

UNIVERZITA PARDUBICE
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2016

Bc. Denisa Handová

Univerzita Pardubice

Fakulta zdravotnických studií

Radiační zátěž při zobrazování a endovaskulární léčbě mozkové výdutě

Bc. Denisa Handová

Bakalářská práce

2016

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Denisa Handová**
Osobní číslo: **Z13047**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **Radiační zátěž při zobrazování a endovaskulární léčbě
mozkové výdutě**
Zadávací katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

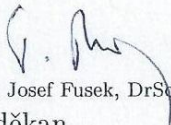
1. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace výzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: dle doporučení vedoucího
Rozsah pracovní zprávy: 35 stran
Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická
Seznam odborné literatury:


1. ČERNOCH, Zdeněk. *Neuroradiologie*. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 2000, 585 s. ISBN 80-901-7539-2
2. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 1997, 655 s. ISBN 80 716 9140 2
3. DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy*. 1. vyd. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Ústav biomedicínského inženýrství, 2004, 208 s. ISBN 80-214-2788-4
4. FERKO, Alexander a Antonín KRAJINA. *Arteriální aneuryzmata: základy endovaskulární léčby*. 1. vyd. Hradec Králové: ATD, 1999, 166 s. ISBN 80-901-5249-X
5. HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 138 s. ISBN 978-80-244-2350-0
6. KRAJINA, Antonín a Jan H. PEREGRIN. *Intervenční radiologie: miniinvazivní terapie*. 1. vyd. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005, 835 s. ISBN 80-867-0308-8
7. CHARVÁT, František a Bohumil MARKALOUS. *Zobrazení hlavy: metodika vyšetřování, anatomie, patologie, klinika : CT, MR, RTG, PET, PET/CT, sonografie, endoskopie, angiografie, intervenční neuroradiologie, navigovaná chirurgie*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006, 658 s. ISBN 80-725-4904-9

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Vendelín Chovanec, Ph.D.
Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: 1. prosince 2014
Termín odevzdání bakalářské práce: 9. května 2016


prof. MUDr. Josef Fusek, DrSc.
děkan

L.S.


Ing. Lukáš Čegan, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 1. března 2016

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byla jsem seznámena s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Pardubicích dne 6. 5. 2016

Bc. Denisa Handová

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu své bakalářské práce MUDr. Vendelínu Chovancovi, Ph.D. za čas, který mi věnoval, vstřícnost, trpělivost a věcné připomínky potřebné při vypracovávání. Mé poděkování patří též pracovníkům Radiologické kliniky Fakultní nemocnice Hradec Králové, kteří mi pomáhali při sbírání dat k praktické části a poskytli cenné rady z praxe.

ANOTACE

Bakalářská práce s názvem „Radiační zátěž při zobrazování a endovaskulární léčbě mozkové výdutě“ se dělí na teoretickou a praktickou část. Teoretická část se zabývá popisem mozkových aneuryzmat, jejich zobrazováním pomocí výpočetní tomografie, digitální subtrakční angiografie a 3D angiografie a endovaskulární léčbou. Rovněž je zmíněna problematika radiační zátěže pacienta i personálu. V praktické části je popsáno provedení CT a angiointervenčních výkonů a na souboru pacientů je z těchto výkonů zhodnocena radiační zátěž.

KLÍČOVÁ SLOVA

Mozkové aneuryzma, radiační zátěž, výpočetní tomografie, angiografie, DSA, endovaskulární léčba

ANOTATION

Bachelor thesis titled "Radiation doses during imaging and endovascular treatment of cerebral aneurysms" is divided into two parts, a theoretical and a practical part. The theoretical part describes the cerebral aneurysms and their imaging with computed tomography, digital subtraction angiography including 3D angiography, endovascular treatment and radiation exposure of patient and staff. In the practical part are described CT and interventional procedures, and it evaluates radiation dose from this procedures in group of patients.

KEY WORDS

Cerebral aneurysm, radiation doses, computed tomography, angiography, DSA, endovascular treatment

OBSAH

Úvod.....	9
Cíl práce.....	10
1 Teoretická část	11
1.1 Historie	11
1.2 Anatomie cévního zásobení mozku.....	13
1.2.1 Stavba stěny tepen	13
1.2.2 Tepenný systém	14
1.3 Tepenná aneuryzmata.....	16
1.3.1 Klasifikace aneuryzmat	16
1.3.2 Příčiny mozkových aneuryzmat	18
1.3.3 Komplikace tepenných aneuryzmat	18
1.4 Výpočetní tomografie.....	20
1.4.1 Princip vzniku CT obrazu.....	20
1.4.2 CT angiografie.....	22
1.5 Digitální subtrakční angiografie.....	24
1.6 3D angiografie.....	26
1.7 Kontrastní látky	27
1.8 Endovaskulární léčba mozkových aneuryzmat	28
1.8.1 Uzávěr vaku kovovými spirálami.....	29
1.8.2 Uzávěr mateřské tepny	30
1.8.3 Flow-diverter	31
1.9 Lékařské ozáření a radiační zátěž pacientů	32
1.9.1 Softwary pro odhad efektivních dávek.....	34
1.10 Ochrana personálu.....	37

2	Praktická část:	39
2.1	Metodika.....	39
2.2	Zkoumaná skupina	40
2.3	CT vyšetření	41
2.3.1	Provedení CT vyšetření při podezření na intrakraniální aneuryzma	41
2.3.2	Radiační zátěž z CT vyšetření	43
2.4	Angiointervenční výkony	51
2.4.1	Provedení angiointervenčního výkonu	51
2.4.2	Radiační zátěž při angiointervenčním výkonu	53
3	Diskuze	62
4	Závěr	66
5	Seznam literatury	67
6	Seznam obrázků.....	70
7	Seznam tabulek.....	71
8	Seznam zkratk	72

ÚVOD

Onemocnění cévního systému je dnes velmi závažný problém u celé populace, a to především díky nepříliš zdravému životnímu stylu. Jednou velkou podskupinou onemocnění cév zejména tepen jsou výdutě. Jejich následné komplikace, jako je například ruptura, jsou pro pacienta život ohrožujícím stavem. V dřívějších dobách byla tato onemocnění neléčitelná. Dnes již ale můžeme provádět jejich diagnostiku i endovaskulární léčbu.

Aneuryzmata se mohou vyskytovat na různých tepnách. Důležitou skupinou jsou mozková aneuryzmata.

Diagnostika mozkových aneuryzmat může být prováděna pomocí výpočetní tomografie (CT), magnetické rezonance (MR) a angiografie zahrnující digitální subtrakční angiografie (DSA) a 3D angiografii. Moderních diagnostické metody využívající ionizující záření jsou ale bohužel spojeny s určitou radiační zátěží pacienta.

MR vyšetření je založeno na jiném principu, než je využití rentgenového záření, a radiační zátěž je pro pacienta nulová.

Při CT vyšetřeních i angiografických výkonech je již radiační zátěž pacienta poměrně významná, avšak riziko hrozícího krvácení z mozkového aneuryzmatu je výrazně vyšší, než riziko vzniku druhotného onemocnění z důvodu použití ionizujícího záření.

Další rizika spojená se zobrazováním cév spočívají v podání jodové kontrastní látky. Při CT vyšetření je jodová kontrastní látka podávána pouze pomocí žilního vstupu. Při angiointervenčních výkonech je již zaveden vstup do tepenného řečiště (nejčastěji přes arterii femoralis communis) a kontrastní látka je vstříkována přímo do tepny zásobující mozek. U angiointervenčních diagnostických výkonů je velkou výhodou, že v přímé návaznosti na diagnostický výkon může proběhnout i endovaskulární léčba mozkového aneuryzmatu.

Endovaskulární léčbu lze provést pomocí vyplnění vaku aneuryzmatu kovovými spirálkami, kdy je zachována průchodnost mateřské tepny, nebo uzávěrem mateřské tepny za účelem vyloučit z oběhu jinak neléčitelné aneuryzma. Ke stabilizaci spirál nebo ke změně toku krve mohou být využity intrakraniální stenty nebo tzv. flowdivertery. Léčba prasklého aneuryzmatu musí být provedena včas, jelikož jinak hrozí opakovaná ruptura. Při porovnání s chirurgickou léčbou je výhodou endovaskulární léčby její menší invazivita a možnost provedení výkonu i u starších a polymorbidních pacientů.

Pacienti podstupující výše uvedené výkony, kde je využito ionizující záření, mají často obavy o své zdraví především z hlediska stochastických účinků. Jejich strach podporují

i některá média, jejichž informace jsou často neobjektivní. Výstražné tabulky s upozorněním na sledované a kontrolované pásmo se zdroji ionizujícího záření před vstupy do vyšetřoven pacientům na bezstarostnosti také nepřidají. Proto je velmi důležitá jejich edukace.

Radiologický asistent nebo lékař mohou pacientovy obavy z výkonu zmenšit kupříkladu vztažením odhadu efektivní dávky, kterou pacient obdrží při vyšetření, k efektivní dávce, které je pacient vystaven z přírodního pozadí.

CÍL PRÁCE

Cílem této práce je popsat metody, které jsou používány při zobrazování a endovaskulární léčbě mozkových výdutí, a zhodnotit radiační zátěž pacienta při těchto výkonech.

1 TEORETICKÁ ČÁST

1.1 Historie

První doložené poznatky o léčbě aneuryzmat je možné zaznamenat již ve starověkém Egyptě, kdy bylo doporučováno je léčit „nožem a ohněm, až se krvácení zmírní“. Na přelomu 19. a 20. století se testovaly neresekční metody léčby s cílem navodit trombózu vaku aneuryzmatu nebo fibrózu stěny vaku. Tyto metody nebyly vždy účinné. Většího pokroku bylo dosaženo až ve druhé polovině 20. století, kdy se léčba prováděla pomocí plánované resekce aneuryzmatu. [5 s. 11, 12]

Velkým průkopníkem endovaskulární léčby byl Charles Dotter, který začátkem 60. let zaváděl do tepen kovové spirály za účelem remodelace lumina tepny. V 60. a 70. letech byla vymyšlena a zdokonalena Serbiněnkem a jeho žákem Scheglovem endovaskulární embolizace intrakraniálních aneuryzmat pomocí odpoutatelných balonků. V letech 1986 a 1990 vyvinula dvě na sobě nezávislá pracovitě metodiku endovaskulární léčby aneuryzmat pomocí endovaskulární protézy. Juan Parodi se při léčbě vlastním typem endovaskulárních protéz nechal inspirovat newyorským lékařem Palmazem a v roce 1990 začal provádět léčbu pomocí balonem expanibilních stentů. Samoexpanibilní stenty byly vyvinuty Cesarem Gianturcou a modifikovány Josefem Röschem narozeným v Plzni. V roce 1991 Guglielmi poprvé popsal endovaskulární léčbu výplně vaku mozkových aneuryzmat pomocí elektrolyticky odpoutatelných platinových spirálek. [5 s. 12 - 14], [11 s. 553]

V letech 1992 – 1995 v České republice probíhalo experimentální testování v Hradci Králové. Byla zde prováděna endovaskulární léčba aneuryzmat břišní aorty. [5 s. 14, 15]

Endovaskulární léčba by však nebyla možná bez rentgenových diagnostických metod a angiografie. Je tedy nutné zmínit jeden velký historický mezník, který je společný pro všechny rentgenologické obory. V pátek 8. 11. 1895 würzburgský profesor Wilhelm Conrad Röntgen při svých pokusech s katodovými trubicemi objevil paprsky X, neboli rentgenovy paprsky. České lékařské společnosti byly tyto paprsky názorně předvedeny již 17. února 1896 profesorem Čeňkem Strouhalem v pražském Klementinu. Je až neskutečné, že v době bez moderních technologií se dokázal tento technický objev rozšířit po Evropě za pouhé tři měsíce a pár dní. [7 s. 13-19], [20 s. 1533]

První zobrazení tepen na sebe nenechalo dlouho čekat. Již v lednu 1896 dva vídeňští lékaři Edward Haschek a Otto Lindenthal do tepen mrtvol vstříkli Teichmannovu pastu a snímkovali ruku. Ve stejném roce byla na českém území ve Strouhalově ústavu provedena

první flebografie žil dětské ruky, které byly naplněny rtutí. Bohužel snímky z tohoto českého unikátu se nedochovaly. Následovaly pokusy zobrazení toku krve na zvířatech. První aplikaci kontrastní látky na živém člověku provedli Jean Athanase Sicard a Jacques Forestier v roce 1923, kdy aplikovali olejovou kontrastní látku Lipiodol do kubitální žíly člověka za skiaskopické kontroly. Poté již následoval velký rozkvět arteriografie v druhé polovině dvacátých let, o které se zasloužili dva portugalcí Egas Moniz a Reynold dos Santos. [7 s. 33], [12 s. 9-13]

Velký problém, jak vpravit kontrastní látku do libovolné části cévního řečiště jednoduchou univerzální cestou, vyřešil Sven Ivar Seldinger, který v roce 1953 publikoval článek o perkutánní angiografii novou technikou. Tato technika prošla ještě velkými úpravami lékařů a až v roce 1966 Charles Dotter upravil techniku zavádění do „dnešní“ Seldingerové metody. [12 s. 21]

Diagnostiku pomocí angiografie postupně začala od roku 1971 nahrazovat výpočetní tomografie (CT). O tento objev se zasloužili Godfrey Hounsfield a Allan McLeod Cormack. V České republice bylo první CT nainstalováno v roce 1978 v Hradci Králové. Od 70. let se díky Paulu C. Lauterburovi a Peteru Mansfieldovi také začalo vyšetřovat pomocí magnetické rezonance. Z důvodu technické náročnosti se ale většího uplatnění dočkala až v 90. letech. [12 s. 27, 28], [24 s. 5], [28 s. 4],

1.2 Anatomie cévního zásobení mozku

Pro správnou diagnostiku nemocí cévního systému je zapotřebí jednak co nejlepších zobrazovacích metod, ale i rozsáhlých znalostí cévního systému. Z důvodu, že se tato práce zabývá mozkovými arteriálními aneuryzmaty, bude zde popsán především tepenný systém v mozkové části hlavy.

1.2.1 Stavba stěny tepen

Stavba stěny tepen je uzpůsobena k tomu, aby vydržela rytmické pulsové nárazy krve, která je vypuzována pod velkým tlakem ze srdce. Stěny se skládají ze tří vrstev, a to z vnitřní, střední a zevní vrstvy.[2 s. 69], [15 s. 85]

Vnitřní vrstva, tunica intima, je tvořena vrstvou endotelových buněk, jež mají zabránit srážení krve na jejich povrchu. [2 s. 69], [15 s. 85]

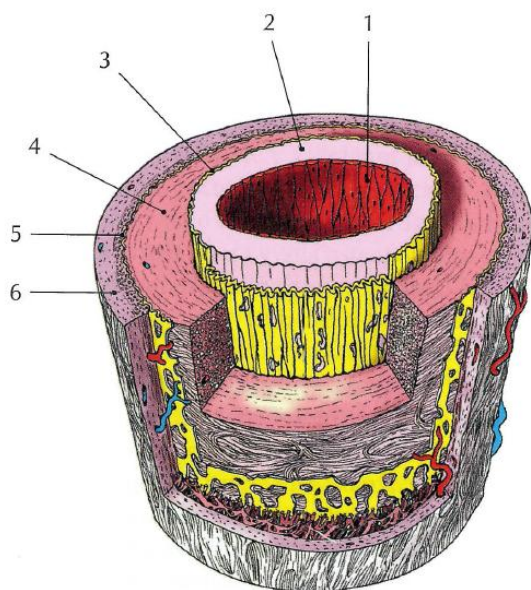
Střední vrstva, tunica media, je nejsilnější částí stěny a je složena z cirkulárně a spirálně uložených hladkých svalových buněk. Mezi těmito buňkami jsou uložena kolagenní a elastická vlákna. Podle toho, která složka v tunice medii převažuje, se tepny dělí na tepny svalového nebo elastického typu. Velké tepny, jako je aorta, jsou elastického typu, aby se při systole mohly co nejvíce roztáhnout a při diastole se zase vrátily do původního stavu. V malých tepnách převažuje svalová složka kvůli potřebě regulovat průtok krve k orgánům. Tepny, které leží v pomyslném středu, mají zastoupení svalové a elastické složky v rovnováze. [2 s. 70], [15 s. 85]

Zevní vrstva, neboli tunica externa či cévní adventicie, je tvořena elastickými a kolagenními vlákny, které se na povrchu kříží a ukotvují se do okolního řídkého vaziva. Tím tepnu pružně fixují k okolí. [2 s. 70], [15 s. 86]

Ve stěně jsou mezi jednotlivými vrstvami uloženy elastická a kolagenní vlákna, která vytváří blanku. Mezi tunicou intimou a medií je membrana elastica interna a mezi tunicou medií a adventicií je membrana elastica externa. [2 s. 70], [15 s. 86]

Stěny tepen jsou protkány sítí slabých tepének přivádějící živiny a žilek odvádějící zplodiny, které se označují jako vasa vasorum. [2 s. 70]

Základní schéma stěny stavby tepny je vidět na obrázku 1.



