentgenových zařízení a zkoušky provozní stálosti. Při instalaci nového rentgenového přístroje na pracoviště se musí provést zkouška přejímací, kterou se ověřují provozní parametry, vlastnosti přístroje a dozimetrické veličiny. Součástí této zkoušky je také proměření sekundárního záření v okolí a na pracovních místech.

Na rozdíl od předcházející legislativy se nová legislativa významně zabývá ochranou pacientů při radiodiagnostických vyšetřeních. Ze zákona č.18/1997 Sb.

a z vyhlášky č.184/1997 Sb. vyplývají základní principy radiační ochrany, které je nutné nejen dodržovat, ale i kontrolovat v pravidelných intervalech. Jedná se o princip zdůvodnění činnosti, princip optimalizace ochrany před zářením, zajištění bezpečnosti zdrojů a princip nepřekročení limitů.(14)

3.1.1. *Princip zdůvodnění činnosti*

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, musí dbát na to, aby toto jednání bylo zdůvodněno a aby bylo přínosem pro pacienta. Ve zdravotnictví je tento princip používán často, protože většina vyšetření je odůvodněná klinickým stavem pacienta.

3.1.2. *Princip optimalizace ochrany před zářením*

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko ohrožení života, zdraví osob a životního prostředí bylo tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při uvážení hospodářských a společenských hledisek. To je hlavním cílem optimalizace. Princip optimalizace se nazývá ALARA (as low as reasonably achievable).

3.1.3. *Zajištění bezpečnosti zdrojů*

Ochrana a bezpečnost zdrojů má být zajištěna řádným řízením, dobrou technikou, systémem zabezpečení jakosti a odborným vzděláním personálu. Jedná se fyzickou bezpečnost zdrojů.

3.1.4. *Princip nepřekročení limitů*

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen omezovat ozáření osob tak, aby celkové ozáření způsobené možnou kombinací ozáření z činností vedoucích k ozáření nepřesáhlo v součtu stanovené limity. Limity ozáření jsou závaznými kvantitativními ukazateli pro celkové ozáření z radiačních činností, jejichž překročení

není ve stanovených případech přípustné. Dělí se na obecné limity, limity pro radiační pracovníky a limity pro učně a studenty.

Obecné limity - vztahují se na celkové ozáření z radiačních činností a nevztahují se na profesní, lékařské a havarijní ozáření.

Limity pro radiační pracovníky - limity pro profesní ozáření, tj. ozáření v přímé souvislosti s výkonem práce.

Limity pro učně a studenty - vztahují se na ozáření, kterému jsou vědomě vystaveny osoby po dobu jejich specializované přípravy na výkon povolání se zdroji ionizujícího záření (od 16 do 18 let věku).(8)

Tabulka č.1 Obecné limity

Limitovaná veličina	Obecný limit	Limit pro radiační pracovníky	Limit pro učně a studenty
Součet efekt.dávek ze zevního ozáření a úvazků efekt.dávek z vnitř.ozáření	1mSv/rok	100 mSv/5 roků 50 mSv/rok	6 mSv/rok
Ekvivalentní dávka v oční čočce	15 mSv/rok	150 mSv/rok	50 mSv/rok
Průměrná efektivní dávka v 1 cm ² kůže	50 mSv/rok	500 mSv/rok	150 mSv/rok

Odvozené limity jsou pomocnými kvantitativními ukazateli, vyjádřenými v měřitelných veličinách a sloužícími ve vybraných případech k prokazování, že limity pro radiační pracovníky nebyly překročeny.

Tabulka č.2 Odvozené limity

Ozáření	Limitovaná veličina	Odvozený limit
zevní	Hp(0,07)-osob.dávk.ekv. v hloubce 0,07 mm	500mSv/rok
zevní	Hp(10)-osob.dávk.ekv. v hloubce 10 mm	20 mSv/rok

3.2. *Monitorování v radiační ochraně*

Monitorování slouží k ověřování plnění požadavků radiační ochrany. Patří sem měření veličin charakterizujících radiační pole, vyhodnocování dozimetrických veličin a hodnocení ozáření pracovníků. Program monitorování obsahuje tyto části:

- monitorování pracoviště
- osobní monitorování
- monitorování výpustí
- monitorování okolí

3.2.1. *Monitorování pracoviště*

Monitorováním pracoviště se získávají podklady pro posouzení optimalizace radiační ochrany na daném pracovišti. Sledují se, zaznamenávají a hodnotí se veličiny a parametry charakterizující pole ionizujícího záření.

3.2.2. *Osobní monitorování*

Kontrola vnějšího ozáření se provádí osobními dozimetry. Osobní monitorování spočívá ve stanovení dávky z vnějšího ozáření, obdrženého jednotlivcem během sledovaného období, většinou jednou za měsíc. Osobní dozimetry se doporučuje nosit stále na stejném místě a na ochranné zástěře. Nejčastěji se používají dva typy dozimetrů: filmové a termoluminiscenční. Jako doplněk k pravidelnému měření se používají dozimetry elektronické, s možností okamžitého odečtení expozice a kapesní dozimetry s ionizační komorou. Pro účely monitorování, posuzování a hodnocení ozáření pracovníků se zdroji se rozlišují dvě kategorie:

- kategorie A – jsou pracovníci, kteří při nakládání se zdroji ionizujícího záření mohou obdržet efektivní dávku 6 mSv ročně nebo ekvivalentní dávku na oční čočku, kůži a končetiny převyšující 3/10 ročního limitu závažných nestochastických účinků
- kategorie B – ostatní pracovníci

3.2.3. *Referenční úrovně*

Důležitým prvkem pro hodnocení výsledků monitorování jsou tzv. referenční úrovně. Jsou to hodnoty příslušných veličin, podle nichž se posuzuje úroveň zajištění požadavků radiační ochrany. Jsou tři referenční úrovně:

- záznamová – stanovuje nejnižší hodnotu monitorované veličiny, od které má význam ji hodnotit a zaznamenávat. Jako záznamová úroveň se většinou bere nejmenší detekovatelná hodnota měřené veličiny nebo hodnota pozadí
- vyšetřovací – v případě hodnocení ozáření osob se doporučuje jako vyšetřovací úroveň stanovit tři desetiny základních limitů
- zásahová – její dosažení už znamená, že se jedná o mimořádnou událost či radiační nehodu a je podnětem k podniknutí opatření k ochraně osob a prostředí podle havarijního plánu pracoviště (4, 8)

3.3. Faktory ovlivňující radiační zátěž

3.3.1. Indikace k výkonu

Indikace k výkonu musí být odůvodněná a uvážlivá a musí odpovídat diagnóze podle vyhlášky SÚJB č.307/2002 Sb o radiační ochraně. Za správnou indikaci k vyšetření odpovídá indikující lékař a aplikující odborník.

3.3.2. Přístrojové vybavení pracoviště

K redukci radiační dávky je důležité mít na pracovišti moderní přístrojové vybavení (pulsní skiaskopie, filtrace, ploché detektory, digitální zoom). Radiační zátěž je přímo závislá na kvalitě vyšetření a tím pádem i na stáří a technické výbavě jednotlivých přístrojů. Důležité místo v ochraně personálu mají osobní ochranné pomůcky a jejich důsledné používání.

3.3.3. Personální obsazení a počet provedených výkonů

Radiační zátěž také závisí na erudici, zkušenostech a znalostech vyšetřujícího personálu a také na složení a dobré spolupráci celého týmu, který provádí angiografické vyšetření. Procento úspěšnosti, délka skiaskopického času i celého výkonu závisí také na množství provedených výkonů, především u vyšetřujícího radiologa.(7)

3.3.4. Usměrnování lékařského ozáření

Vyšetření nebo léčení ionizujícím zářením je odpovědností indikujícího lékaře i lékaře provádějícího úkon vedoucí k ozáření. Indikující lékař musí být kvalifikován, aby posoudil jak očekávatelný přínos, tak i újmu z ozáření s úkonem spojenou, s uvážením alternativních technik a postupů. Vyhláška č.184/1997 Sb. vymezuje, kteří zdravotničtí pracovníci mohou nést odpovědnost za toto ozáření. Klinicky správně indikované vyšetření je pokládáno za zdůvodněné ve smyslu principů radiační ochrany.(5)

Povinností radiačních pracovníků je dodržovat principy radiační ochrany – princip zdůvodnění a princip optimalizace.

3.4. Veličiny a jednotky radiační ochrany a dozimetrie

Veličiny a jednotky, které jsou úzce spojené s ionizujícím zářením prošly dlouholetým vývojem. V roce 1925 byl na mezinárodním radiologickém kongresu ustaven orgán, který měl za úkol zabývat se otázkami radiačních měření a standardizace v radiologii. Tento orgán je Mezinárodní komise pro radiologické jednotky (ICRU). V návaznosti na to byla na dalším radiologickém kongresu v roce 1928 ustavena další komise a to Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (ICRP). Tyto dvě komise jsou v činnosti dodnes a doporučení těchto dvou mezinárodních orgánů jsou v jednotlivých státech brána jako podklady pro tvorbu předpisů a zákonných norem v oblasti radiační ochrany a také v oblasti veličin a jednotek.(5)

3.4.1. Veličiny používané v dozimetrii

Tyto veličiny vyjadřují energii absorbovanou v látce.