- 1 – endotelové buňky – tunica intima
- 2 – subendotelové buňky – tunica intima
- 3 – membrana elastica interna
- 4 – svalová vrstva – tunica media
- 5 – membrana elastice externa
- 6 – vazivová vrstva (adventicie) s vasa vasorum

Obrázek 1 – Schéma stavby stěny tepen [15 s. 86]

1.2.2 Tepenný systém

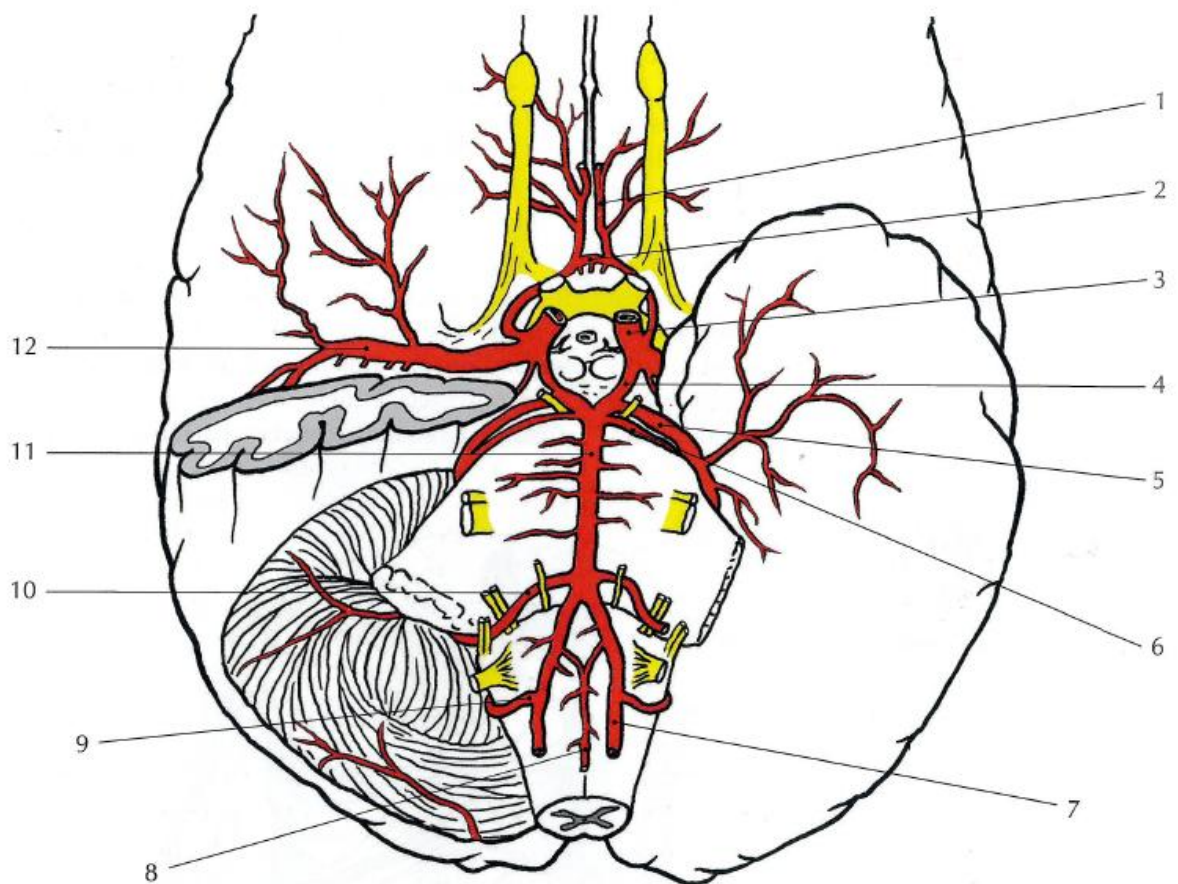
Hlavním zdrojem cévního zásobení pro mozek jsou pravá a levá arteria vertebralis, které odstupují z podklíčkové tepny a pravá a levá arteria carotis interna, které vznikly rozdělením arterie carotis communis v místě dolního okraje štítné chrupavky na vnitřní a zevní krkavici. [2 s. 81], [15 s. 269]

Arteriae vertebrales se po průchodu velkým týlním otvorem spojují a vytvářejí arterii basilaris, která se v místě kraniálního konce pons Varoli rozdělí na arteria cerebri posterior dextra et sinistra. Ty postupně rozvádějí krev až na vnitřní plochu týlního laloku. [2 s 306], [15 s. 269]

Arteria carotis interna (vnitřní krkavice) je při rozdělení ze společné karotické tepny nejdříve vzadu laterálně, poté stoupá kraniálně pod bazi lebeční bez větvení až do canalis caroticus temporální kosti a jím do dutiny lebeční. Před vstupem do lebeční dutiny leží karotický sinus, kde jsou uloženy tlakové receptory. Dále má tepna esovitý průběh, který se nazývá karotický sifon. V místě canalis caroticus a sinus cavernosus z vnitřní krkavice odstupují drobné větve. Po prostupu do lebeční dutiny se nad tvrdou plenou mozkovou větví na tepny zásobující okolní části tvrdé pleny mozkové (ramus ganglii trigeminalis, ramus cavernosus a arteria hypophysialis inferior). Na konci se dělí na další větve (a. hypophysialis superior, ophtalmica, choroidea anterior) a nakonec na a. cerebri anterior, cerebri media a a. communicans posterior. [2 s. 306], [15 s. 269]

Arteria hypophysialis superior zásobuje hypofysu. Arteria ophtalmica se dělí do několika větví a zásobuje celý obsah očníce, kůži čela a hřbet nosu. Důležité je zejména

zásobení sítnice, z čehož vyplývá slepota při jejím uzávěru. Poté již následují větve, které se rozestupují těsně při bazi mozkové a zásobují mozek. Arteria choroidea anterior se dále větví v pleteň plexus choroideus ventriculi lateralis. Arteria cerebri anterior probíhá dopředu a větví se po mediálním povrchu čelního a temporálního laloku hemisféry koncového mozku. Propojení mezi pravou a levou a. cerebri anterior zajišťuje arteria communicans anterior. Arteria cerebri media prostupuje mezi frontálním a temporálním lalokem a zásobuje bočné strany hemisfér mozku kromě týlní části. Arterii cerebri media a arterii cerebri posterior spojuje a. communicans posterior. Touto větví se uzavře cévní struktura zvaná circulus arteriosus cerebri (Willisi), který zajišťuje vyrovnávání tlaků a rovnoměrné plnění tepen mozku v případě nerovnoměrného přítoku krve z přívodních tepen. Cévní zásobení mozku a Willisův okruh je zobrazen na obrázku 2. [2 s. 306], [15 s. 269]



Obrázek 2 – Cévní zásobení mozku (Willisův okruh), pohled na spodinu mozku [15 s. 268]

- | | |
|------------------------------|-------------------------------------|
| 1 – a. cerebri anterior | 7 – a. vertebralis |
| 2 – a. communicans anterior | 8 – a. spinalis anterior |
| 3 – a. carotis interna | 9 – a. cerebelli inferior posterior |
| 4 – a. communicans posterior | 10 – a. cerebelli inferior anterior |
| 5 – a. cerebri posterior | 11 – a. basilaris |
| 6 – a. cerebelli superior | 12 – a. cerebri media |

1.3 Tepenná aneuryzmata

Tepenné aneuryzma je útvar, který vznikne díky strukturálním změnám ve stěně cévy a následně tím dojde ke zvýšení průměru tepny minimálně o 50 % oproti očekávanému průměru. V případě, že se průměr cévy zvětší do 50 %, hovoří se o ektazii nebo arteriomegalii. [5 s. 19], [12 s. 145]

1.3.1 Klasifikace aneuryzmat

Arteriální aneuryzmata se dají dělit dle různých kritérií a při jejich klasifikaci je nutné zohlednit různé faktory jako patologickou morfologii, etiologii, symptomatologii, či lokalizaci. [5 s. 20]

Podle patologické morfologie lze rozdělit aneuryzmata na pravá, kdy je aneuryzma tvořené všemi vrstvami cévní stěny, a nepravá, neboli pseudoaneuryzmata. Stěna pseudoaneuryzmatu neobsahuje všechny tři vrstvy cévní stěny a nejčastěji představuje ohraničený hematom s organizovanou stěnou a s dutinou uprostřed. [5 s. 20, 26]

Podle etiologie lze odlišit aneuryzmata vzniklá na podkladě poruch vývoje vaziva, degenerativních změn, zvýšeného radiálního tlaku na stěnu tepny, či vaskulitid. Další možností příčiny může být traumatizace tepny při úraze nebo specifický či nespecifický zánět. [5 s. 20-23]

Podle symptomatologie je možné rozlišit aneuryzmata asymptomatická, tedy bez příznaků a symptomatická, s příznaky. Na asymptomatická aneuryzmata se nejčastěji přijde náhodně na CT nebo MR vyšetření indikovaném z jiného důvodu. Možné příznaky symptomatických aneuryzmat se liší v závislosti na lokalizaci a příčině tepenné výdutě. U mozkových aneuryzmat je nejčastějším příznakem bolest hlavy. [5 s. 23], [1 s. 211]

Vzhledem k tomu, že se arteriální aneuryzmata vyskytují v celém těle, dají se dělit i podle lokalizace. Tento faktor je velmi důležitý z důvodu různého průběhu možných komplikací. Například aneuryzmata aorty a mozkových tepen nejčastěji ohrožují pacienta rupturou a výdutě popliteální tepny embolizací do distálního tepenného řečiště. [5 s. 22, 23]

Výše popsané rozdělení je obecné pro arteriální aneuryzmata v celém tepenném systému. Toto dělení je zde uvedeno z důvodu úvodu do problematiky. Níže se již bude rozdělení zabývat pouze intrakraniálními aneuryzmaty. Ty se rozdělují do tří základních skupin, a to na sakulární, fuziformní a disekující aneuryzmata.

1.3.1.1 Sakulární (vakovitá) aneuryzmata

Sakulární, neboli vakovité, aneuryzma postihuje část obvodu stěny tepny. Nejčastěji vznikají díky hemodynamicky indukované degeneraci stěny arterie. Z důvodu, že mozkové tepny na rozdíl od periferních tepen mají velmi tenkou adventicii a medii a navíc v místech větvení tepen lamina media chybí, je nejpravděpodobnější místo vzniku sakulárního aneuryzmatu v oblasti větvení tepen. Dále mohou sakulární aneuryzmata vznikat na podkladě traumatických, infekčních a tumorozních změn. [5 s. 24, 141], [12 s. 146]

Traumatická sakulární aneuryzmata mohou vzniknout při penetrujících nebo při tupých poraněních hlavy. Tento typ se nejčastěji vyskytuje na arteria carotis interna. [12 s. 146]

Infekční aneuryzmata způsobená ať již specifickým či nespecifickým zánětem se dnes již díky moderní medicíně a léčbě antibiotiky prakticky vůbec nevyskytují. Rizikovou skupinou mohou být diabetici a nemocní se sníženou imunitou. Tento vzácný typ je velice nebezpečný z důvodu ohrožení septickým stavem a následnou rupturou aneuryzmat. V případě, že se infekční aneuryzma vyskytne, lze jeho výskyt předpokládat nad úrovní Willisova okruhu. [5 s. 21], [12 s. 146],

Tumorózní aneuryzmata se mohou vyskytnout při maligních tumorech baze lební. Nejčastěji vznikají u metastáz. [12 s. 146]

1.3.1.2 Fuziformní (vřetenovitá) aneuryzmata

Fuziformní neboli vřetenovitá aneuryzmata postihují celý obvod tepny. Jejich průměr je často nepravidelný, postihují poměrně dlouhé úseky tepen a mohou obsahovat intraluminální tromby. Rizikovou skupinou jsou starší lidé, u kterých je nejčastější místo vzniku vertebrobasilární povodí. [12 s. 155]

1.3.1.3 Disekující aneuryzmata

K disekujícímu aneuryzmatu dojde tehdy, když se vyklene stěna tepny, která je postižená disekcí. To znamená, že intima a lamina elastica interna jsou narušeny trhlinami a krev se dostává mezi vrstvy stěny tepny. Tento stav může vzniknout buď spontánně, nebo častěji při poraněních. Nejčastější místo výskytu je na arteria carotis interna. Disekující aneuryzma je často mylně zaměněno s pseudoaneuryzmatem (viz. nahoře) [5 s. 20 - 27], [12 s. 155, 156],

1.3.2 Příčiny mozkových aneurysmat

Přesné příčiny vzniku intrakraniálních aneurysmat nejsou známy. Zvýšené riziko výskytu je u pacientů s polycystózou ledvin, fibromuskulární dysplazií (vrozená porucha vaziva), hereditárními hemoragickými teleangiektáziemi – Osler-Weber-Rendu syndromem (postižení cévních stěn vedoucí k dilataci cév), arteriovenózními malformacemi (krev z přírodních tepen proudí přímo do odvodných žil a vynechává síť vlásečnic), postižením pojivových tkání, koarktací aorty (vrozené zúžení aorty), bakteriální endokarditidou, choriokarcinomem či feochromocytomem. Možné riziko vzniku zvyšuje i výskyt mozkového aneurysma v rodině nebo kouření. [5 s. 141], [1 s. 211]

1.3.3 Komplikace tepenných aneurysmat

Mezi komplikace aneurysmat patří ruptura, útlak okolních struktur vakem a distální embolizace, která je způsobena uvolňováním trombů z vaku a jejich vyplavením do distálního řečiště. Tím mohou způsobit ischemii. [5 s. 141]

Nejzávažnější a také nejčastější komplikací je subarachnoideální krvácení (SAK), které vzniká buď prosakováním, nebo rupturou aneurysmatu nejčastěji v oblasti fundu aneurysmatického vaku. V současné literatuře se uvádí, že intrakraniální aneurysma je přítomno u zhruba 2 % celé populace. Výskyt komplikací v podobě SAK je za 1 rok 13 případů z 100 000 obyvatel. Je tedy dokázáno, že většina aneurysmat nezakrvácí. [12 s. 149], [5 s. 141]

Podle příznaků lze pacienta zařadit do stupnice Hunta a Hesse a odhadnout tak možná chirurgická rizika. Přehled této klasifikační škály je v tabulce 1.

Tabulka 1 - Klasifikace dle Hunta a Hesse [21 s. 112]

Stupeň	Popis
1	Asymptomatické nebo s mírnou bolestí hlavy, mírná ztuhlost šíje
2	Mírné až silné bolesti hlavy, bez neurologického deficitu kromě parézy mozkových nervů
3	Ospalost, zmatenost, mírný lokální neurologický deficit
4	Strnulost, střední až těžká hemiparéza, možné decerebrační křeče a vegetativní poruchy
5	Hluboké kóma, decerebrační křeče

U pacienta s klinickými známkami SAK je nejčastější volbou vyšetření výpočetní tomografie (CT). Pomocí CT je možné určit s 95% jistotou krev v subarachnoideálních

prostorách do 48 hodin po SAK. Množství krve v subarachnoideálním prostoru lze hodnotit stupnicí dle Fishera, která je uvedena v tabulce 2.

Tabulka 2 - Stupnice dle Fishera [21], s. 112]

Stupeň	CT obraz
1	Bez známek krvácení
2	Krev je přítomna difuzně nebo ve vertikální vrstvě (interhemisferálně v inzulárních nebo ambientních cisternách), menší než 1 mm
3	Lokalizované sraženiny nebo vertikální vrstvy krve, větší než 1 mm
4	Difuzní krvácení nebo bez krvácení v subarachnoideálních prostorách, ale s intracerebrální nebo intraventriculárním hematodem

1.4 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (CT) je zobrazovací metoda využívající ionizujícího záření, která pomocí složitých výpočetních algoritmů vytváří obraz těla pacienta jako sérii tomografických obrazů. [9 s. 21]

V případě, že pacient jeví klinické známky vzbuzující podezření na SAK (výrazná bolest hlavy, hypertenze, neurologický deficit, porucha vědomí) je metodou první volby CT. Je to především z důvodu rychlého provedení vyšetření a dobré dostupnosti. Jak již bylo uvedeno výše, nativní CT zobrazí krev v subarachnoideálním prostoru do 48 hodin po krvácení. Nativní vyšetření lze doplnit CT angiografií, která zobrazí cévy a je schopna zachytit aneuryzmata od velikosti 2,2 mm. [5 s. 142]

Tato metoda má oproti digitální subtrakční angiografii výhodu v menší invazivitě a menší pravděpodobnosti výskytu nežádoucích účinků po proběhnutí vyšetření. Nevýhodou ale je, že v případě diagnostikování mozkového aneuryzmatu nemůže rovnou proběhnout endovaskulární léčba. [9 s. 21]

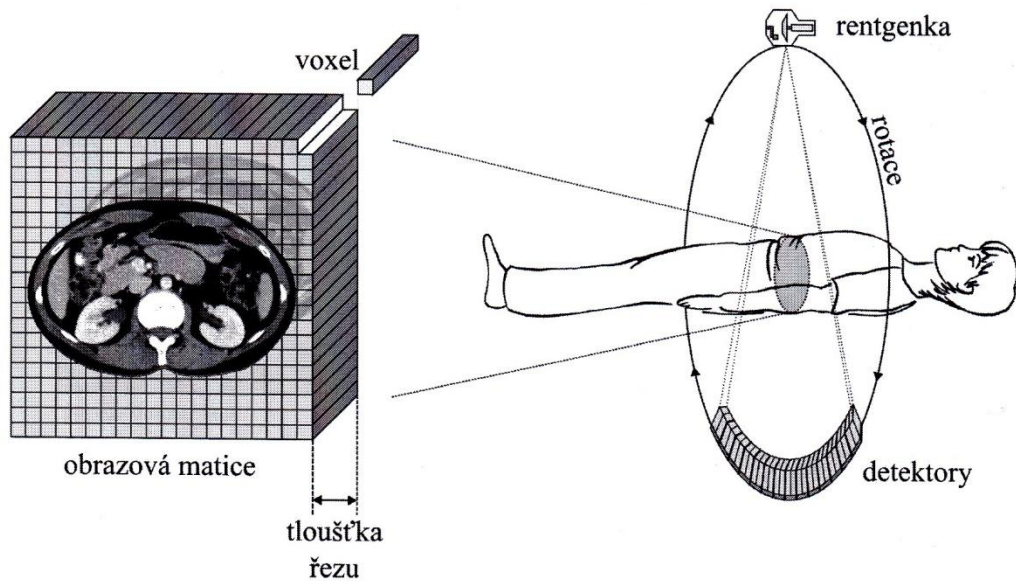
1.4.1 Princip vzniku CT obrazu

Výpočetní tomograf se skládá ze základních částí, a to z gantry, stolu, počítačové části a z přídatných zařízení jako je například pumpa na podávání kontrastní látky. [9 s. 21]

V gantry je umístěna soustava rentgenka – detektor, která obíhá po kružnici okolo pacienta. Rentgenka na jedné straně vysílá rentgenové záření o určité intenzitě, které je po prostupu pacientem detekováno detektorem. Intenzita prošlého záření je převedena na elektrický signál a následně uložena do paměti počítače. Postupně soustava rentgenka - detektor oběhne pacienta po celé kružnici a detektor změří zeslabení rentgenového záření z 360° v daném řezu. Pacient ležící na stole projíždí gantry. Tím se získávají data z více řezů. Dnešní přístroje jsou schopny snímat řádově stovky až tisíce řezů. [3 s. 9-15], [9 s. 21, 22]

Skenovaný objem je rozdělen do matice objemových elementů (voxelů). V každém voxelu je následně složitým výpočetním algoritmem dopočítána denzita tkáně. Dnes se nejčastěji jako výpočetní algoritmus používají filtrovaná zpětná projekce a iterativní rekonstrukce. Výsledkem je obrovská matice čísel. Tato čísla jsou poté převedena do relativní stupnice CT čísel, která jsou specifikována pomocí bezrozměrných Hounsfieldových jednotek. Hounsfieldovy jednotky odpovídají různým stupňům šedi. [3 s. 17, 18], [9 s. 21, 22]

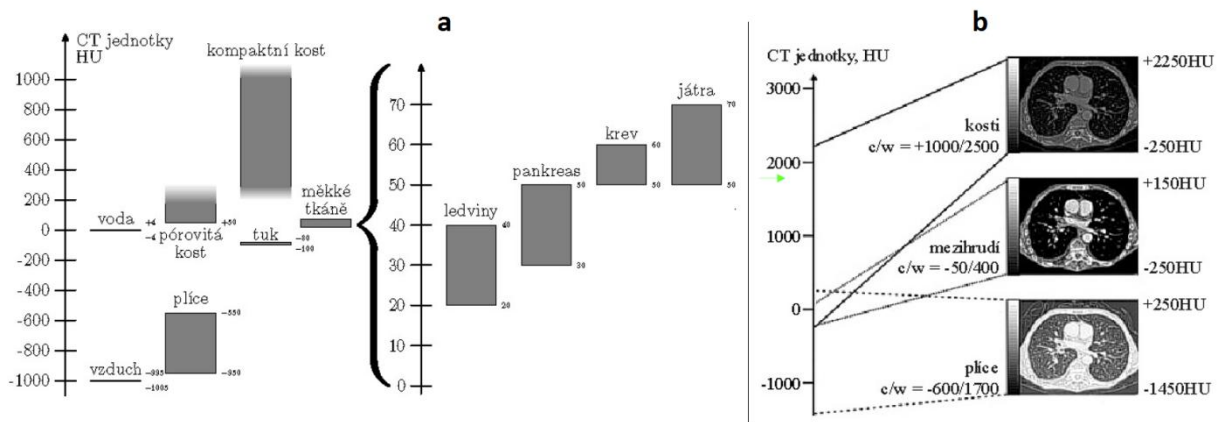
Schématické zobrazení principu CT je vidět na obrázku 3.



Obrázek 3 - Schématické zobrazení principu CT [8 s. 84]

Jsou definovány tři základní body na Hounsfieldově stupnici pro vzduch (-1000 HU), vodu (0 HU) a hutnou kostní tkáň (+1000 HU). Vzhledem k tomu, že lidské oko nezvládne rozeznat tolik stupňů šedi jako je na Hounsfieldově stupnici, vybíráme si pouze určitý úsek stupnice neboli okno, které nám dobře zobrazí pro nás zajímavé tkáně. Máme čtyři základní okna, a to měkkotkáňové, plicní, mozkové a kostní okno, která jsou určena svým středem c a šířkou w . Princip Hounsfieldovy stupnice a vybírání okna je znázorněn na obrázku 4. [3 s. 17, 18], [9 s. 21, 22]

Výhodou zobrazení CT je, že oproti klasickému skiagrafiickému zobrazení, kde se denzita tkáně musí lišit od okolí o 5 až 10%, aby ji bylo možné odlišit, na CT vyšetření stačí, aby rozdíl denzit tkání byl jen 0,5%. [9 s. 21, 22]



Obrázek 4 - Hounsfieldova stupnice CT čísel. [3 s. 17]

- a) Hodnota CT čísla charakterizuje denzitu tkáně v daném voxelu snímaného objemu.
- b) Využití metody výběru okna.

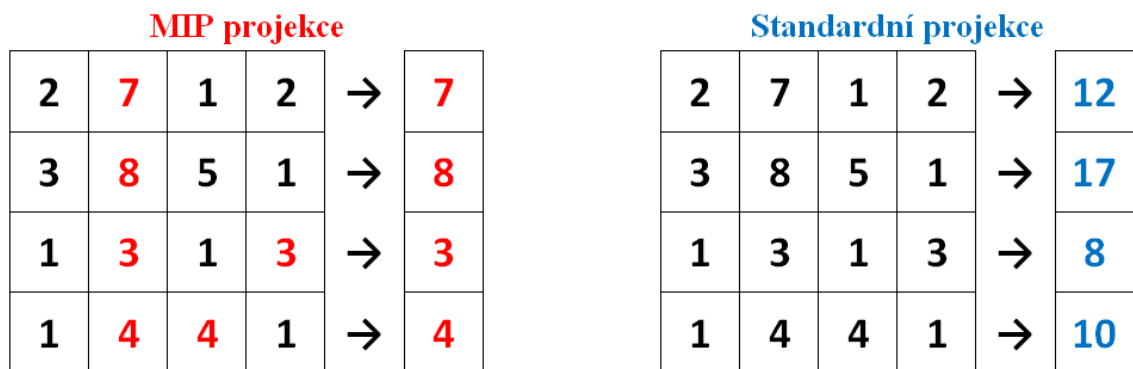
Následně lze z naskenovaných dat pomocí různých rekonstrukcí a úprav vytvořit transverzální, sagitální nebo koronární řezy v různých oknech a tím zvýraznit sledované tkáně. Je možné také pomocí postprocessingu vytvářet 3D rekonstrukce zobrazovaných tkání, které se využívají například u rozsáhlých zlomenin či angiografií. Dokonce lze vytvořit i 4D CT, kde se zobrazí i pohyb zkoumané oblasti, což může být přínosem například u zobrazení srdce. [9 s. 21, 22], [3 s. 98, 99]

1.4.2 CT angiografie

Angiografie obecně je vyšetřovací metoda, která dokáže zobrazit cévy. Podle toho, kterou část zobrazuje, můžeme angiografii dělit na arteriografii, neboli zobrazení tepen, a flebografii, zobrazení žil. Za normálních okolností není denzita náplně cév, tedy krve, výrazně rozdílná oproti okolní tkáni. Proto je nutné u rentgenových zobrazovacích metod použít kontrastní látku, kterou aplikujeme do lumina cév. [8 s. 84], [9 s. 27]

CT angiografie je speciální CT vyšetření prováděné na helikálních multidetektorových CT. Zobrazit prostorovou mapu cévního řečiště je možné různými způsoby. U VRT (Volume rendering technique) rekonstrukce, neboli „vizualizaci objemu“, jsou hodnotám CT čísel přiděleny hodnoty propustnosti. Výsledný obraz je poté vytvářen podle definované opacitní křivky. Tento způsob sice poskytuje velmi variabilní a atraktivní možnosti, je ale velmi závislý na zvolené opacitní křivce. Tím se mohou uměle zvětšovat stenózy. [16 s. 145-150], [3 s. 100-103]

Jiným, používanějším postprocessingovým zpracováním je MIP (Maximum intensity projection). Při této metodě se oproti standardní projekci do jednotlivých pixelů nezaznamenává suma informací ze všech pixelů v daném směru, ale pouze informace z pixelu s maximální intenzitou. Hlavní výhodou je, že mohou být zobrazeny i kalcifikace cév. Princip této metody je znázorněn na obrázku 5. [16 s. 145-150], [3 s. 100-103]



Obrázek 5 - Princip MIP projekce, převzato z [17]

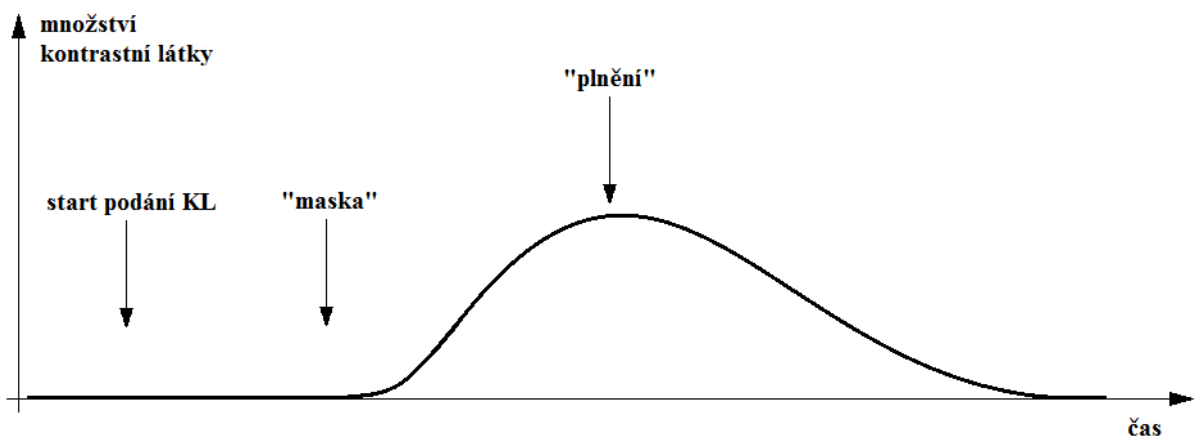
Další možností je zobrazení pomocí subtrakce, neboli odečtení obrazu s kontrastní látkou od obrazu bez kontrastní látky. Na výsledném obrazu tedy vznikne pouze mapa míst naplněných kontrastní látkou, tedy cév. Nevýhodou je dvojnásobná dávka záření oproti předchozím uvedeným metodám. [9 s. 27], [13 s. 52]

Pro aplikaci kontrastní látky je nutné zajistit žilní přístup. Nejčastějším místem aplikace je periferní žíla na předloktí pravé horní končetiny vzhledem k menšímu překrytí tepen oblouku žilní náplní. Další možný přístup pro vstřík kontrastní látky můžeme získat na žíle dorza nohy či femorální žíle. Je možné využít i centrální žilní katétr. Aplikace se provádí pomocí automatického injektoru, který je propojen s počítačem CT přístroje. [4 s. 22, 25]