Sdělená energie

Jedná se o energii, kterou předalo ionizující záření látce v určitém objemu.

Absorbovaná dávka

Důležitou veličinou je absorbovaná dávka D , která je definovaná jako podíl střední sdělené energie $d\varepsilon$ a hmotnosti objemového elementu dm v daném bodě, kterému byla energie předána. Jednotkou absorbované dávky je joule na kilogram, pro který byl zaveden název gray (Gy). Jinak lze říci, že absorbovaná dávka je energie ionizujícího záření absorbovaná v jednotce hmotnosti ozařované látky v určitém místě.

Dávkový příkon

Veličina, která udává, jak rychle se dávka mění. Je definována jako změna dávky za jednotku času. Jednotkou je $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$. Dávka a dávkový příkon vyjadřují působení přímo ionizujícího záření na látku.

Pro posouzení působení nepřímo ionizujícího záření na látku se používají veličiny kerma a expozice.

Kerma

Dávka se vztahuje k předávání energie v daném místě. Jsou-li primární částice nenabitě, tak dojde nejdříve k předání energie na nabitou částici. A to popisuje veličina kerma - „Kinetic Energy Released in MATter“ – kinetická energie uvolněná v látce. Jednotkou je Gray.

Kermový příkon

Kermový příkon K je přírůstek kermy dK za časový interval dT

$$K = dK/dT.$$

Jednotkou kermového příkonu je $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$.

Expozice

Je definována pouze pro fotonové záření ve vzduchu. Je to v daném bodě určený podíl absolutní hodnoty celkového elektrického náboje dQ iontů jednoho znaménka, vzniklých ve vzduchu při úplném zabrzdění všech elektronů a pozitronů, které byly uvolněny v objemovém elementu vzduchu o hmotnosti dm a této hmotnosti. Je definována vztahem $X = dQ/dm$.

Jednotkou je $\text{C}\cdot\text{kg}^{-1}$

3.4.2. Veličiny používané v radiační ochraně

Veličiny v radiační ochraně se podle nařízení ICRU č.51 z roku 1993 dělí na veličiny, které jsou určeny na měření a výpočty a jsou založeny na dávkovém ekvivalentu a veličiny, které slouží k limitování dávek a vycházejí z ekvivalentní dávky.

Dávkový ekvivalent

Je to bodová veličina a je funkcí lineárního přenosu energie. Je dána vztahem $H = Q D$, kde Q je jakostní činitel a D je dávka v uvažovaném bodě tkáně. Jednotkou je Sievert (Sv).

Z dávkového ekvivalentu vycházejí tři operační veličiny pro praktické měření při monitorování osob a prostředí. Pro monitorování osob je určena veličina osobní dávkový ekvivalent.

Osobní dávkový ekvivalent

Je to dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v tkáni v hloubce d . Údaj o osobním dávkovém ekvivalentu musí současně obsahovat informaci o referenční hloubce d (uvádí se v mm). Pro ozáření kůže se většinou používá hodnota $d = 0,07$ mm, tj. $H_p(0,07)$ a pro pronikavé záření hodnota $d = 10$ mm, tj. $H_p(10)$. Pro limitování ozáření oční čočky se bere hodnota $d = 3$ mm.(5) Měření osobního dávkového ekvivalentu lze provést pomocí dozimetru, který je umístěn na povrchu těla.

Ekvivalentní dávka ve tkáni nebo orgánu

Je dána vztahem

$$H_T = W_R D_T$$

Je definována jako součet součinů absorbované dávky D ve tkáni T působením záření R a radiačního váhového faktoru W_R , kde se sčítají příspěvky od jednotlivých

druhů záření. Jednotkou ekvivalentní dávky je Sievert (Sv). Radiační váhový faktor vyjadřuje relativní biologickou účinnost jednotlivých typů záření vzhledem k záření fotonovému. Jeho hodnoty jsou uvedeny v tabulce č.3

Tabulka č.3. Radiační váhové faktory

Typ záření, energie	WR
fotony	1
elektrony, miony	1
neutrony do 10keV	5
neutrony 10 – 100 keV	10
neutrony 100keV – 2 MeV	20
neutrony 2 – 20 MeV	10
neutrony nad 20 MeV	5
protony	5
Částice alfa, těžká jádra	20

Efektivní dávka

Efektivní dávka je součtem všech vážených středních ekvivalentních dávek ve všech orgánech a tkáních lidského těla.

$E = \sum (WT HT)$, kde WT je váhový faktor pro orgán nebo tkáň, HT je ekvivalentní dávka v tkáni nebo orgánu.

Tkáňový váhový faktor vyjadřuje relativní příspěvek daného orgánu nebo tkáně k celkové zdravotní újmě způsobené rovnoměrným ozářením těla. Součet tkáňových váhových faktorů v organismu je roven jedné. Jeho hodnoty jsou uvedeny v tabulce č.4

Tabulka č.4. Tkáňové váhové faktory

Tkáně a orgány	WT
gonády	0,20
červená kostní dřeň	0,12
tlusté střevo	0,12
plíce	0,12
žaludek	0,12
močový měchýř	0,05
mléčná žláza	0,05
játra	0,05
jícen	0,05
štítná žláza	0,05
kůže	0,01
povrch kostí	0,01
ostatní	0,05

V roce 1993 ICRU doporučila upřednostnit používání dávkového ekvivalentu před ekvivalentní dávkou z důvodu lepšího použití dávkového ekvivalentu pro měření. Vyhláška SÚJB č307/2002 Sb. preferuje pro limitování ozáření efektivní dávku. Hlavním důvodem po zavedení efektivní dávky byly problémy, s nimiž se setkávala dřívější koncepce limitované radiační zátěže v ochraně před zářením, jež se opírala o tzv. „kritické orgány“ lidského těla, kdy nebyla možná kvantifikace a porovnání radiačního rizika stochastických účinků v případě různého nerovnoměrného ozáření více částí těla či orgánů.

S limitem efektivní dávky se srovnává hloubkový dávkový osobní ekvivalent (H_p), což je součet dávkových ekvivalentů od jednotlivých druhů záření v hloubce tkáně 10 mm (H_p 10) na nejvíce ozařovaném místě povrchu těla. Součet dávkových ekvivalentů v hloubce tkáně 0,07 mm (H_p 0,07) na nejvíce ozařovaném místě povrchu těla se vyhodnocuje jako povrchový osobní dávkový ekvivalent a srovnává se s limitem ekvivalentní dávky pro kůži.(14)

4. Mozková angiografie

Angiografie je rentgenové vyšetření cév pomocí kontrastní látky.

Ve druhé polovině šedesátých let se rozvinulo sondování mozkových cév, ale největší rozvoj zaznamenala angiografie v sedmdesátých letech, kdy došlo hlavně ke zdokonalení kontrastních látek. V této době se také rychle zdokonalují cévky, vodiče a hlavně vyšetřovací technika. V první polovině sedmdesátých let také klesá výskyt neurologických komplikací na 1 %. Od roku 1972 vstupuje do neurologické diagnostiky počítačová tomografie, díky níž se postavení angiografie mění, přesto i dnes představuje vysoce specializovanou vyšetřovací metodu s množstvím terapeutických aplikací. Angiografie je poměrně drahé vyšetření a patří k náročnějším vyšetřovacím metodám. Z toho vyplývají vysoké nároky kladené nejen na vyšetřující personál, ale i na technické vybavení angiografického pracoviště. Přesto jsou vysoké náklady vyváženy kvalitou a množstvím informací získané tímto vyšetřením.(5)

4.1. Indikace k mozkové angiografii

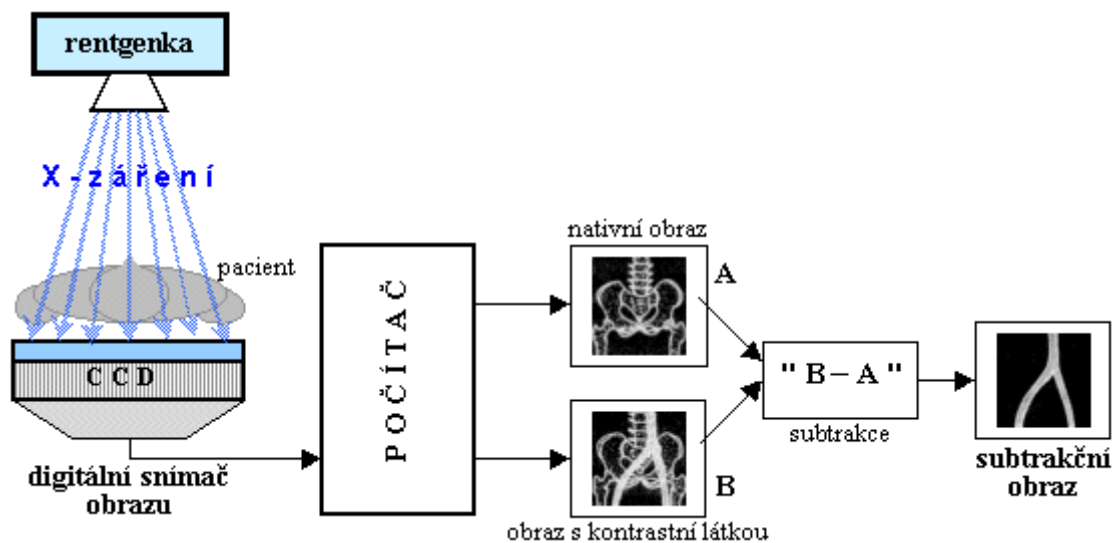
Indikace k provedení mozkové diagnostické angiografie jsou dnes pouze ta onemocnění, kdy stejnou diagnostickou informací nelze obdržet pomocí jiných, méně invazních metod. Patří sem diagnostika vaskulárních zdrojů subarachnoidálního krvácení, arteriovenózní malformace, cílená vyšetření tepenných stenóz, průkaz disekce, diagnostika intrakraniálních tepenných aneuryzmat nebo vyšetření některých specifických typů nádorů. Velký význam má také při průkazu mozkové smrti.(1)