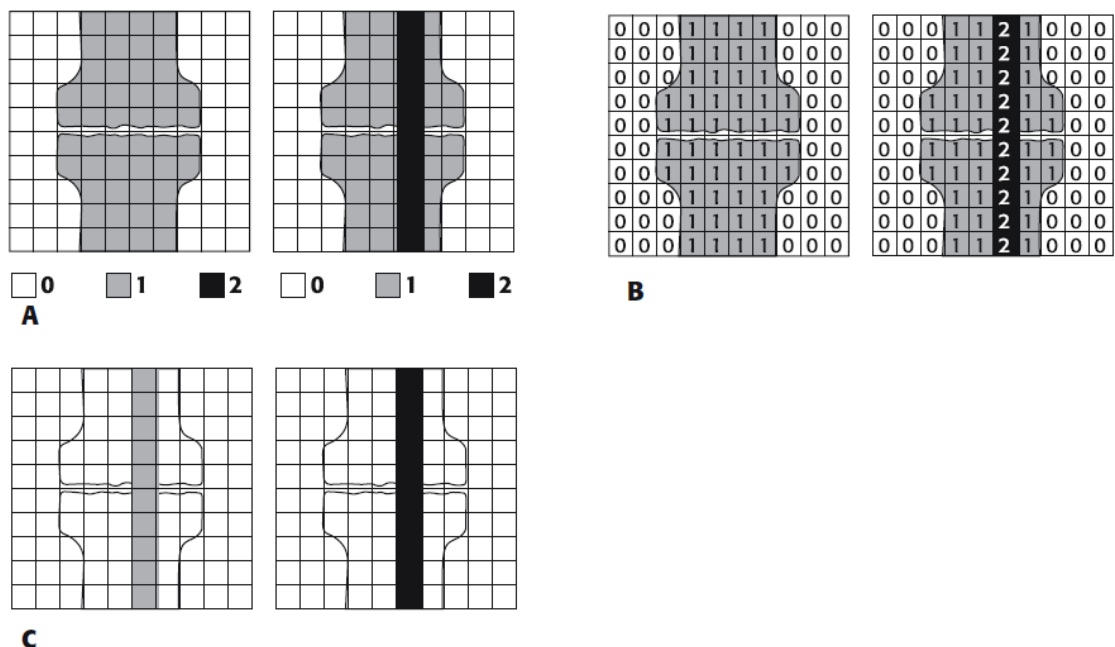
KL se podává ve formě bolusu. Automatický tlakový injektor umožňuje množství KL snížit. Po jejím podání následuje aplikace bolusu fyziologického roztoku, která ji tlačí před sebou a tím umožní dosažení potřebné denzity uvnitř cév po dostatečně dlouhou dobu. Akvizice dat se provádí s určitým zpožděním, aby v době skenování byla v zobrazovaných cévách potřebná denzita. To je možné nastavit pomocí časovače, nebo pomocí „bolus tracking“, kdy se každou vteřinu sleduje denzita uvnitř cévy v jednom řezu pomocí nízkodávkového skenování. Ve chvíli, kdy denzita vystoupá nad určitou hodnotu, se spustí CTA skenování pacienta. Cirkulační čas pro vstup KL do tepenného řečiště je 13 – 24 sekund. [4 s. 22, 25], [13 s. 52]

1.5 Digitální subtrakční angiografie

Digitální subtrakční angiografie (DSA) je skiaskopicko-skiagrafická vyšetřovací metoda, která umožňuje promítnutí trojrozměrné struktury cév do jedné roviny. Nejdříve je do paměti počítače uložen nativní obraz (tzv. „maska“), který je následně odečten, neboli subtrahován, od obrazu s kontrastní látkou. Schematicky je časový průběh DSA popsán na obrázku 6. Princip vzniku obrazu je znázorněn na obrázku 7. Díky subtrakci obrazového pozadí a elektronickému zesílení signálu se dosáhne zvýšení kontrastu cév. Proto může být celkové množství podané KL menší a nemocný je zatížen nižší dávkou záření než při konvenční angiografii. [13 s. 52], [9 s. 37]



Obrázek 6 - Časový průběh DSA [23 s. 152]



Obrázek 7 - Princip DSA [13 s. 71]

A – Vlevo nativní snímek bez kontrastní látky, vpravo snímek s kontrastní látkou jsou rozděleny do matice pixelů.

B – Různým stupňům šedi je v jednotlivých pixelech přiřazeno číslo.

C – Pixely se od sebe odečtou (obrázek vlevo) a následně se „zesílí“ vynásobením konstantou (obrázek vpravo).

Angiolinka, na které se angiografický výkon za pomoci DSA provádí, se skládá z vyšetřovacího stolu, C-ramene a monitorů. Standardem jsou dnes přídatná zařízení jako automatický injektor pro podání kontrastní látky, systémy pro monitorování krevního tlaku, elektrokardiogram, pulsní oxymetr, přístroje pro případnou resuscitaci. Výhodou je i přítomnost ultrazvukového přístroje s možností zobrazení toku. Na angiointervenčním sále by měly být dále přítomné osobní ochranné pomůcky a skříně s přehledně uloženým instrumentáři, materiálem a léky. Samotnou angiolinku a tlakový injektor je možné ovládat z chráněné ovládací desky, kde jsou další monitory, ovládací prvky a řídicí počítač. [13 s. 70], [23 s. 157]

Typ kompletu pro angiointervenční sál je volen podle skladby prováděných výkonů a vytíženosti pracoviště. Stůl by měl mít dostatečnou nosnost (nejméně 150 – 170 kg) a být uzpůsobený pro možnou resuscitaci. C-rameno a stůl by měly být pohyblivé tak, aby to vyhovovalo skladbě výkonů. Možná je montáž stolu pomocí „nohy“ k podlaze nebo závěsné uchycení na stropu. Stejně je to i s C-ramenem. C-rameno má na jedné straně rentgenku a na straně druhé zesilovač, nebo dnes již běžněji používaný plochý (flat) panel. Zvolením dostatečně citlivého detektoru je možné významně ovlivnit radiační zátěž pacienta i personálu. Významného snížení radiační zátěže je možné dosáhnout rovněž používáním vhodného pulzního režimu, kontinuální režim je možné použít jen v odůvodněných případech. Dále by měl být komplet vybaven automatickou regulací dávkového příkonu, programem na korekci dávky záření a měřením plošné kermy. [13 s. 70], [23 s. 157, 158], [10 s. 311]

Nevýhodou angiografie pomocí DSA je, že je poměrně nákladná a zatěžuje pacienta svoji invazivitou. Po vyšetření je nutná alespoň krátkodobá hospitalizace, při které se monitorují možné komplikace, jako například krvácení z třísla po vytažení katétru. Podání jodové KL navíc může vyvolat nežádoucí, nejčastěji alergickou, reakci. Na druhou stranu je obrovskou výhodou možnost návaznosti endovaskulárních léčebných výkonů, čímž se zkracuje celková doba léčby. [13 s. 52]

Hlavní limitací této metody jsou pohybové artefakty, které vzniknou pohybem pacienta mezi nativním obrazem a obrazem s kontrastní látkou. [13 s. 70, 71]

1.6 3D angiografie

Klasická DSA umožní pouze promítnutí trojrozměrné struktury cév do jedné roviny. Pro řádnou diagnostiku mozkového aneuryzma a následné plánování endovaskulární léčby je nutné buď provést více projekcí z různých směrů, nebo 3D angiografii. Výhodou 3D zobrazení je hlavně lepší vizualizace cévního systému, která umožňuje diagnostikovat mozkové výdutě již od velikosti 3 mm a lékařům poskytne lepší porozumění o celkové stavbě výdutě, což je potřebné při plánování výkonu. Navíc při více projekcích je nutné pro každou projekci samostatný nástřik kontrastní látky. U 3D angiografie se provádí pouze jeden nástřik. 3D zobrazení má také výhodu v rychlejším provedení. [19 s. 799]

Příprava a provedení 2D a 3D angiografie se od sebe nijak zvlášť neliší. Rozdíl je až v akvizici dat. U 3D angiografie se využívá druhé větší C-rameno na biplanárním angiografickém kompletu. Nejdříve se nastaví izocentrum ve vyšetřované oblasti. Poté se provede první objetí C-ramene okolo pacienta, které má za úkol hlavně zkontrolovat, zda nemá v cestě průjezdu žádné překážky. Další rotace okolo vyšetřované oblasti již slouží ke sběru dat. Rotace se provádí z celkového úhlu 200°. Následně jsou obrazová data zpracována počítačem do 3D zobrazení pomocí různých algoritmů, které jsou podobné jako u CT (MIP, VRT). Pacientovi je podáno stejné množství kontrastní látky jako u 2D DSA. [19 s. 799, 800]

1.7 Kontrastní látky

Podle schopnosti absorbovat záření více či méně než okolní měkké tkáně dělíme kontrastní látky pro radiodiagnostiku na pozitivní a negativní. [9 s. 23]

Negativní kontrastní látky absorbují záření méně a patří k nim plyny - například CO₂, N₂O₂ a vzácné plyny. Oxid uhličitý je velmi laciná KL, která se dvacetkrát rychleji rozpouští v krvi než kyslík a vydychává se plícemi. Výhodou je, že zde není riziko nefrotoxicity a alergické reakce. Problémem ale je jeho neurotoxicita. Proto ho pro diagnostiku mozkových aneurysmat nelze vůbec použít. [13 s. 66], [12 s. 75]

Pozitivní kontrastní látky naopak absorbují více záření a vytváří tak velmi dobrý kontrast. Dělí se na baryové, které se mohou podávat pouze do gastrointestinálního traktu, a jodové. Jodové kontrastní látky jsou buď vodného, nebo olejového charakteru. [4 s. 19-22]

Při angiografii se nejvíce aplikuje nefrotropní vodná jodová kontrastní látka o vysoké koncentraci (350-400 mg J/ml), která může být buď iontové či neiontové povahy. Neiontové KL mají výhodu v menší pravděpodobnosti vzniku alergických reakcí na jod, ale nevýhodou je jejich větší cena. Například 100 ml iontové KL kyseliny ioxitalamové (Telebrix 35, GUERBET, Roissy CdG Cedex, Francie) stojí okolo 100 Kč a neiontové KL iopromidum (Ultravist 370, Bayer Pharma AG, Berlín, Německo) okolo 700 Kč. [4 s. 25], [29]

Jodové kontrastní látky zatěžují ledvinný systém a jsou vylučovány močovými cestami. Z tohoto důvodu je nutné, aby byl pacient řádně hydratovaný a abychom znali funkci ledvin. V případě podání kontrastní látky dehydratovanému pacientovi se špatnou ledvinnou funkcí můžeme způsobit až ireverzibilní poškození ledvin s nutností dialyzačního programu. [4 s. 25]

V případě alergie na jodovou kontrastní látku je možné zvolit vyšetření pomocí magnetické rezonance. [5 s. 142]

Pro příklad na pracovišti Fakultní nemocnice Hradec Králové se využívají pro CTA neiontové kontrastní látky iomeprolum (Iomeron, Bracco Imaging Deutschland GmbH, Konstanz, Německo) a iopromidum (Ultravist, Bayer Pharma AG, Berlín, Německo). Pro DSA je příkladem použití iohexolum (Omnipaque, GE Healthcare AS, Oslo, Norsko) a iodisanol (Visipaque, GE Healthcare AS, Oslo, Norsko).

1.8 Endovaskulární léčba mozkových aneuryzmat

Podle stavu pacienta, anatomie a uložení aneuryzmatu je možné zvolit buď chirurgický nebo endovaskulární přístup k léčbě. Výhodou endovaskulárního přístupu je menší invazivita a tudíž i menší riziko komplikací. [13 s. 408]

Cílem léčby u všech aneuryzmat je vyřadit vak aneuryzmatu z cirkulace, tím vyloučit nebo snížit riziko komplikací, zejména ruptury. Navíc u velkých a kavernózních aneuryzmat je snaha o jejich zmenšení a tím i snížení utlačování okolních struktur. Podle vyloučení nebo snížení rizika krvácení lze metody léčby dělit na radikální nebo paliativní. [5 s. 142]

Mezi radikální metody léčby patří například použití klipu na krček aneuryzmatu, úplné vyplnění vaku spirálkami či odpoutatelným balonkem nebo uzávěr mateřské tepny nad a pod aneuryzmatem. [5 s. 142]

Tam, kde není možné využít radikální metody léčby, je snaha riziko krvácení alespoň snížit, neboli využít paliativní metody. To je možné například pomocí zevního obložení aneuryzmatu, pouze částečné výplni výdutě nebo pomocí proximálního uzávěru, kdy je předpokládán následné ztrombotizování mateřské tepny a vaku aneuryzmatu. [5 s. 143]

Momentálně se využívají hlavně dvě základní metody léčby, a to uzávěr vaku kovovými spirálami se zachováním průchodnosti mateřské tepny nebo uzávěr mateřské tepny s cílem vyloučit z oběhu jinak neléčitelná aneuryzmata. [11 s. 553]

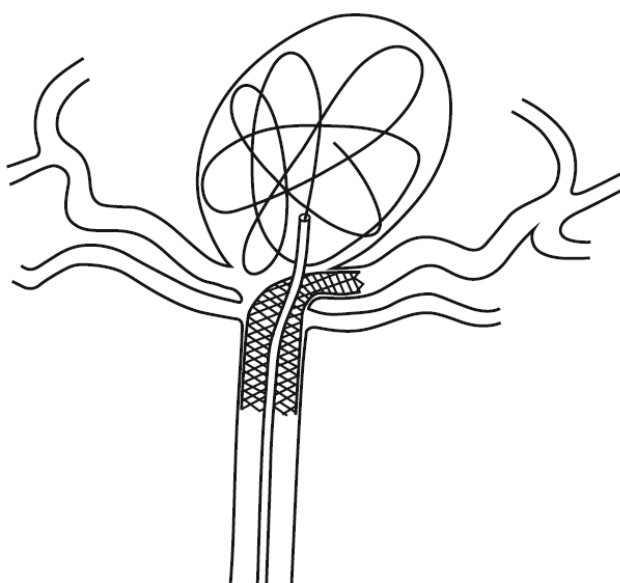
Před výkonem je důležité myslet na důkladnou edukaci pacienta, při které je nutné získat informovaný souhlas s výkonem. Opět zde platí pravidlo, že dobře edukovaný a spolupracující pacient může operatérům velmi usnadnit provedení výkonu. V případě, že pacient není schopen z důvodu svého zdravotního stavu podepsat informovaný souhlas, je možné výkon provést jen pro nezbytnost zlepšení jeho zdraví. [13 s. 409]

Výkony se provádějí jak za plného vědomí pacienta, tak i v celkové intubační anestezii. Výkon s plným vědomím pacienta zvolíme v případě, že je k výkonu třeba neurologické vyšetření. U většiny výkonů se volí celková anestezie, aby při nechtěném pohybu hlavy pacienta nedošlo k perforaci aneuryzmatického vaku mikrokatétrem. [13 s. 409]

1.8.1 Uzávěr vaku kovovými spirálami

Při skiaskopické kontrole se pomocí speciálního mikrokatétu zavádí přímo do vaku aneuryzmatu platinové spirálky příslušné velikosti a tvaru. Následně se pomocí trombózy, která se vytvoří díky reakci na přítomnost spirál a geometrii intrasakulárního toku, vyloučí aneuryzma z krevního oběhu. Uzávěr vaku kovovými spirálami se dříve využíval jen u aneuryzmat s úzkým krčkem, kdy je zaručena stabilní poloha spirál uvnitř vaku. Díky technologickému vývoji spirál a jejich zavádění a vyvinutím remodelačních balonků a stentů bylo umožněno léčit aneuryzmata i se širokým krčkem. Stent se u aneuryzmat se širokým krčkem nejčastěji zavádí do mateřské tepny s následnou výplní vaku spirálami zavedenými mikrokatétrem vsunutým přes oko tohoto stentu, (obrázek 8). Lze také nejprve zavést mikrokatétr do vaku a paralelně implantovat stent. Tato technika umožňuje stabilní polohu mikrokatétu v aneuryzmatu a je používána u malých aneuryzmat, kde je sondování vaku přes stent rizikové. [11 s. 554]

K vyplnění vaku se většinou používá více spirál různého tvaru a vlastností. Tvarově se dají dělit na 3D, kdy spirála vytváří pravidelný kulovitý tvar, a 2D, kdy je první otočka menší a tím omezuje vycestování spirály z vaku. Spirály jsou odolné vůči natažení a při opakované manipulaci se nevyrovnávají a neztrácejí svůj tvar. Dalším specifickým je její tuhost. Tuhé spirály nejvíce udržují svůj tvar a jsou používány u větších aneuryzmat (nad 15 mm) jako první. Naopak měkké spirály, které jsou méně traumatické, se využívají u menších aneuryzmat, u aneuryzmat po krvácení a výplně vnitřku vaku aneuryzmatu. Jejich nevýhodou je sklon k unášení proudem toku krve. [11 s. 554], [13 s. 411, 413]



Obrázek 8 - Schéma embolizace aneuryzmatu se širokým krčkem. [13 s. 414]

1.8.2 Uzávěr mateřské tepny

Mateřská tepna může být bezpečně uzavřena pouze při dostatečném kolaterálním oběhu prostřednictvím cév Willisova okruhu nebo leptomeningeálních kolaterál (v případě aneuryzmatu lokalizovanému nad úrovní Willisova okruhu). [11 s. 554], [13 s. 415]

Náhlý uzávěr a obětování mozkové tepny může vést k významné morbiditě. Proto jsou předoperačně prováděny různé okluzní testy k selekci nemocných, kteří budou tolerovat uzávěr příslušné mozkové tepny. Simulace takové situace se dá vytvořit pomocí uzávěru mateřské tepny angiografickým balónkem, kdy je pacient pod elektrofyziologickým monitorováním. Tyto testy probíhají při plném vědomí pacienta, kdy je neurologicky kontrolován stav vědomí, možné oslabení končetin příslušné strany, bolesti hlavy či změny nálady. [11 s. 554], [13 s. 415]

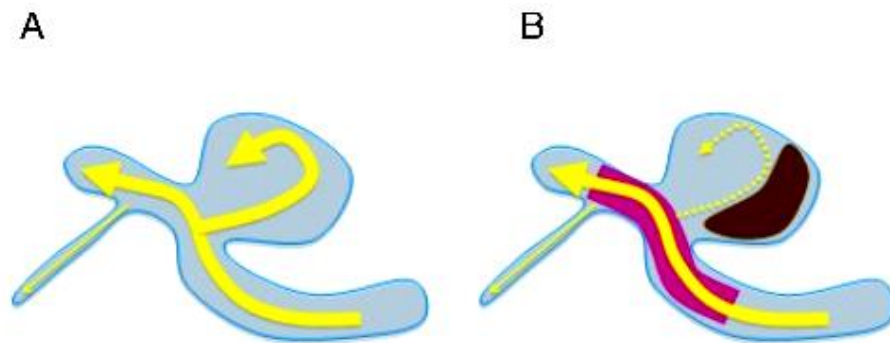
K uzávěru mateřské tepny pod aneuryzmatem se používají odpoutatelné balónky. Protože hrozí riziko perfuze aneuryzmatu pomocí kolaterál, je výhodné samotné aneuryzma trombotizovat tím, že se vak alespoň částečně vyplňuje spirálami. [11 s. 554], [13 s. 415]

Tato metoda má svoje relativní kontraindikace jako je přítomnost vazospazmů, které mohou snížit uplatnění kolaterálního toku, nebo výskyt aneuryzmatu na druhostranné tepně, jenž se může případně zvětšovat díky zvýšení průtoku po uzávěru druhostranné tepny. [11 s. 554], [13 s. 415]

V případě objevení neurologických příznaků při okluzním testu je indikováno našíť extrakraniálního bypassu (přemostění uzavřeného úseku tepny). [11 s. 554], [13 s. 415]

1.8.3 Flow-diverter

V poslední době se k léčbě aneurysmat využívají stenty s větší hustotou úpletu tzv. flow-divertery. Tyto speciální stenty vedou k narušení vtoku krve do aneurysmatu a remodelaci celého léčeného segmentu. Ve vaku dochází k pomalému průtoku a tím se podpoří tvorba trombu. Princip této metody je znázorněn na obrázku 9. [11 s. 554]



Obrázek 9 - Schéma trombotizace vaku pomocí flow-diverteru. Převzato z [14].

A – schéma aneurysmatu bez léčby

B – schéma léčby vaku aneurysmatu pomocí flow-diverteru

Hlavním využitím této metody je léčba velkých aneurysmat na supraoftalmickém úseku vnitřní karotické tepny, kdy aneurysma utlačuje svoje okolí. Dále se používá k remodelaci tepen s fuziformními aneurysmaty a u recidiv endovaskulárně léčených aneurysmat. [11 s. 554]

1.9 Lékařské ozáření a radiační zátěž pacientů

Za lékařské ozáření se považuje činnost, kdy je pacient vystaven ionizujícímu záření v souvislosti s poskytováním zdravotních služeb. Tato činnost podléhá určitým principům, které se musí být dodržovány. Jsou to principy zdůvodnění, optimalizace a zabezpečení zdrojů. Dalším principem radiační ochrany je i princip nepřekročitelnosti limitů. Lékařské ozáření však limitům nepodléhá. [8 s. 71 – 75]

Základním cílem radiační ochrany je, aby se zabránilo deterministickým účinkům a možnost vzniku stochastických účinků se snížila na co nejmenší pravděpodobnost. V běžné radiodiagnostice je vznik deterministických účinků prakticky zcela vyloučen. V případě angiointervenčních výkonů, které mohou podle složitosti trvat až několik hodin, je však riziko deterministických účinků reálné. Takovýmto účinkem může být radiační dermatitida, která se může projevit již od dávky 3 Gy. Dále se může projevit vznik radiační katarakty, jež má prahovou dávku 0,5 Gy. [13 s. 72], [10 s. 185]

Princip odůvodnění zahrnuje správnou indikaci k výkonu. Podle § 70 zákona č. 373/2011 Sb., o specifických zdravotnických službách odpovídá za provedení výkonu aplikující odborník. Pro upřesnění je níže uvedeno přesné znění zákona.

„Klinickou odpovědností za lékařské ozáření se rozumí odpovědnost za jednotlivá lékařská ozáření, která zahrnuje zejména odůvodnění lékařského ozáření, včetně zhodnocení cílů lékařského ozáření, jeho optimalizaci, klinické hodnocení, praktickou spolupráci s jinými ošetřujícími zdravotnickými pracovníky, popřípadě získávání informací o předchozím poskytování zdravotních služeb, poskytování informací nebo záznamů o provedeném lékařském ozáření jiným indikujícím lékařům nebo aplikujícím odborníkům na jejich žádost a poskytování informací o riziku ionizujícího záření ozářovaným osobám. Nositelem klinické odpovědnosti je aplikující odborník v rozsahu své způsobilosti k výkonu povolání.

Indikujícím lékařem se rozumí každý ošetřující lékař nebo zubní lékař, který doporučuje se svým písemným odůvodněním pacienta k lékařskému ozáření aplikujícímu odborníkovi. Indikující lékař je povinen posoudit veškeré informace o zdravotním stavu pacienta významné pro lékařské ozáření, které jsou mu známy, tak, aby vyloučil zbytečné ozáření pacienta.

Aplikujícím odborníkem se rozumí lékař, zubní lékař nebo jiný zdravotník oprávněný provádět činnosti lékařského ozáření podle jiného právního předpisu, a který je oprávněn převzít za jednotlivá lékařská ozáření klinickou odpovědnost.“ [30 s. 51]

Při optimalizaci lékařského ozáření se řídíme principem ALARA, což je zkratka z "as low as reasonably achievable", v překladu „tak nízké, jak je rozumně dosažitelné“. Znamená to, že se v praxi snažíme o co nejmenší ozáření pacienta, ale současně ho musíme ozářit natolik, aby provedený výkon přinesl kvalitní diagnostickou informaci. [10 s. 255]

Princip zabezpečení zdrojů spočívá v systému testování zdrojů ionizujícího záření a v zamezení používání zdrojů jinými než oprávněnými osobami. Do zkoušek zdrojů ionizujícího záření patří přijímací zkoušky, které se provádí před zavedením zdroje do provozu, zkoušky dlouhodobé stability prováděné u přístrojů používaných v medicíně jednou ročně a zkoušky provozní stálosti, které mohou být dle délky intervalu denní, týdenní, měsíční apod. [10 s. 303], [8 s. 90, 91]

Při provádění výkonu je několik faktorů, které mohou ovlivnit radiační zátěž pacienta. Prvotně je důležité, aby výkon prováděl odborný sešraný tým zdravotnických lékařských i nelékařských pracovníků, kteří mají dostatečnou praxi. Proto je vhodné složité angiointervenční zákroky provádět výhradně ve specializovaných centrech, kde má personál možnost odpovídající zkušenosti nasbírat. Výhodou je možnost vystřídání při výkonu někoho z týmu v případě, že se mu nedaří. Zamezí se tak zbytečnému prodlužování výkonu. Dobrý odborný tým musí mít navíc moderní přístrojové vybavení a dostatečný výběr kvalitního instrumentária. [13 s. 73]

Před samotným výkonem je velmi důležitá správná edukace a příprava pacienta. Dobře edukovaný a spolupracující pacient může velmi významně snížit dobu zákroku a tím i radiační zátěž svoji a personálu. Bohužel radiační zátěž pacienta ovlivňuje i jeho zdravotní stav. V čím vážnějším stavu pacient bude, tím bude i zákrok složitější, tudíž bude větší i radiační zátěž. [13 s. 73]

Při provádění výkonu lze radiační zátěž snížit používáním skiaskopie jen po nezbytně dlouhou dobu navíc v pulzním režimu s co nejnižší frekvencí snímků, která ještě zaručí požadovanou diagnostickou informaci. Kontinuální režim využívat pouze ve vyžádaných případech. Důležitá je rovněž volba vhodného provozního režimu přístroje s použitím vyššího napětí a odpovídajícího snížení elektrického množství v kombinaci se správnou filtrací primárního rentgenového svazku, kdy se svazek více „utvrdí“ a je dosahováno nižší radiační zátěže pacienta. Důsledným vymezením clon pouze na zájmovou oblast se sníží ozařovaný objem a současně i množství sekundárního záření, které vzniká Comptonovým rozptylem. Dochází ke zlepšení kvality obrazu, sníží se radiační zátěž pacienta i personálu. Velmi důležité je i důsledné dodržování správně geometrie, kdy by vzdálenost pacient-rentgenka měla být co největší, jelikož dávka klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje, a pacient by měl

být co nejbližší k detektoru, aby byl výsledný obraz co nejméně zkreslený. Především při dlouhých a náročných výkonech je nezbytné měnit geometrii svazku záření kolem pacienta tak, aby nebyla ozáření vystavena stále stejná oblast pokožky a dávka se naopak rozložila do větší plochy povrchu těla pacienta. Tento postup vede k zásadnímu snížení rizika vzniku radiační dermatitidy. [13 s. 72, 73], [10 s. 311]

Další možností redukce radiační zátěže u angiografických výkonů je využití různých „inteligentních“ systémů pro snížení dávky. Příkladem je systém ClarityIQ od Philips, který umožní snížit efektivní dávku od 50 do 70%. [18 s. 149]

Velkou výhodou je i možnost použití ultrazvukového přístroje jako navigace při punkci. [13 s. 73]

V případě diagnostiky pomocí CT je velkým přínosem z hlediska radiační ochrany využití iterativní rekonstrukce, která může výslednou dávku snížit podle typu vyšetření o 20 až 66%. [26 s. 176]

1.9.1 Softvéry pro odhad efektivních dávek

Jak velký dopad má dané vyšetření na pacienta, se dá určit pomocí odhadu efektivní dávky. Vzhledem k tomu, že tato metoda opomíjí mnohé, z hlediska přesného odhadu rizik významné faktory (věk, pohlaví, imunologická specifika apod.), není vhodné použití efektivní dávky z jednoho vyšetření u konkrétního pacienta jako ukazatele přesného rozsahu rizik spojených s ozářeními. Efektivní dávka byla zavedena a umožňuje především odhady a porovnání rizik u skupin obyvatelstva nebo porovnání radiační zátěže spojené s různými výkony u skupin pacientů. Například kolik prostých snímků břicha odpovídá jednomu CT břicha nebo srovnání s obdrženou dávkou z přírodního pozadí (za kolik let obdržíme stejnou dávku z přírodního pozadí jako z jednoho CT břicha). [8 s. 20-22]

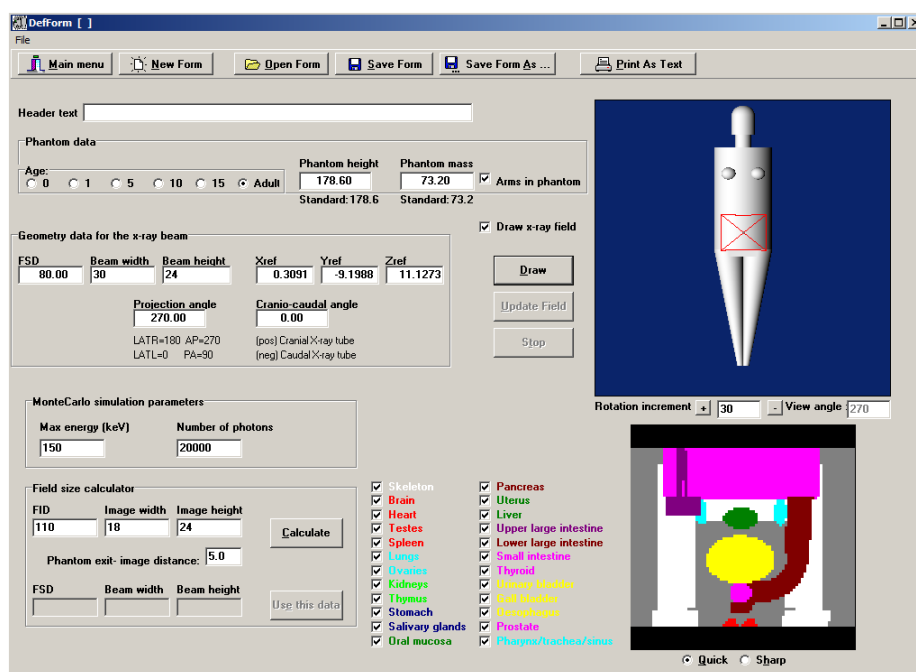
Efektivní dávka E není měřitelná a vztahuje se pouze ke stochastickým (pravděpodobnostním) účinkům kam patří nádorová onemosení a genetické změny. Obecně se dá vypočítat jako součet součinů ekvivalentních dávek H_T v jednotlivých tkáních či orgánech a tkáňových váhových faktorů w_T , které vyjadřují rozdílnou radiosenzitivitu tkání a orgánů. [8 s. 20-22]

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T ,$$

kde ekvivalentní dávka H_T je počítána jako součin střední absorbované dávky D_{TR} v orgánu nebo tkáni T způsobené ionizujícím zářením druhu R a radiačního váhového faktoru w_R , který zohledňuje druh záření. [8 s. 17]

$$H_T = w_R \cdot D_{TR}$$

V současné době je dostupných několik softvrů pro odhad efektivních dávek. Asi nejznámější a nejvíce využívaný je program PCXMC. Tento program byl vyvinut finskou organizací STUK (Radiation and Nuclear Safety Authority) a umožňuje odhad orgánových dávek, efektivních dávek a rizika spojených s ozářením pro všechny výkony v radiologii mimo CT vyšetření. Je možné zde nastavit různé parametry vyšetření, věkovou skupinu, výšku a váhu pacienta. Jeho výpočty jsou založeny na simulacích Monte Carlo. Ukázka rozhraní PCXMC je na obrázku 10. [22]



Obrázek 10 - Ukázka prostředí PCXMC

Pro odhad efektivních a orgánových dávek z CT vyšetření mohou posloužit programy ImpACT CT a CT-Expo. Umožňují výpočet dávek pro různé typy skenerů. Je zde možné nastavit různé parametry a rozsah skenování, věk, výšku, váhu a pohlaví pacienta. CT-Expo má výhodu oproti ImpACT CT, že v něm jdou provést odhady i pro nové CT skenery. Tyto programy jsou opět založené na simulacích Monte Carlo. CT-Expo dokonce dokáže porovnání dávek s hodnotou obvyklou při daném vyšetření v Německu. [22]

Tři výše uvedené programy slouží pro profesionální odhad dávek. Pro pacienta, který se chystá na výkon a zajímá ho přibližná dávka a riziko spojené s výkonem, mohou posloužit různé aplikace volně dostupné na internetu. Příkladem je Radiation Calculator, který je

dostupný na stránce www.radiationcalculator.com (obrázek 11) nebo X-ray risk calculator dostupný na www.xrayrisk.com. Takové programy nepočítají s výškou, váhou a věkem pacienta, nezohledňují ani typ přístroje a různé parametry jeho nastavení. Mají proto pouze velmi obecný informativní charakter. [22]

Measuring Your Exposure | [What Is Radiation?](#) | [Imaging Tests](#) | [Alternatives](#) | [Questions To Ask](#)

Try the **RADIATION CALCULATOR**

RADIATION BASICS

RADIATION CONSIDERATIONS

RADIATION EFFECTS

REFERENCES

Enter Information

Hi, my name is Jessica and I'm here to help you estimate the radiation dose from your medical tests.
Enter in all necessary information below and then I can show how your results compare to other types of radiation exposure.