V dnešní době je v této oblasti masivní rozvoj intervenčních endovaskulárních metod. V řadě případů na diagnostickou angiografii navazuje některá z neuro-intervenčních metod.

4.2. DSA

Velký přínos pro angiografická vyšetření bylo zavedení digitální subtrakce v osmdesátých letech. DSA - digitální subtrakční angiografie kombinuje skiaskopické zařízení se zesilovačem rentgenového obrazu a zařízením pro digitalizaci obrazu. Princip DSA spočívá v subtrakci rentgenového záznamu před vstřikem kontrastní látky od záznamu po jejím vstřiku, tzn. že se odečte původní snímek bez náplně cév (maska) od všech snímků série pořízených od začátku vstřiku kontrastní látky do cév. Tím se eliminuje okolní tkáň a je zobrazen pouze cévní systém vyšetřovaných orgánů, například v mozku. K bezpečnému navádění instrumentaria během výkonu slouží promítnutí skiaskopického obrazu tepen do vybraného obrazu z angiografie na pozadí (např. při zavádění mikrokatétu nebo coilu do výdutě). Používáme dvě možnosti, buď ve formě tzv. road map nebo promítnutím předchozí angiografie ve formě stínu, tzv. shading. Intenzitu obrazu na pozadí lze měnit od jeho úplného potlačení k maximálnímu vyjádření (tj. plně subtrahovaný AG obraz na pozadí). Často se používají ještě přídatné monitory, které jsou umístěny vedle hlavního monitoru ve vyšetřovně. Jeden monitor slouží ke skiaskopii, na dalším je zastaven vybraný obraz s předchozí AG, na dalším monitoru lze zobrazit obraz z 3D rekonstrukce, na další obrazovce se monitoruje TK, EKG a pulsová frekvence se saturací O₂ (snímaná oxymetrem). Toto vše přispívá k lepší anatomické orientaci při zavádění katetru. Tím se snižuje nutnost opakování DSA sekvencí a zkracuje skiaskopický čas. To umožní snížení radiační dávky pacienta i personálu a snížení množství kontrastní látky. Nevýhodou DSA jsou pohybové artefakty, které vznikají, pokud dojde k pohybu pacienta mezi načtením masky a vlastním snímkováním s kontrastem anebo přímo zachycení nějakého fyziologického pohybu pacienta, např. pohyb srdce, pohyb plynu ve střevech apod. Tyto artefakty mohou částečně znehodnotit DSA snímky. Postprocesingem lze pohybové artefakty částečně eliminovat, jednak posunem masky, tj. zvolit jiný obraz jako masku anebo tzv. pixelshiftem, tj. posunem masky proti zvolenému obrazu, tak aby byl pohyb eliminován.

Obr.č.2. Principiální schéma činnosti digitální subtrakční radiografie



Zjednodušené schéma principu digitální subtrakční radiografie je nakresleno na obr.č.2 (23)

Svazek X-zářeni z rentgenky prozařuje tělo pacienta a prošlé záření je detekováno digitálním snímačem obrazu, složeným ze scintilátoru a citlivého CCD snímače obrazu. Rentgenka a detektor jsou umístěny naproti sobě na tzv. C-rameni. Do paměti počítače je snímán nejprve nativní rtg. obraz vyšetřovaného místa bez kontrastní látky a pak rtg. obrázky po aplikaci kontrastní látky. Numerickým digitálním odečtením nativního obrazu od obrazu s kontrastní látkou vzniká výsledný subtrakční obraz, na němž je selektivně zobrazena jen struktura naplněná kontrastní látkou, zatímco všechny ostatní anatomické struktury se vyruší. Intenzitu vyjádření masky můžeme plynule měnit od plně subtrahovaného obrazu, přes zobrazení reliéfu pozadí až k nativnímu zobrazení bez subtrakce.

Mozková angiografie by v dnešní době měla být prováděna zásadně na přístrojích, které digitální subtrakci obrazu umožňují.

4.3. *Diagnostická mozková angiografie*

Při tomto vyšetření používá lékař radiolog tzv. Seldingerovu katetrizační metodu. Nejčastěji se používá přístup přes arteria femoralis communis, méně často přes arteria axilaris, arteria brachialis nebo arteria radialis. Při výběru místa vpichu se orientuje podle maximálních pulsací v třísele pacienta (přístup přes arteria femoralis). Punkční jehla má projít přední stěnou femorální artérie v oblasti střední třetiny hlavice femuru. Po vyhmatání pulsace v třísele se celá inguinalní oblast dezinfikuje a zarouškuje. Lékař pak znecitliví místo vpichu anestetikem a před vlastní punkcí provede v místě vpichu skalpelem malý řez. Poté provede vpich do tepny punkční jehlou se seříznutým hrotem, přes ní zavede vodičí drát, nejčastěji se používá teflonový vodič s koncem ve tvaru J, který díky svému ohebnému tvarovanému konci prochází snadno do aorty, a to i v případě vinutí pánevních tepen nebo ateromatózních změn na tepně. Poté radiolog vytáhne jehlu a přes vodič zavede sheat. Ten zajišťuje vstup do tepny pro zavedení, případně pro výměnu diagnostického katétru. Poté (pod skiaskopickou kontrolou) zavede katétru s vodičem přes arteria iliaca communis do aorty a do aortálního oblouku. Nejčastěji je používán tzv. vertebrální katétru, event. Headhunter nebo Simmonsův katétru. Dále pak sonduje a vyšetřuje jednotlivé artérie v různých projekcích. K diagnostickým účelům se katetrizují obě společné karotické tepny nebo selektivně zevní a vnitřní karotidy a pak obě vertebrální tepny. K mozkové angiografii se používá dnes výhradně přístroj s DSA. Doporučuje se vstřík kontrastní látky přes tlakový injektor z důvodu menší radiační zátěže vyšetřujícího lékaře, vstřík je také pokaždé standardní. Během angiografie se většinou tepna, ve které se předpokládá patologie, zobrazuje jako poslední, ale např. v diagnostice zdroje krvácení je vyšetřena nejdříve tepna se suspektním zdrojem. Pokud by došlo v průběhu výkonu ke zhoršení stavu pacienta, je možné rychle pokračovat uzávěrem nalezené výdutě.

4.4. *Ochrana personálu*

Při angiografických vyšetřeních se v místnosti během skiaskopie zdržuje vyšetřující lékař a někdy také instrumentářka. Hlavním zdrojem expozice pro zdravotnický personál je Comptonův rozptyl primárního záření v ozářené části těla pacienta. Množství rozptýleného záření je úměrné ozařované ploše. Je tedy důležité, aby svazek záření byl vymezen jen na diagnosticky významnou oblast. Sníží se tak podstatně radiační zátěž personálu. Při ochraně před rozptýleným zářením se uplatní tři základní způsoby ochrany – ochrana časem, vzdáleností a stíněním. Dávka je přímo úměrná času strávenému v záření, takže také z velké části záleží na samotném radiologovi a jeho zkušenosti a zručnosti, aby skiaskopický čas byl co nejkratší. Dále je velmi důležité uchovávat si maximální možný odstup od zdroje záření, tj. od vyšetřovaného pacienta, protože dávka klesá se čtvercem vzdálenosti. Monitorováním rozptýleného záření na konkrétním typu vyšetření simulovanému pomocí fantomu lze stanovit pracovní místa, která jsou z hlediska ochrany před zářením nejbezpečnější pro zdravotnický personál v místnosti. Velmi významnou roli hraje také vzájemné postavení rentgenky, zesilovače a lékaře. Jestliže je rentgenka umístěna nad nemocným, je riziko záření až 1,5x vyšší, než když se nachází pod stolem. Takže ideální z hlediska ochrany před zářením je, když je zesilovač nebo flat panel nad stolem nebo při bočné projekci na straně vyšetřujícího. Další ze způsobů ochrany je ochrana stíněním. Používají se mobilní zástěny, ochranné závěsy a štíty upevněné buď na vyšetřovacím stole nebo na stropním závěsu. Důležité místo v ochraně personálu mají osobní ochranné pomůcky, jako jsou zástěry, límce, brýle. Ochranné zástěry a límce jsou vyráběny z olovnaté gumy se stínícím ekvivalentem 0,25, 0,35 a 0,5 mm Pb. Výhodou je nošení stahovacího pásu k rozložení váhy na horní a dolní polovinu těla. Límeček se používá ke stínění štítné žlázy a jeho použití by mělo být stejně samozřejmé jako nošení ochranné vesty. Zástěry a límce musí být pravidelně, nejméně však jednou do roka kontrolovány za skiaskopické kontroly, zda není porušena jejich celistvost. Další ochranná pomůcka jsou ochranné brýle s olovnatým sklem, s ekvivalentem olova 0,5 mm, které absorbují až 70 % rozptýleného záření. Jejich nošení je prevencí radiační katarakty.

Použití tlakového injektoru při nástřiku k.l. při Ag sekvenci by mělo být dnes už samozřejmostí. Tlakový injektor musí být kompatibilní s angiografickám kompletem a zároveň je důležité, aby byl tlakový injektor vybaven programovacím a ovládacím pultem, který lze ovládat i z ovladovny, takže není potřeba při vlastních snímkových sekvencích přítomnost lékaře ve vyšetřovně.

K ochraně personálu přispívají i další důležitá opatření, jako je osobní monitorování dávek, program zabezpečování jakosti rentgenových vyšetření, pravidelné preventivní prohlídky a pravidelná školení personálu v radiační ochraně.

4.5. Ochrana pacienta

Dle současné platné legislativy se lékařské ozáření jednotlivých osob odůvodňuje očekávaným individuálním prospěchem pacienta. Není žádný limit dávky ionizujícího záření. Moderní angiografické přístroje jsou konstruovány tak, aby dávka byla co nejnižší při současném zachování všech parametrů kvality vyšetření. Při zvýšení napětí a snížení proudu a při správné volbě filtrace můžeme snížit díky lepší pronikavosti záření významným způsobem radiační zátěž pacienta.

Základní mezinárodně uznávanou a vyžadovanou filosofií radiační ochrany je tzv. princip optimalizace ALARA (as low as reasonably achievable – tak nízká dávka, jak je rozumně dosažitelné). Cílem optimalizace je nalézt takový stupeň ochrany, při němž další vynakládání prostředků již není kompenzováno rovnocennou úsporou újmy.(11)

5. Cíle práce a hypotézy

5.1. Cíl 1

Sledování a porovnání radiační zátěže pacientů při vyšetření mozkových tepen na jednoprojekčním a dvojpřímekčním přístroji pro DSA.

5.2. Cíl 2

Sledování a porovnání radiační zátěže lékařů při vyšetření mozkových tepen na jednoprojekčním a dvojpřímekčním přístroji pro DSA.

5.3. Cíl 3

Popsat návrhy pro snížení radiační zátěže při využití těchto technik.

5.4. Hypotéza 1

Sledovaná radiační zátěž u vyšetřovaných pacientů při mozkové angiografii je menší při použití dvojpřímekčního přístroje pro DSA.

5.5. Hypotéza 2

Sledovaná radiační zátěž u lékařů, kteří provádějí mozkovou angiografii, je nižší při použití dvojpřímekčního přístroje pro DSA.

6. Sledovaný soubor a metodika

Vlastní sběr dat jsem prováděla na radiodiagnostickém oddělení nemocnice Na Homolce. Zde je od ledna roku 2007 dán do provozu angiografický dvojprojekční přístroj Axiom Artis Biplane od firmy Siemens. Nový angiografický přístroj je již vybaven softwarem, který automaticky zaznamenává parametry vyšetření, např. napětí a proud na rentgence, polohu C ramena při snímkování, časy skiaskopie, dílčí a konečné hodnoty DAP (Dose Area Product- součin kermy a plochy). Z provozních deníků jsem si vyhledala pouze pacienty, kterým byla provedena diagnostická mozková angiografie. Celý vyšetřovací protokol každého pacienta je uložen v nemocničním PACS, z něhož jsem si vyhledala všechny potřebné údaje. Za rok 2007 jsem vybrala 34 vyšetření, která byla provedena dvojprojekčním způsobem a 14 vyšetření, která byla provedena jedprojekčním způsobem. Tato vyšetření také odpovídala mým požadavkům na výběr, kterým bylo provedení pouze diagnostické mozkové angiografie. K výpočtům jsem použila program Effdose Version 1.0 NBoH Denmark pro výpočet dávky, který mi poskytl fyzik nemocnice Na Homolce, Ing. Žáková. Z vyšetřovacího protokolu každého pacienta jsem si vyhledala použité kV a DAP pro jednotlivé projekce. Od totálních DAP jsem odečetla DAP pro skia, protože k vlastním výpočtům jsem použila jen dávku, kterou obdrží pacient pouze při snímkových sekvencích. Rozdílná délka skiaskopického času by byla k porovnání zavádějící, intenzita radiační dávky pro pacienta je ovlivněna kvalitou použitého skiaskopického modu (nižší při pulzním modu), dále je významně ovlivněna použitým zvětšením obrazu (ZOOMem) a primárním cloněním, dále také zkušeností vyšetřujícího a stavem cév pacienta. Z protokolu o přejímacích zkouškách č.0097/07 jsem našla hodnoty filtrace rentgenky na jednotlivých C ramenech, která je 3,6 mm Al. Jednotlivé vyšetřovací projekce jsou zadopřední (PA), šikmá a bočná (LAT.). Program pro výpočet dávky počítá pouze s projekcí zadopřední a bočnou, proto jsem jednotlivé projekce zařadila do těchto kritérií podle použitého sklonu C ramena při jednotlivých DSA sekvencích. Po zadání všech potřebných dat program vypočítal celkovou efektivní dávku a dávku v jednotlivých orgánech těla. Pro svou práci jsem zapsala dávku pro oční čočku, mozek, kůži a štítnou žlázu.

Ve druhé části práce jsem se zabývala měřením a následným sledováním radiační zátěže vyšetřujících lékařů. Pro měření jsem si vybrala dvě pracoviště, a to radiodiagnostické oddělení v nemocnici České Budějovice a již zmíněné radiodiagnostické oddělení nemocnice Na Homolce. V Českých Budějovicích používají pro angiografická vyšetření přístroj Polystar od firmy Siemens. Je to už zastaralý přístroj, který byl nainstalován v roce 1998 a využívá analogovou zobrazovací techniku, navíc tento přístroj není určen pouze pro angiografie. Tudíž mne zajímalo srovnání těchto dvou přístrojů a vliv jejich stáří a kvality na radiační zátěž personálu. Měření jsem prováděla od října 2007 do února 2008 s pomocí elektronického dozimetru EPD Mk2 (Siemens), který měl lékař umístěn na levé straně hrudníku na ochranné zástěře. Po skončení každého vyšetření jsem provedla odečet hodnoty povrchového dávkového ekvivalentu Hp 0,07.

Lékaři v Praze používají při nástřicích kontrastní látky při DSA sekvencích tlakový injektor, který ovládá radiologický asistent z ovladovny, takže lékař není při vlastním snímkování přítomen ve vyšetřovně. Zatímco radiologové v Českých Budějovicích používají tlakový injektor pouze omezeně, při nástřicích kontrastní látky při jednotlivých sekvencích jsou přítomni ve vyšetřovně, protože aplikují kontrastní látku tzv. z ruky a tudíž jsou vystaveni větší radiační zátěži.

Nejdříve jsem srovnávala hodnoty naměřené u lékařů z pracoviště v Českých Budějovicích. Naměřené hodnoty povrchových dávkových ekvivalentů Hp(0,07) jsem zaznamenala do tabulek a do grafu.

Dále jsem provedla srovnání naměřených hodnot Hp(0,07) lékařů z obou pracovišť. Pro toto srovnání jsem použila pouze hodnoty naměřené při vyšetřeních, kdy lékaři použili tlakový injektor.