1 mSv =
4 months of natural exposure
50 chest x-rays

Test	Body Part	mSv	# of Tests	Total mSv	Add/Remove
CT	Brain	4	1	4	+
mSv Grand Total				4	

[Compare Results](#) [Start Over](#)

Obrázek 11 – Ukázka prostředí Radiation Calculator

1.10 Ochrana personálu

Ačkoli se tato práce zabývá radiační zátěží pacienta, je vhodné věnovat pár vět i ochraně personálu, který výkony provádí. Základními metodami radiační ochrany jsou ochrana časem, vzdáleností a stíněním. [8 s. 88]

Při CT výkonech je pohled na radiační ochranu personálu poměrně jednoduchý. Zdravotnický personál, který výkon provádí, v době skenování dat sedí v chráněné ovladovně, tudíž je jeho radiační zátěž téměř nulová. [8 s. 88]

Při angiointervenčních výkonech je nutné, aby byl tým pracovníků v době výkonu přítomen přímo u pacienta, který je zdrojem sekundárního záření. Proto je nezbytné dodržovat několik zásadních pravidel. [8 s. 88]

Při výkonu je výhodou, aby v bočné projekci byl personál na straně receptoru obrazu, a to z důvodu, že na straně rentgenky může být až 2 – 3 krát více rozptýleného sekundárního záření než na straně receptoru obrazu. V případě PA, či AP projekce by měla být rentgenka pod stolem s pacientem a receptor obrazu nad pacientem. [13 s. 73, 74], [8 s. 88, 89]

Až 90% ochranu mohou poskytnout osobní ochranné pomůcky jako je zástěra, plášť či dvoudílný komplet z olovnaté gumy s ekvivalentem 0,5 mm olova. Vzhledem k tomu, že operátor stojí na sále i několik hodin, je výhodou nosit stahovací pás na podporu zad. K ochraně se navíc přidává nákrčník z olovnaté gumy na ochranu štítné žlázy se stejným ekvivalentem olova. U těchto osobních ochranných pomůcek se provádí pravidelné kontroly. [13 s. 73, 74], [8 s. 88, 89]

Z důvodu prevence proti radiační kataraktě by personál (především operátor) měl nosit ochranné brýle s olovnatým sklem s ekvivalentem olova vybavené ochrannými postranicemi. [13 s. 73, 74], [8 s. 88, 89]

Není-li to nezbytně nutné, neměl by operátor dávat ruce do přímého svazku RTG záření. V případě nutnosti by měl použít rukavice s ekvivalentem olova 0,38 mm nebo alespoň tenké chirurgické rukavice s příměsí olova. [13 s. 73, 74], [8 s. 88, 89]

Navíc u angiointervenčního stolu slouží jako další ochrana horní přídatná clona z olovnatého plexiskla a dolní závěs z olovnaté gumy. Sekundární záření pomůže odstínit i speciální stíněná ochranná rouška, která se dává na bok pacienta. [13 s. 73, 74], [8 s. 88, 89]

Velmi významnou roli má rovněž ochrana vzdáleností. Tomu lze napomoci vyznačením bezpečných zón na podlaze. Samozřejmostí je ovládání angiokompletu a pumpy z ovladovny. [13 s. 73, 74], [8 s. 88, 89]

Další metodou, která přispívá k ochraně personálu, je střídání týmů provádějících výkony. Tím se zkrátí doba, po kterou bude muset být jednotlivec v prostoru s ionizujícím zářením. Zkrácení doby se dosáhne také školením a tréninkem personálu. [13 s. 73, 74], [8 s. 88, 89]

Pracovníci, kteří se na angiointervenčním sále pohybují, musí nosit z důvodu sledování dávek, které obdržely osobní dozimetry a v rámci zabezpečení lékařského dohledu navštěvovat pravidelné roční zdravotní prohlídky. [8 s. 125]

2 PRAKTICKÁ ČÁST:

2.1 Metodika

V praktické části bylo popsáno vlastní provedení CT a angiointervenčních výkonů, současně byla zkoumána radiační zátěž pacientů při zobrazování a endovaskulární léčbě mozkových aneurysmat. Výzkum probíhal na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Hradec Králové.

CT vyšetření mozkových aneurysmat byla prováděna na přístrojích SIEMENS SOMATOM Definition AS+ na pracovišti chirurgického oddělení a na Diagnostickém centru Radiologické kliniky. Některá CT vyšetření probíhala rovněž v okolních (nejčastěji okresních) nemocnicích. V Oblastní nemocnici Náchod a.s., RDG centru s.r.o, v Rychnově nad Kněžnou, Nemocnicích Pardubického kraje, a.s. (Pardubická nemocnice a Orlickoústecká nemocnice), společnosti DIMED s.r.o. v Chrudimi apod.

Angiointervenční výkony byly prováděny na Angiointervenčním oddělení Radiologické kliniky na přístrojích PHILIPS ALLURA Xper FD20 C a PHILIPS ALLURA Xper FD20/20 BP.

Posuzovány byly výkony za období jednoho roku, a to od začátku ledna 2015 do konce prosince 2015. Za toto období byla na Angiointervenčním oddělení FN HK léčena mozková aneurysmata u 50 pacientů. Z toho u 37 žen a 13 mužů. Celkem bylo provedeno 57 výkonů. U 7 pacientů byl výkon proveden dvakrát.

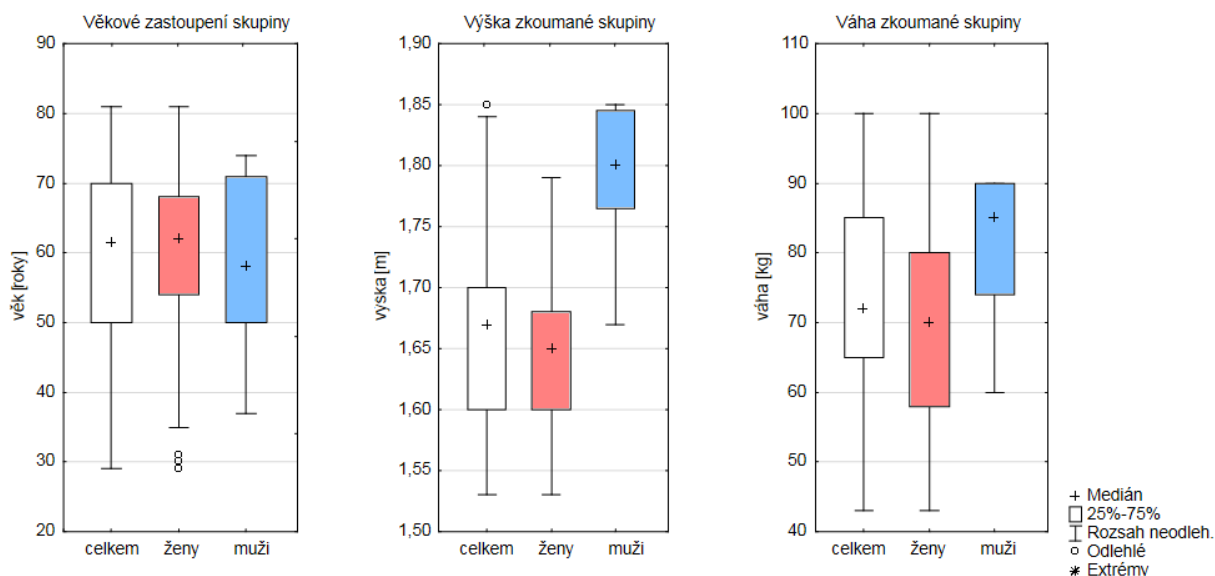
Z vypočtených hodnot efektivních dávek jednotlivých pacientů byly vytvořeny tabulky a grafy. Mediánové hodnoty z CT a angiografických výkonů byly vztaženy k hodnotám z přírodního pozadí.

2.2 Zkoumaná skupina

Přehledný popis zkoumané skupiny je znázorněn v tabulce 3 a na obrázku 12. Z tabulky lze vyčíst, že skupina žen indikovaných k endovaskulární léčbě byla celkově starší než muži. Avšak z krabicového grafu, který znázorňuje věk, je zřejmé, že skupina žen obsahuje různorodější věkové zastoupení. Třem ženám bylo pouze okolo 30 let.

Tabulka 3 - Popis zkoumané skupiny pacientů

		věk [roky]	výška [m]	váha [kg]
CELKEM	průměr	58,82	1,68	73,06
	medián	61,5	1,67	72
	minimum	29	1,53	43
	maximum	81	1,85	100
ŽENY	průměr	58,68	1,64	70,40
	medián	62	1,65	70
	minimum	29	1,53	43
	maximum	81	1,79	100
MUŽI	průměr	59,23	1,79	80,44
	medián	58	1,8	85
	minimum	37	1,67	60
	maximum	74	1,85	90



Obrázek 12 – Popisné grafy zkoumané skupiny pacientů – věk, výška, váha

2.3 CT vyšetření

2.3.1 Provedení CT vyšetření při podezření na intrakraniální aneuryzma

Před provedením vyšetření indikující lékař u pacienta zjišťuje možnost alergie na jodovou kontrastní látku, zda a jaká byla provedena předchozí vyšetření a u žen ve fertilním věku možnost gravidity. Těhotné ženy je možné podrobit lékařskému ozáření pouze v neodkladných případech, což v případě podezření na krvácení z aneuryzmatu možné je. Navíc je při podezření na SAK ozářena pouze hlava a krk, tudíž dávka v děloze je zcela nevýznamná. Na žádance by měla být uvedena rovněž hladina kreatininu v krvi. U pacientů s vyšší hodnotou kreatininu hrozí poškození ledvin kontrastní nefropatií. [27]

Po příchodu na CT pracoviště je pacient seznámen s riziky podání kontrastní látky, ionizujícího záření a podle zvyklostí pracoviště je mu předložen i písemný informovaný souhlas s výkonem. Před provedením výkonu se na možnost alergie a gravidity pacienta opět dotáže aplikující odborník, tedy radiologický asistent.

Po přijetí do vyšetřovny je ověřena totožnost pacienta a pacient je vyzván k sejmutí kovových předmětů z oblasti krku a hlavy a poučí ho o průběhu vyšetření. [27]

Pacient leží na vyšetřovacím stole na zádech s hlavou uloženou do podhlavníku směrem ke gantry a přitaženou bradou. Horní končetiny jsou položeny co nejbližší podél těla, ramena jsou stažena co nejnižší. Pacient může během vyšetření volně dýchat, ale nesmí hýbat hlavou, v opačném případě hrozí vznik pohybových artefaktů. Je-li pacient neklidný, je nutná jeho fixace. Je však již na zvážení indikujícího lékaře, zda je vhodné velmi neklidného pacienta vyšetřovat. Pohybové artefakty by mohly natolik znehodnotit výsledný obraz, že by vyšetření bylo nehodnotitelné. Pokud již indikující lékař ví, že bude nutné provést CTA, je vhodné, aby předem informoval CT pracoviště, které připraví vše potřebné k provedení výkonu. [27]

Každý CT přístroj má v paměti PC uloženy předdefinované standardní vyšetřovací protokoly, podle kterých aplikující odborník provádí vyšetření. Níže popsany protokol je prováděný na CT pracovišti chirurgického oddělení Radiologické kliniky Fakultní nemocnice Hradec Králové. Pracoviště je vybaveno CT přístrojem SIEMENS SOMATOM Definition AS+ s iterativní rekonstrukcí obrazu SAFIRE.

U pacienta je nejprve provedeno nativní CT, které začíná bočním toposcanem o délce 256 mm, na toposcanu vymezí radiologický asistent FOV (field of view – zobrazované pole) od baze lební až po vertex. Vyšetření se provádí helikálně v kaudokraniálním směru.

První rekonstrukce se provádí s rekonstrukčním intervalem 5 mm. Tato obrazová sada je velmi rychle zrekonstruována a slouží hlavně k rychlé diagnostice, zda u pacienta neprobíhá intrakraniální krvácení.

Druhá rekonstrukce se provádí v transverzálních řezech, které se na sagitálním zobrazení rovnají s bazí, na axiálním a koronárním zobrazení středočárově. Rekonstrukční interval je 5 mm a rekonstrukční algoritmus je zvolen J30 medium smooth. Výsledné obrazy jsou zobrazovány v mozkovém okně.

Třetí rekonstruovaná sada je koronární. Ta se rovná na sagitálním zobrazení podél mozkového kmene do páteřního kanálu. Na axiálním a koronárním zobrazení se obraz opět srovná pouze středočárově. Rekonstrukční interval, algoritmus a zobrazení v okně je stejné jako u rekonstrukce transverzálních řezů.

Čtvrtá rekonstrukce se provádí na sagitální řezy. Zde se obraz srovná pouze na axiálním a koronárním zobrazení středočárově. Rekonstrukční interval, algoritmus a zobrazení v okně je opět stejné jako u předchozích rekonstrukcí.

V případě traumatického poškození je možné vyšetření doplnit o rekonstrukce s kostním kernelem. Zde se použije rekonstrukční interval 2 mm, algoritmus J70 very sharp a výsledné obrazy jsou zobrazovány v kostním okně.

Po nativním vyšetření se v případě diagnostiky aneuryzmatu provádí CTA, které pomáhá naplánovat endovaskulární výkon.