7. Výsledky měření

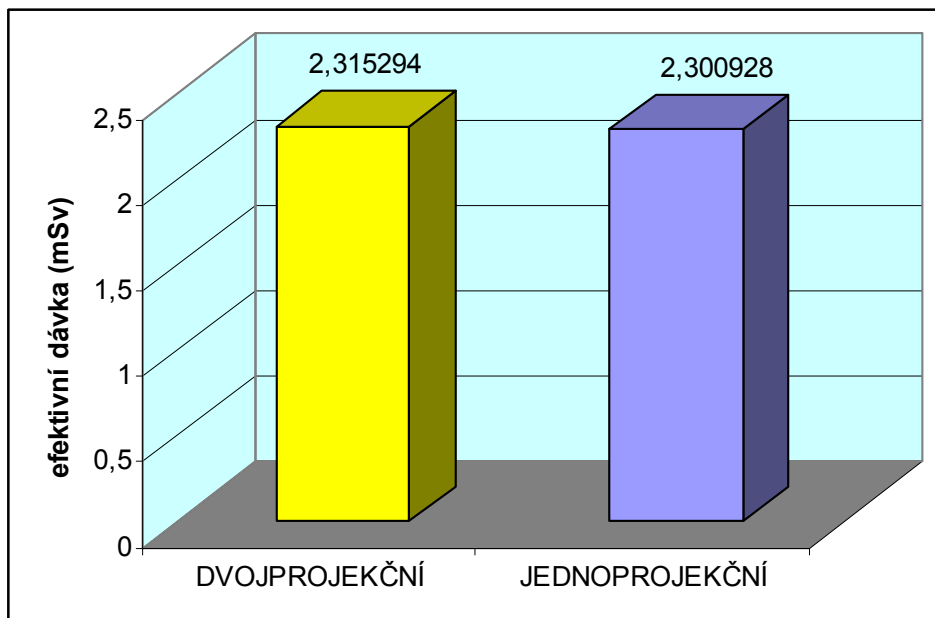
Tabulka č.5. Sledovaný soubor dvojprojekčních mozkových Ag.

Pac.	kV - A	kV - B	DAP- A	DAP- B	ef. dávka	dávka na oč.čočku	dávka na mozek	dávka na kůži	dávka na št.žlázu
			(Gycm2)	(Gycm2)	(mSv)	(mGy)	(mGy)	(mGy)	(mGy)
1	76	72	35,434	13,836	1,45	18,74	27,55	5,3	3,48
2	76	73	48,32	16,32	1,96	23	37,09	7,18	4,73
3	79	85	75,352	31,468	3,6	46,33	68,8	12,1	9,04
4	78	78	84,206	40,161	4,02	56,97	76,86	13,92	9,86
5	77	78	81,699	56,441	4,5	78,73	86,74	15,37	10,81
6	78	73	42,864	15,404	1,81	21,72	34,4	6,5	4,44
7	73	75	37,303	22,805	1,82	31,34	35,03	6,6	4,27
8	77	75	44,862	24,535	2,19	34,06	41,89	5,27	3,38
9	78	76	43,861	17,717	1,95	25,14	37,2	6,89	4,79
10	76	74	37,847	15,401	1,63	21,56	31,03	5,91	3,93
11	75	77	98,078	28,971	3,85	41,85	72,94	14,15	9,35
12	78	76	42,345	18,52	1,94	26,16	36,93	6,8	4,74
13	80	78	55,527	26,619	2,71	37,88	51,9	9,24	6,74
14	74	73	39,752	17,114	1,58	23,56	30,06	5,8	3,71
15	75	76	53,485	20,877	2,27	29,5	43,22	8,25	5,47
16	78	74	49,483	24,066	2,32	33,5	44,29	8,18	5,63
17	75	76	81,127	40,118	3,74	56,02	71,63	13,43	8,96
18	75	71	34,698	12,765	1,41	17,69	26,67	5,24	3,35
19	74	73	56,982	19,228	2,24	26,97	42,58	8,42	5,35
20	78	73	72,822	22,662	2,96	32,28	56,05	10,67	7,28
21	76	75	37,03	17,902	1,7	24,95	32,55	6,09	4,1
22	74	77	40,879	20,554	1,89	28,74	36,19	6,8	4,51
23	73	72	39,571	20,195	1,76	27,55	33,57	6,54	4,09
24	77	75	43,738	20,884	2,03	29,17	38,7	7,18	4,99
25	78	75	88,082	32,346	3,79	45,96	71,98	13,46	9,3
26	75	77	57,705	28,236	2,67	39,36	51,1	9,53	6,41
27	76	74	39,267	26,184	2,04	35,85	39,26	7,21	4,85
28	78	71	33,065	11,658	1,38	16,31	26,09	4,98	3,36
29	78	71	59,883	20,392	2,47	28,6	46,77	8,94	6,03
30	72	71	36,019	16,646	1,51	22,66	28,82	5,75	3,5
31	70	71	33,92	13,66	1,25	18,31	23,86	4,89	2,86
32	75	69	29,283	15,112	1,31	20,38	24,96	4,86	3,06
33	76	72	53,121	37,793	2,8	51,51	53,8	9,98	6,95
34	76	73	54,85	17,09	2,17	24,22	41,13	8	5,27
∅	76	74,38	51,83706	23,04941	2,315	32,25206	44,1658824	8,21853	5,546765

Tabulka č.6. Sledovaný soubor jednoprojekčních mozkových Ag

Pac	kV-PA	kV-LAT.	DAP (Gycm2)	ef.dávka (mSv)	dávka na oč.čočku (mGy)	dávka na mozek (mGy)	dávka na kůži (mGy)	dávka na št.žlázu (mGy)
1	85	78	96,027	3,2	42	60,96	9,91	7,34
2	85	75	95,9	3,28	42,31	62,34	10,89	8,32
3	78	73	52,544	1,65	26,03	31,63	5,89	3,98
4	82	70	90,904	3,47	48,5	66,03	12,06	8,54
5	81	70	108,1	3,49	48,59	66,49	13,05	9,25
6	80	70	27,182	1,623	24,468	30,98	5,11	3,71
7	79	74	62,326	2	32,03	38,3	6,93	4,85
8	82	75	29,626	0,98	13,26	18,7	3,33	2,45
9	78	75	32,688	1	6,03	18,8	3,69	2,52
10	83	73	96,03	3,17	35,56	60,02	10,86	8,01
11	83	74	44,399	1,48	25,95	28,54	4,96	3,64
12	81	76	43,093	1,46	32,89	28,47	4,77	3,49
13	84	75	99,367	3,36	48,45	64,22	11,21	8,43
14	79	75	62,699	2,05	39,99	39,64	6,94	4,91
∅	81,42857	73,78571	67,20607	2,300929	33,28986	43,93714	7,828571	5,674286

Graf č.1. Porovnání průměrných efektivních dávek pacientů u dvojnoprojekčních a jednoprojekčních mozkových angiografií



Tabulka č.7. Hodnoty Hp(0,07) u lékaře č.1.

lékař č.1		
vyšetření	skia čas	dávk.ekvivalentHp(0,07)
s tl.inj.	1 7min.24s	5
	2 10min.25s	26
	3 8min.50s	15
s tl.inj.	4 6min.58s	4
	5 16min.14s	27
s tl.inj.	6 6min.2s	2
s tl.inj.	7 5min.40s	1
s tl.inj.	8 11min.54s	10
	9 29min.16s	30
	10 13min.32s	21
s tl.inj.	11 11min.19s	15
s tl.inj.	12 6min.25s	3
	13 9min.58s	21
s tl.inj.	14 11min.54s	10
∅	10min.22s	13,57142857

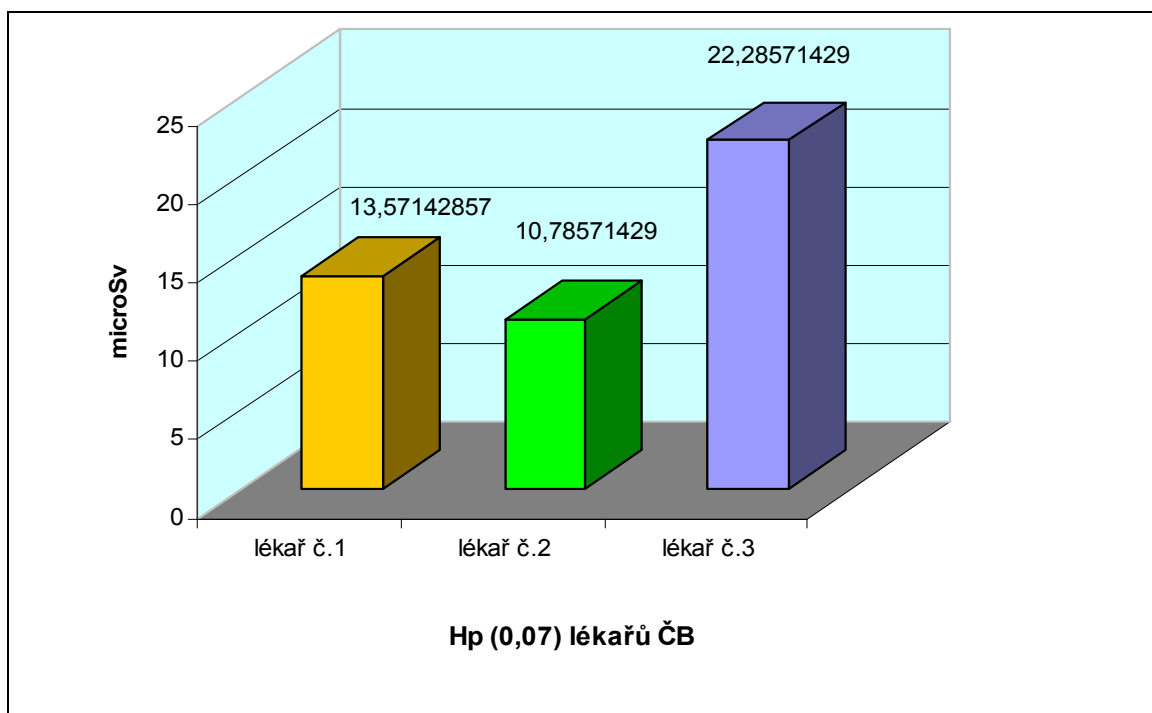
Tabulka č:8. Hodnoty Hp(0,07) u lékaře č.2

lékař č.2		
vyšetření	skia čas	dávk.ekvivalentHp(0,07)
	1 6min.56s	23
	2 19min.07s	37
	3 3min.47s	7
	4 6min	6
s tl.inj.	5 5min.32s	5
s tl.inj.	6 5min.20s	4
	7 4min.46s	8
s tl.inj.	8 5min.48s	4
	9 5min.05s	10
	10 4min.48s	13
	11 14min.54s	14
s tl.inj.	12 13min.14s	8
s tl.inj.	13 5min.58s	5
s tl.inj.	14 4min.28s	7
∅	7min.33s	10,78571429