Pro toto vyšetření je všeobecně doporučováno používat nižší hodnoty napětí, a to z důvodu, že molekula jodu lépe absorbuje ionizující záření o nižších energiích. Tím se zvýší kontrast mezi kontrastní látkou a okolními strukturami. 0

Při CTA je nejdříve proveden zadopřední toposcan o délce 512 mm. FOV se zvolí od oblouku aorty až po vertex. Dále se provede premonitoring scan ve výšce oblouku aorty, který slouží k nastavení „bolus tracking“. Na tomto skenu se do oblouku aorty nastaví trigger na 180 HU. Na ovladači k automatickému tlakovému injektoru se navolí množství a rychlost kontrastní látky a fyziologického roztoku, jež budou podané pacientovi. Obvykle je podáno 65 ml jodové kontrastní látky o koncentraci 300 – 400 mgJ/ml s rychlostí 4 ml/s a 50 ml fyziologického roztoku s rychlostí 3,5 ml/s. Množství a rychlost podání je možné přizpůsobit velikosti a stavu pacienta. Dále se společně s automatickým tlakovým injektorem spustí monitorovací skeny, které probíhají po dobu 10 sekund v intervalu 0,3 sekundy. Po dosažení denzity 180 HU v náplni předem zvolené tepny se automaticky spustí helikální kaudokraniální skenování pacienta. [27]

První CTA rekonstrukce je provedena v axiálních řezech s rekonstrukčním intervalem 2 mm a rekonstrukčním algoritmem J30 medium smooth v angiografickém okně.

Druhá sada obrazů je rekonstruována opět v axiálních řezech, ale s 0,75 mm intervalem. Rekonstrukční algoritmus a okno jsou zvoleny stejně jako u předchozí rekonstrukce.

Třetí je vytvořena rekonstrukce koronárních řezů s intervalem 3 mm. Algoritmus a zvolené okno je opět stejné.

Čtvrtá rekonstruovaná sada je sagitálních řezů a to s rekonstrukčním intervalem 5 mm, stejným algoritmem a oknem jako u předchozích vyšetření.

2.3.2 Radiační zátěž z CT vyšetření

Při zjišťování radiační zátěže z CT vyšetření u skupiny 50 pacientů, u kterých byla ve FN HK provedena endovaskulární léčba mozkových aneurysmat, bylo ve FN HK a na ostatních výše zmíněných pracovištích provedeno 138 CT vyšetření. U 13 CT vyšetření nebyl dostupný patient protocol (protokol z vyšetření, ve kterém jsou zaznamenány parametry definující radiační zátěž pacienta). Tyto výkony nebyly do kalkulace statistických hodnot efektivní dávky spojené s CT vyšetřením započteny. Většina z těchto nezapočtených vyšetření byla provedena mimo FN HK.

Jak bylo popsáno v teoretické části, pro diagnostiku mozkových aneurysmat je typicky prováděno CT nativní vyšetření, které může být rozšířeno o CTA. Ve dvou případech byla tato dvě vyšetření doplněna o perfuzi mozku (CT vyšetření prokrvení mozkové tkáně). U jednoho z těchto vyšetření nebyl dostupný patient protocol.

Mediánové hodnoty počtů provedených vyšetření byly jedno CT vyšetření před a jedno CT vyšetření po provedené endovaskulární léčbě. U 16 pacientů nebylo CT vyšetření provedeno vůbec. Někteří pacienti podstoupili CT vyšetření pouze před nebo po léčbě. Ve sledovaném roce podstoupila endovaskulární léčbu i pacientka, u které bylo vzhledem k před i pooperačním komplikacím provedeno celkem 38 CT vyšetření. Vyjma této pacientky bylo u žen provedeno maximálně 5 CT vyšetření před a 7 CT vyšetření po endovaskulárním výkonu. V případě skupiny mužů byla provedena maximálně 4 CT vyšetření před a 3 CT vyšetření po endovaskulárním výkonu.

Při výpočtu efektivní dávky bylo vycházeno z patientského protokolu, který by měl být součástí „balíčku“ dat poslaných do PACS ke každému CT vyšetření. Na obrázku 13 je vidět příklad patient protocol. Je na něm uvedené datum vyšetření, kdo vyšetření prováděl,

celkové elektrické množství a DLP (dose length product). V přehledové tabulce jsou uvedeny specifikace jednotlivých fází vyšetření, a to skenovací parametry (kV, mAs), $CTDI_{vol}$ (objemový CT index), DLP, čas, po který bylo vyšetření prováděno, a šířka jednotlivé vrstvy (třetí rozměr voxelu).

10-Nov-2015 20:07							
Ward:							
Physician:							
Operator: meduser							
Total mAs 4348		Total DLP 946 mGycm					
Scan	kV	mAs / ref.	$CTDI_{vol}^*$ mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm	
Patient Position H-SP							
Topogram	1	100	36 mA	0.08 L	2	2.4	0.6
Head	2	120	245 / 300	35.31 S	637	1.0	0.6
Topogram	3	100	37 mA	0.08 L	3	4.2	0.6
PreMonitoring	4	100	60	2.09 L	2	0.3	10.0
Contrast							
Monitoring	5	100	60	27.17 L	27	0.3	10.0
CTA	18	100	181 / 175	7.15 L	275	0.3	0.6
Medium	Type	Iodine Conc. mg/ml		Volume ml	Flow ml/s	CM Ratio	
Contrast		0		0	0.0	100%	
Saline				0	0.0		

*: L = 32cm, S = 16cm

Obrázek 13 - Patient protocol z CT vyšetření

Pro stanovení radiační zátěže pacienta je nejdůležitější $CTDI_{vol}$ a DLP. $CTDI_{vol}$ je vypočteno z níže uvedeného vztahu z váženého dávkového indexu $CTDI_w$ stanoveného ve válcovém fantomu a pitch faktoru p , který je podílem hodnot posunu stolu na jednu rotaci a šíře kolimace svazku.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot p^{-1}$$

Z $CTDI_{vol}$ pouhým vynásobením délkou skenovaného objemu je vypočteno DLP:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot \text{délka skenovaného objemu.}$$

Efektivní dávka z daného vyšetření se vypočte z DLP pomocí vztahu

$$E = DLP \cdot E_{DLP},$$

kde E_{DLP} je konverzní faktor, který se stanovuje měřením pomocí antropomorfního fantomu. Hodnoty konverzních faktorů jsou uvedeny v tabulce 4. [867 s. 77]

Tabulka 4 - Stanovení efektivní dávky při CT vyšetření referenčního pacienta na základě veličiny DLP a konverzních faktorů, převzato z [8 s. 78]

Vyšetření	DLP [mGy.cm]	Konverzní faktor [mSv.mGy⁻¹.cm⁻¹]	Efektivní dávka [mSv]
Hlava	1000	0,0023	2,3
Krk	400	0,0054	2,2
Hrudník	300	0,017	5,1
Břicho – pánev	500	0,015	8
Dolní končetiny (vyjma pánev)	500	0,0012	0,6

2.3.2.1 CT nativním vyšetření

Do statistiky bylo započteno 123 nativních vyšetření. 102 vyšetření proběhlo u žen a 21 u mužů. Na obrázku 14 jsou tři krabicové grafy znázorňující efektivní dávku, kterou pacienti při CT vyšetření obdrželi.

První, bílý, diagram ukazuje rozložení hodnot efektivní dávky z vyšetření všech zkoumaných CT vyšetření. Mediánová hodnota efektivní dávky je 1,41 mSv. První kvartil je 1,33 mSv a třetí kvartil 1,47 mSv. Efektivní dávka u většiny vyšetření se pohybovala okolo hodnoty 1,4 mSv, což odpovídá přibližně 5 měsícům efektivní dávky, kterou obdržíme z přírodního pozadí (pro ČR je to asi 3,5 mSv za rok). [8 s. 27]

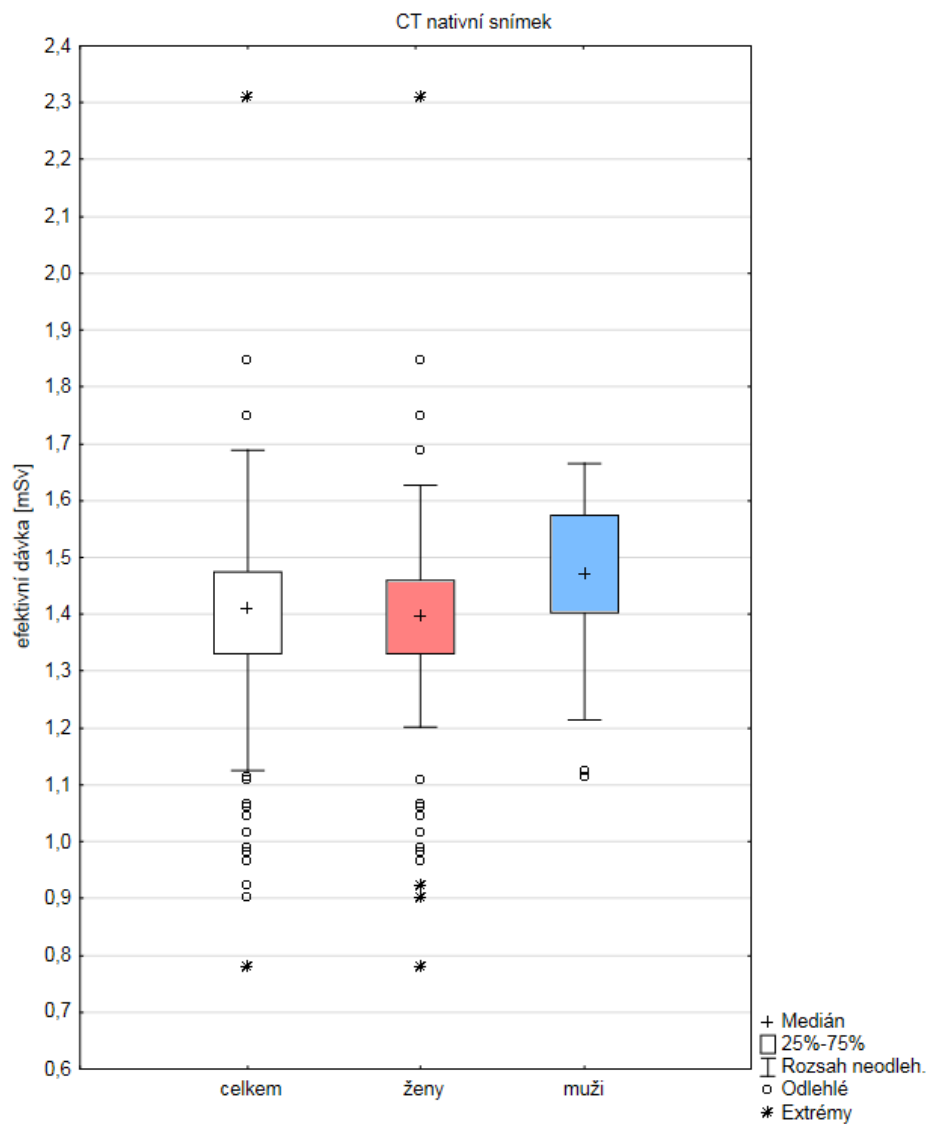
Druhý, růžový, diagram znázorňuje hodnoty z CT vyšetření žen. Mediánová hodnota efektivní dávky je 1,4 mSv, což je velmi podobné mediánové hodnotě celé skupiny. To je logické vzhledem k tomu, že 83% zkoumaných vyšetření proběhlo právě u žen. První kvartil je 1,33 mSv a třetí kvartil 1,46 mSv.

Třetí, modrý, diagram ukazuje hodnoty z CT vyšetření mužů. U těchto vyšetření je mediánová hodnota efektivní dávky 1,47 mSv, První kvartil je 1,4 mSv a třetí kvartil 1,57 mSv.

Pro lepší přehled je ještě níže uvedena tabulka 5, která dává souhrnný přehled o CT nativních vyšetřeních. Zde je uveden počet vyšetření a průměrná, mediánová, minimální a maximální hodnota efektivních dávek pro celou zkoumanou skupinu a zvlášť pro ženy a muže.

Tabulka 5 – Efektivní dávky – CT nativní vyšetření

	celkem	ženy	muži
počet vyšetření	123	102	21
	efektivní dávka [mSv]		
průměr	1,39	1,38	1,45
medián	1,41	1,40	1,47
minimum	0,78	0,78	1,11
maximum	2,31	2,31	1,67



Obrázek 14 – Krabicový graf zobrazující efektivní dávku z CT nativního snímku

2.3.2.2 CTA vyšetření

U zkoumané skupiny bylo provedeno celkem 19 CTA vyšetření, kdy v 16 případech navazovalo na nativní vyšetření a ve 3 případech bylo CTA provedeno samostatně. Toto vyšetření bylo provedeno třináctkrát u žen a šestkrát u mužů.

Hodnoty efektivních dávek spojených se samostatně provedenými CTA a CTA vyšetřeními spojenými s nativním CT vyšetřením jsou uvedeny v tabulce 6.

Tabulka 6 – Efektivní dávky – CTA vyšetření

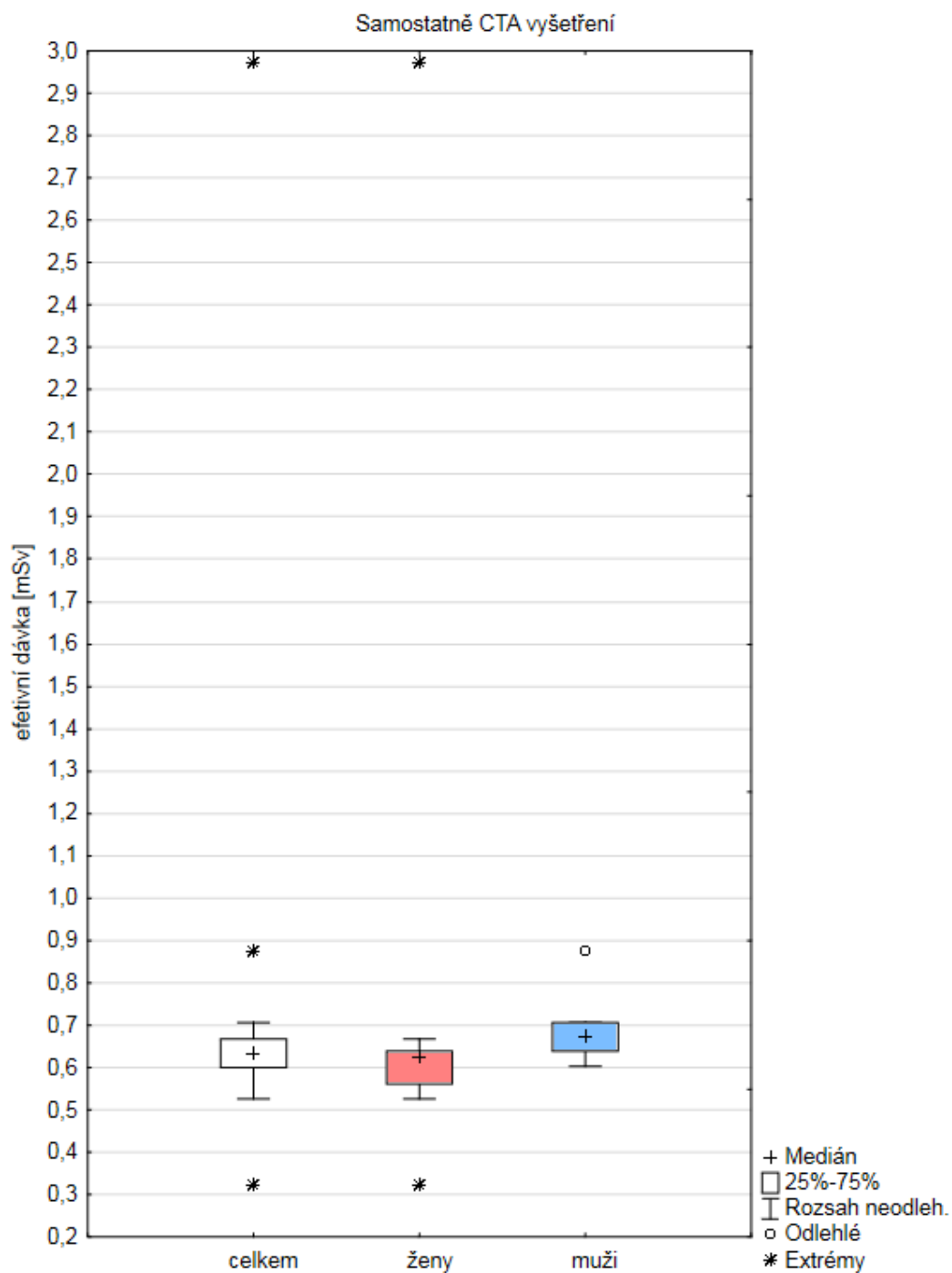
	CTA samostatně			CTA s nativním vyšetřením		
	celkem	ženy	muži	celkem	ženy	muži
počet	19	13	6	16	11	5
	efektivní dávka [mSv]					
průměr	0,74	0,77	0,69	1,93	1,88	2,05
medián	0,63	0,62	0,67	1,97	1,92	2,15
minimum	0,32	0,32	0,60	1,30	1,30	1,76
maximum	2,97	2,97	0,87	2,53	2,53	2,19

Efektivní dávky obdržené pacienty při samostatně provedených CTA vyšetřeních jsou zpracovány ve vícenásobném krabicovém grafu na obrázku 15. Stejně jako u předcházejících krabicových grafů jsou i tyto rozděleny do tří částí. Bílý diagram zahrnuje všechny pacienty, růžový ženy a modrý muže.