Tabulka č.9. Hodnoty Hp(0,07) u lékaře č.3

lékař č.3		
vyšetření	skia čas	dávk.ekvivalentHp(0,07)
1	8min.7s	6
2	5min.12s	10
3	7min.24s	25
4	3min.15s	11
5	7min.6s	23
6	11min.27s	41
7	5min.50s	21
8	8min.20s	26
9	17min.32s	30
10	8min.42s	28
11	3min.58s	30
12	5min.30s	13
13	6min.4s	21
14	7min.58s	27
∅	7min.34s	22,28571429

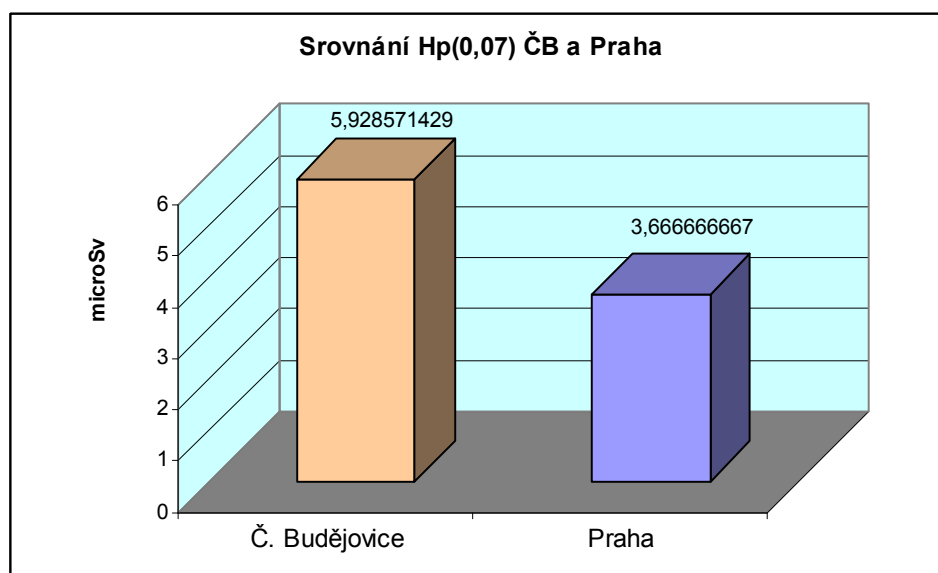
Graf č.2 Srovnání hodnot Hp(0,07) naměřených u lékařů v Č.B



Tabulka č.10.Hodnoty Hp(0,07) lékařů v Českých Budějovicích a v Praze

vyšetření	Č.B.		Praha	
	skia čas	Hp(0,07)	skia čas	Hp(0,07)
1	5min.48s	4	4min.03s	3
2	5min.20s	4	4min.06s	1
3	5min.32s	5	9min.50s	8
4	4min.28s	7	3min.22s	3
5	13min.14s	8	8min.14s	2
6	6min.02s	2	5min.07s	1
7	5min.40s	1	5min.25s	3
8	11min.54s	10	6min.43s	4
9	11min.19s	15	10min.34s	8
10	6min.25s	3		
11	11min.12s	10		
12	7min.24s	5		
13	6min.58s	4		
14	5min.58s	5		
∅	7min39s	5,928571	6min.22s	3,666667

Graf č.3. Srovnání průměrných hodnot Hp(0,07) lékařů v Českých Budějovicích a Praze



V tabulkách č.5 a č.6 jsou uvedeny hodnoty, které jsem zaznamenala z vyšetřovacích protokolů u jednotlivých vyšetření. Průměrná efektivní dávka u dvojprojekčních vyšetření byla 2,315 mSv, u jedprojekčních 2,30 mSv. V grafu č.1 je srovnání těchto průměrných efektivních dávek. Průměrná orgánová dávka na oční čočku je u dvojprojekčních vyšetření 32,25 mGy, u jedprojekčních 33,29 mGy. Průměrná dávka na mozek při dvojprojekčních vyšetřeních byla vypočtena na 44,16 mGy a u jedprojekčních na 43,93 mGy. Další zaznamenaný údaj byla dávka na kůži, průměr pro dvojprojekční vyšetření je 8,22 mGy a pro jedprojekční 7,82 mGy. Poslední údaj, který jsem zaznamenala do tabulek, je dávka na štítnou žlázu. Průměr u dvojprojekčních je 5,54 mGy a u jedprojekčních 5,67 mGy.

V tabulce č.7 a č.8 jsou vyšetření, která provedli lékaři č.1 a č.2, kteří použili při některých vyšetřeních tlakový injektor a při některých vyšetřeních aplikovali kontrastní látku z ruky. V tabulce č.9 jsou vyšetření, která provedl lékař č.3, který nepoužívá při jednotlivých sekvencích tlakový injektor vůbec. U lékaře č.1 je průměrný dávkový ekvivalent 13,57 microSv, průměrný skiaskopický čas je 10 minut 22 sekund, u lékaře č.2 je dávkový ekvivalent průměrně 10,78 microSv a skia čas 7 minut 33 sekund. U lékaře č.3 je průměrný dávkový ekvivalent 22,28 microSv a průměrný skia čas 7 minut 34 sekund. Srovnání jejich naměřených hodnot je v grafu č.2. V tabulce č.10 jsou hodnoty naměřených dávkových ekvivalentů lékařů v Č.B. a lékařů z Homolky při vyšetřeních s použitím tlakového injektoru a v grafu č.3 je srovnání průměrů těchto hodnot. Lékaři v Č.B. mají průměrný naměřený povrchový dávkový ekvivalent 5,93 microSv a průměrný skia čas 7 minut 39 sekund. Lékaři z Prahy mají průměrný dávkový ekvivalent 3,66 microSv a průměrný skia čas 6 minut 22 sekund.

8. Diskuse

1. Z výsledků vyplývá, že celkové efektivní dávky a dávky na oční čočku, mozek a kůži jsou u jednorprojekčních a dvojprojekčních v podstatě stejné, tudíž se moje hypotéza č.1 nepotvrdila. Vysvětluji si to tím, že obě měření byla prováděna na jednom, v podstatě zánovním přístroji Siemens Axiom Artis Biplane, který sestává ze dvou samostatných C ramen pro provádění jednorprojekční i dvojprojekční DSA, dle možností a potřeb angiografického pracoviště.

Hodnoty DAP, při současném srovnání u obou způsobů vyšetřování (jednorprojekční a dvojprojekční), dále výsledné efektivní dávky a orgánové dávky na oční čočku, mozek, kůži a štítnou žlázu, které jsem získala výpočtem v programu Version 1.0 NBoH Denmark pro výpočet dávky, jsou téměř totožné, což je dle mého předpokladu způsobeno dobrou kvalitou obou samostatných snímacích digitálních okruhů, a tedy tím pádem i vlastním použitím kvalitních plošných detektorů přímého digitálního zobrazování – tzv. Flat panelů. Tyto detektory jsou citlivé a poskytují detailní zobrazení i v režimu pulsní skiaskopie s nízkou frekvencí a daleko menšími dávkami, což vede ke snížení radiační zátěže.

Oproti analogovému způsobu zobrazování, který se užíval dříve, a kde při zvětšení obrazu s použitím „ZOOMu“ docházelo k automatickému prudkému nárůstu kilovoltáže - tedy napětí na rentgence, digitální zobrazování je schopno počítačovou cestou přizpůsobit obraz požadavkům vyšetřujícího personálu s minimálním nárůstem vlastních dávek.

Doporučuji tedy neřídít vlastní použití jednorprojekční nebo dvojprojekční DSA s ohledy na radiační zátěž pacienta, neboť rozdíl mezi těmito dvěma zobrazovacími způsoby (z mých tabulek i grafů patrně) je víceméně zanedbatelný, spíše bych vyzdvihla dvojprojekční z důvodu redukce zátěže pacienta kontrastní látkou a tím pádem možností současného zobrazení dvou základních projekcí pomocí jednoho nástřiku kontrastní látky dvěma samostatnými digitálními okruhy. Jednorprojekční DSA bych doporučila při provádění šikmých a jinak modifikovaných projekcí, které je občas potřeba doplnit vzhledem k různým anomáliím a průběhům cév a také v případech, kdy

ke zvolené projekci nenacházíme jinou potřebnou projekci, kterou by bylo možno na přístroji nastavit.

2. V této části práce jsem se rozhodla zabývat vzájemným porovnáváním radiační zátěže lékařů pracujících na rozdílných angiografických pracovištích, při použití dvou různých zobrazovacích přístrojů.

Použila jsem tedy naměřená data z nemocnice na Homolce v Praze, a to u přístroje Axiom Artis Biplane od firmy Siemens, který byl zde uveden do provozu v lednu 2007 (a to konkrétně dávk.ekvivalent Hp(0,07)), která jsem následně porovnávala s hodnotami Hp(0,07) u jednoprojekčních DSA naměřených v nemocnici České Budějovice a.s., na DSA přístroji Polystar firmy Siemens, uvedeným zde do provozu v roce 1998.

V Českých Budějovicích jsem měřila Hp(0,07) u třech lékařů, kteří zde angiografická vyšetření provádějí. K samotným výkonům však mají rozličný pracovní přístup, který nelze při vlastním hodnocení poznatků opomenout, a to je vztah k využívání tlakového injektoru při vlastní aplikaci kontrastní látky. Příslušné tabulky a grafy vypovídají o tom, že dávka lékaře č.3, který při provádění DSA aplikuje kontrastní látku výhradně z ruky, je téměř dvojnásobná oproti lékaři č.2, který injektor využívá maximálně. Přitom průměrný skiaskopický čas je u těchto dvou lékařů prakticky stejný. Průměrný skiaskopický čas lékaře č.1 je asi o 3 minuty delší, než průměrný skiaskopický čas lékaře č.3, přesto dávka lékaře č.3 je o více jak třetinu větší oproti lékaři č.1, který využívá tlakový injektor pouze při některých vyšetřeních. Z toho vyplývá, že každé použití tlakového injektoru při vlastním snímkování značným způsobem snižuje výslednou radiační zátěž radiologa.

Jak dále vidíme na grafu č. 3 je průměrný naměřený osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07) lékařů na českobudějovickém přístroji Polystar finálně více než o polovinu vyšší než na pražském přístroji Axiom Artis Biplane od firmy Siemens.

Hypotéza č.2 se v mojí práci potvrdila, a to v případě, kdy jsem srovnávala získané hodnoty naměřené u lékařů pracujících na dvou rozdílně starých přístrojích.

Předpokládám, že výsledky způsobují tyto základní faktory:

Přístroj Polystar využívá analogovou zobrazovací techniku, tedy jak jsem se již zmínila výše, analogová automatika při zvětšování obrazu ZOOM markantně zvyšuje primární dávku zvýšením napětí na rentgence.

Radiologové českobudějovické nemocnice nepoužívají zcela standartně k aplikaci kontrastní látky injektor, občas aplikují tzv. z ruky, čímž prodlužují pobyt v kontrolovaném pásmu v čase aplikace záření a tím samozřejmě dochází i ke zbytečnému zvyšování radiační zátěže.

9. Návrhy pro snížení radiační zátěže

Jedním z důležitých faktorů ovlivňujících radiační zátěž jak pacienta, tak lékaře je technické vybavení pracoviště. Je tedy vhodné nejen vzhledem k diagnostickému přínosu, ale i vzhledem k základním principům radiační ochrany udržovat technické zázemí na angiografických, a potažmo i všech radiologických pracovištích dostatečně moderní, neboť ruku v ruce s rozvojem techniky kráčí též zpřísňování limitů dávek. Novější technologie (např. digitalizace) umožňují obzvláště u DSA snižování radiační zátěže. Stárnoucí přístroj již mnohdy přestává splňovat podmínky ZPS – zkoušek provozní stálosti, nebo i zkoušek dlouhodobé stability, přičemž poté dochází za účelem dosažení kvalitního obrazu k nepřijatelným nárůstům radiační zátěže.

Využívat maximálně tlakových injektorů k aplikaci kontrastních látek, což v našem případě sníží radiační zátěž u lékařů, neboť při aplikaci není jejich přítomnost ve vyšetřovně nezbytná, dále to pak vede k dosažení určité standardizace při aplikacích kontrastní látky, která při aplikaci z ruky není dost dobře proveditelná.

Dalším z důležitých sledovaných parametrů z hlediska radiační zátěže pacienta je vymezení primárního svazku rentgenového záření na velikost objektu, který má být zobrazen nebo vymezení na co nejmenší pole, které je ještě v souladu s oblastí zájmu. U angio systémů, kde jsou většinou používána skiaskopická C-ramena, počítáme pouze se zátěží z rozptýleného záření za předpokladu správného vymezení primárního svazku záření na zesilovači obrazu. Při skiaskopii je radiační zátěž pacienta ovlivněna kvalitou zesilovače obrazu, přesněji kermovým příkonem na vstupu zesilovače a také celkovým trváním skiaskopického času. Dodržování této zásady povede ke snížení celkové dávky pacientovi, ale také k poklesu množství rozptýleného záření a tím ke zvýšení jakosti obrazu.

Optimalizace expozice - při optimalizaci expozice hraje důležitou úlohu radiologický asistent, který volí optimální podmínky expozice tak, aby dávka byla co nejnižší bez ztráty nezbytné klinické informace.

Každý angiografický komplet s pohyblivým C ramenem musí být vybaven horní a dolní přídatnou clonou. Horní je většinou z olovnatého plexiskla a je vytvarovaná tak,

aby se dala umístit mezi pacienta a vyšetřujícího. Může zachytit až 95 % rozptýleného záření. Při angiografii musí být kryta sterilním obalem. Dolní přídatná clona je závěs z olovnaté gumy zavěšený z okraje stolu a je odnímatelný a nastavitelný dle typu výkonu.

Důležité místo v ochraně personálu mají osobní ochranné pomůcky, jako jsou zástěry, límce, brýle, rukavice. Zde záleží na samotných pracovnících, jak využívají tyto ochranné pomůcky a je jen v jejich zájmu tato ochranná opatření dodržovat. Zároveň je důležité, aby tyto doplňující ochranné pomůcky a zařízení byly navrhovány a dodávány podle vyšetřovací techniky používané na daném pracovišti, protože nelze vždy použít ochranná zařízení dodávaná seriově s přístrojem.

Také specializace lékařů radiologů na jednotlivé typy vyšetření je důležitá k získání praxe a zručnosti lékaře, tím se zkracuje celková délka vyšetření a tím i dávka pro pacienta a pro personál.

Dalším krokem k omezení radiační zátěže pacientů je monitorování dávek při jednotlivých angiografických vyšetřeních. Vhodným prostředkem je měřidlo plošné kermy, které je už v novějších přístrojích přímo zabudováno.

Vždy je potřeba si uvědomit, že každé snížení radiační zátěže pro pacienta zároveň znamená i snížení radiační zátěže pro vyšetřující personál.

10. Závěr

Ve své práci jsem se zaměřila na sledování a porovnání radiační zátěže při angiografických vyšetřeních, a to jak vyšetřovaných pacientů, tak i vyšetřujícího personálu. Obě skupiny, respektive jejich vystavení určité radiační zátěži je navzájem velmi těsně provázáno, v čemž považuji hlavní smysl svého výzkumu.

Za neméně důležité považuji srovnání radiační zátěže těchto skupin na dvou různých pracovištích, kde lékaři zcela pochopitelně používají mírně odlišné vyšetřovací postupy a metody, i když výsledný efekt je, nebo alespoň by měl být v podstatě totožný.

Další podstatnou složkou práce bylo porovnání radiační zátěže lékařů, kteří pracují na dvou odlišně starých přístrojích. Oba angiografické komplety pocházejí z dílny renomovaného výrobce, starší přístroj patřil v době svého uvedení do provozu k evropské, a možná i světové špičce, k níž zase v současné době jednoznačně patří zařízení novější.

Výsledky považuji za všeobecně přínosné. Zjistila jsem, že radiační zátěž pacientů i personálu je přímo závislá na kvalitě vyšetření (a tím pádem i na stáří a technické výbavě jednotlivých přístrojů), důležité zůstává také používání základních ochranných pomůcek, především pak používání automatických vysokotlakých injektorů pro aplikaci kontrastní látky, které dle posbíraných dat snižuje dávku záření, a to nejen u lékařů, u kterých jsou data v příložených tabulkách zcela jednoznačná, ale rovněž i u pacienta, a to sekundárním způsobem, kdy délka aplikace kontrastní látky je zkrácena vysokotlakou aplikací, díky které se následně a zcela zákonitě zkracuje i vlastní aplikace záření.

Rozdíl v dávkách pro pacienty u dvojprojekční a jedprojekční DSA je minimální, neboť záření je vždy aplikováno v dané projekci v odpovídajícím množství, a to buď ve dvou po sobě následujících projekcích u jedprojekčního vyšetření nebo ve dvou projekcích probíhajících současně, jak je tomu u dvojprojekčního vyšetření.

V době získávání dat pro moji bakalářskou práci byl v nemocnici České Budějovice používán starý přístroj Polystar firmy Siemens. V květnu 2008 se zde instaluje nový angiografický komplet Axiom, od firmy Siemens, který je už také vybaven měřičem

plošné kermy, jak je tomu také u přístroje Axiom Artis Biplane v nemocnici Na Homolce. Vyhláška č. 307/2002 Sb. § 67 odst. 1 nám říká, že „ nová rentgenová zařízení musí být vybavena tam, kde je to z technických důvodů možné, přidruženým zařízením a příslušenstvím, která poskytnou kvantitativní informaci o ozáření, jemuž je vystavena vyšetřovaná osoba „. Právě měřič plošné kermy je z hlediska monitorování dávek u jednotlivých angiografických vyšetření velmi důležitým a vhodným prostředkem.

11. Seznam použité literatury

1. ČERNOCH, Z. *Neuroradiologie*, Hradec Králové : Nukleus, 2000. ISBN 80-901753-9-2
2. CHUDÁČEK, Z. *Radiodiagnostika. I. část*. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-114-4.
3. Indikační kritéria pro zobrazovací metody. *Věstník MZ ČR*, listopad 2003.
4. KLENER, V., MIKUŠOVÁ, M., VOJTÍŠEK, O. *Ochrana pacientů a zdravotnického personálu při radiodiagnostických vyšetřeních*. Praha : Avicenum, 1987.
5. KLENER, V. (ed.). *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha : Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000.
6. KRAJINA, A., HLAVA, A. *Angiografie*. Hradec Králové : Nucleus, 1999. ISBN 80-901753-6-8.
7. KRAJINA, A., PEREGRIN, J.H. a kol. *Intervenční radiologie. Miniinvazivní terapie. I*. Hradec Králové : Olga Čermáková, 2005. ISBN 80-86703-08-8
8. KUNA, P., NAVRÁTIL, L. a kol. *Klinická radiobiologie*. Praha : Manus, 2005. ISBN 80-86571-09-2

9. MARCELISOVÁ, Z., BLÁHOVÁ, S. Ochrana při práci s ionizujícím zářením. *Praktická radiologie*, 2007, roč.12, č. 4, s.20-22. ISSN 1211 -5053
10. MARKALOUS, B., CHARVÁT, F., a kol. *Zobrazení hlavy*. Praha : Maxdorf Jessenius, 2000.
11. MATZNER, J. *Radiační ochrana - studijní texty* [online]. 7. května 2007 [cit 02-03-2008]. Osobní komunikace.
12. Národní radiologické standardy: radiodiagnostika a intervenční radiologie (bez diagnostických postupů nukleární medicíny). *Věstník MZ ČR*, návrh k 15.09.2005
13. NEKULA, J., HEŘMAN, M., VOMÁČKA, J., KÖRCHER, M. *Radiologie*. 1. vyd. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2001. ISBN 80-244-0259-9
14. *Ochrana při práci se zdroji ionizujícího záření, sborník učebních textů*. Ostrava : Dům techniky, 2003.
15. ÖSTERREICHER, J., VÁVROVÁ, J. *Přednášky z radiobiologie*. Praha : Manus, 2003. ISBN 80-86571-01-7.
16. Sborník rozšířených abstraktů, XXVIII. Dny Radiační ochrany. Praha : ČVUT, 2006. s. 192, s. 242, ISBN 80-01-03575
17. SINGER, J. *Dozimetrie ionizujícího záření*. Č. Budějovice : Jihočeská univerzita v Č. Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta, 2005. ISBN 80-7040-752-2.

18. Zákon č.18/1997 Sb.- Atomový zákon, novelizován zákonem č.13/2002 Sb.
19. ŽIŠKOVÁ, R. Radiační zátěž u diapaetických metod. *Praktická radiologie*, 1999, roč.4, č. 3, s. 13-14, ISSN 1211-5053.
20. SÚRO.2008 [online]. [11-02-2008]. <http://www.suro.cz/cz/suro>
21. SÚRO.2008 [online]. [19-03-2008].
www.suro.cz/cz/publikace/lekarskeozareni/rentgen_8_2006.pdf
22. Vojtěch Ullmann. *Radiační ochrana* [online]. [21-12-2007, 03-03-2008].
<http://RadiačníOchrana.cz>
23. RNDr.Vojtěch Ullmann. *Detekce a aplikace ionizačního záření* [online].
[25-11-2007, 02-12-2007]. <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>

12. Klíčová slova

Angiografické vyšetření mozkových tepen

DSA- digitální subtrakční angiografie

Radiační ochrana

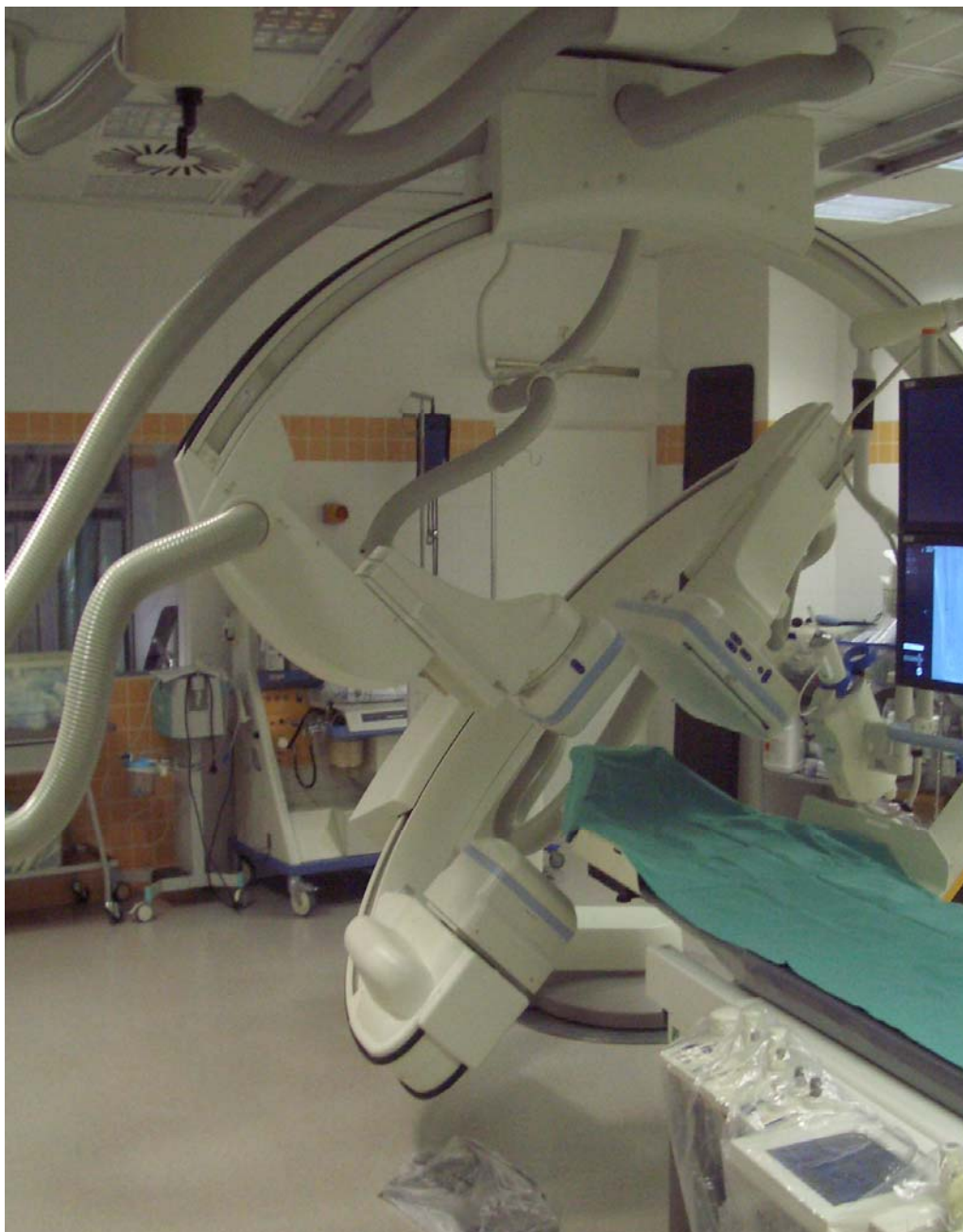
Radiační zátěž

Efektivní dávka

Přílohy

1. Angiografický přístroj AXIOM Artis Biplane (Siemens) – Praha
2. Angiografický přístroj POLYSTAR (Siemens) – České Budějovice
3. Tlakový injektor – pracoviště Nemocnice České Budějovice a.s.
4. Ochranné pomůcky – ochranná zástěra a límec z olovnaté gumy
5. Osobní elektronický dozimetr EPD Mk2 (Siemens)

Příloha č. 1



Příloha č. 2



Příloha č. 3



Příloha č. 4



Příloha č. 5