Mediánová hodnota efektivních dávek všech CTA vyšetření je 0,63 mSv, což odpovídá přibližně dvěma měsícům efektivní dávky obdržené z přírodního pozadí. První kvartil je 0,6 mSv a třetí kvartil 0,67 mSv.

U žen je mediánová hodnota 0,62 mSv. První kvartil je 0,56 mSv a třetí kvartil 0,64 mSv. V případě jedné ženy se objevila extrémní hodnota efektivní dávky 2,97 mSv. Tato hodnota se projevila i do celkového zobrazení všech pacientů. Vzhledem k tomu je i v tabulce 6 při těchto vyšetřeních průměrná hodnota od mediánu poměrně vzdálená.

U mužů je mediánová hodnota 0,67 mSv. První kvartil 0,64 mSv a třetí kvartil 0,71 mSv.



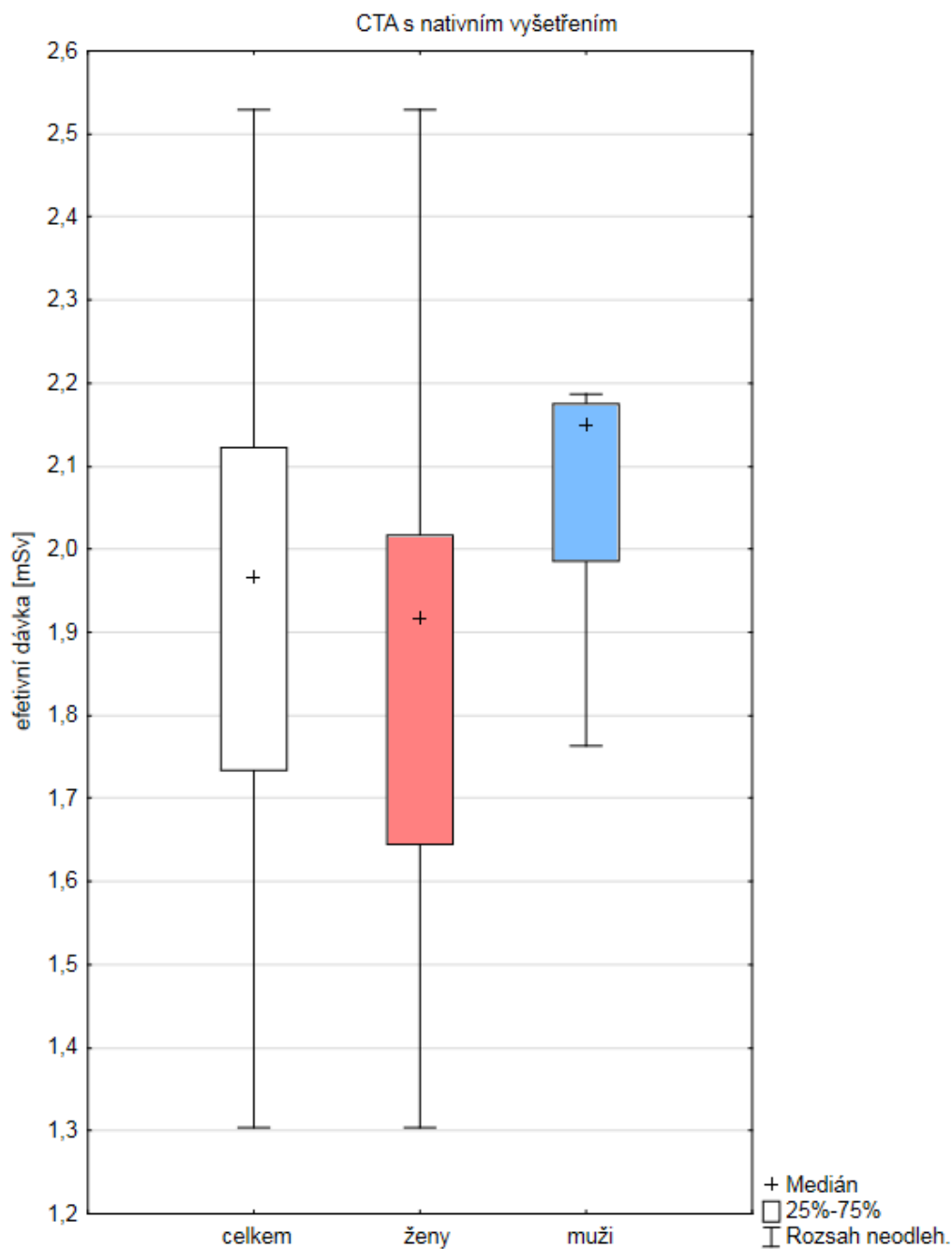
Obrázek 15 – Krabicový graf zobrazující efektivní dávku samostatného CTA vyšetření

Krabicový graf na obrázku 16 znázorňuje celkovou efektivní dávku obdrženou pacienty při CT vyšetřeních, kdy bylo CT nativní vyšetření rozšířeno o CTA. Graf je opět rozdělen do tří částí, které hodnotí zvlášť všechny pacienty, ženy a muže.

Mediánová hodnota efektivních dávek u všech pacientů je 1,97 mSv. Tato hodnota odpovídá přibližně 7 měsícům efektivní dávky obdržené z přírodního pozadí v ČR. První kvartil je 1,73 mSv a třetí kvartil 2,12 mSv.

U žen je mediánová hodnota 1,92 mSv. První kvartil je 1,64 mSv a třetí kvartil 2,02 mSv.

U mužů je mediánová hodnota 2,15 mSv. První kvartil je 1,98 mSv a třetí kvartil 2,18 mSv.



Obrázek 16 - Krabicový graf zobrazující celkovou efektivní dávku z CT nativního snímku rozšířeného o CTA

V úvodu této části bylo uvedeno, že ve dvou případech bylo CT a CTA vyšetření rozšířeno i o perfuzi mozku. U jednoho vyšetření nebyl odeslán patient protocol, bez kterého nelze zjistit efektivní dávku obdrženou pacientem. Z druhého vyšetření byla efektivní dávka pacienta ze samotné perfuze 7,6 mSv. Celková efektivní dávka z nativního, angiografického a perfuzního vyšetření byla 9,74 mSv. To je ekvivalentní téměř třem rokům efektivní dávky obdržené z přírodního pozadí v ČR.

2.4 Angiointervenční výkony

2.4.1 Provedení angiointervenčního výkonu

Níže je popsán postup provedení angiointervenčního výkonu na Angiointervenčním oddělení Radiologické kliniky FN HK na přístrojích PHILIPS ALLURA Xper FD20 C a PHILIPS ALLURA Xper FD20/20 BP. Oba tyto přístroje jsou vybaveny systémem pro snížení dávky ClarityIQ od Philips.

Při příjezdu pacienta na pracoviště je pacient důkladně vyzpovídán lékařem a poučen o plánovaném výkonu. Pokud je možno, tak jsou před výkonem také zkontrolovány výsledky laboratorních testů (INR, APTT, trombocyty, renální funkce) a dále je zkontrolován krevní tlak. Následně je pacientovi předložen informovaný souhlas s výkonem. V případě, že pacient není schopen z důvodu svého zdravotního stavu informovaný souhlas podepsat, může být výkon proveden jen v případě trvalého ohrožení jeho zdraví. [27]

Během výkonu se standardně provádí monitorace základních vitálních funkcí. Pacientovi je nejprve zaveden katétr, pomocí něhož se do vyšetřované oblasti automatickým injektorem vstříkují kontrastní látka. Při SAK je možné provést nástřik kontrastní látky až po 6 hodinách po jeho vzniku, v opačném případě by hrozilo další krvácení z aneuryzmatu. Obvykle se podává 5-10 ml kontrastní látky rychlostí 3-5 ml/s. Rychlost a objem kontrastní látky se určuje podle velikosti a stavu pacienta a místa aplikace (aplikace buď do společné, nebo vnitřní karotidy). Snímání dat se provádí se zpožděním 3-3,5 s. [5 s. 142], [27]

Po ukončení výkonu je rána manuálně stlačena (10-15 min). Dále je nutný několikahodinový klid na lůžku (6-8 hod). Možné je také ránu uzavřít pomocí perkutánního uzavíracího zařízení. Po celkovém výkonu je pacient ještě monitorován ošetřujícím personálem. [5 s. 76, 77]

2.4.1.1 Katetrizace

Dnes se využívá několik možných přístupů do cévního řečiště. Tyto přístupy se volí podle daného vyšetření i podle zvyklostí na daném pracovišti. Nejčastěji se volí retrográdní (proti směru toku) nebo prográdní (po směru toku) přístup z femorální arterie. Dále je možné provést punkci axilární, brachiální nebo radiální tepny. [13 s. 76]

V případě mozkových aneuryzmat se katetrizace provádí nejčastěji pomocí retrográdního přístupu z femorální arterie.

Nejprve se vybere místo pro vpich, které je přibližně na dolním okraji hlavičky femuru. Při přesné lokalizaci se lékař orientuje palpací podle maximální pulzace, nebo pomocí

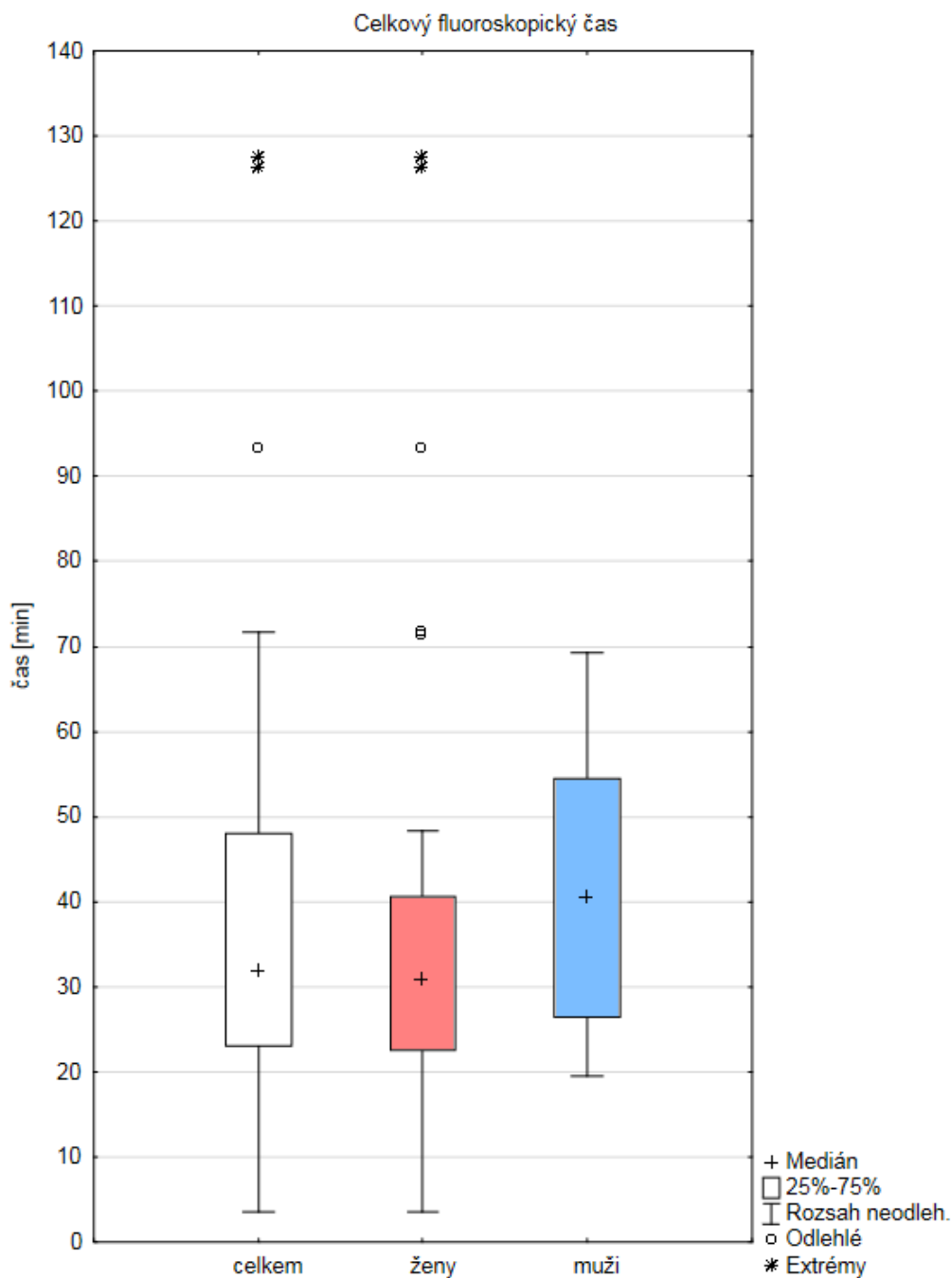
ultrazvukového přístroje. Před punkcí se místo vpichu znecitliví pomocí lokálního anestetika. Ve zvoleném místě pro punkci se provede řez 3 mm hluboký a 3 mm dlouhý, který je možné rozšířit a prohloubit tupou preparací peánem do hlubšího kanálku. Tento kanálek by v případě krvácení usnadnil vytékání krve z punkční rány, aby se krev nehromadila v podkoží. [12 s. 44, 45]

Při vlastní punkci je jehla zaváděna se sklonem přibližně 45° tak, aby stěnu femorální tepny prostoupila v úrovni střední třetiny hlavice femuru. Je důležité se snažit, aby tepna byla punktována pouze z přední stěny. Poté se zavádí vodič, který by měl jít lehce zasunout. Pokud se tak neděje, měl by se vodič vytáhnout a opět by se mělo zkontrolovat správné zavedení jehly do lumen cévy podle pulzujícího toku krve. Vodič se vždy zavádí při skiaskopické kontrole. Po zavedeném vodiči se pak vytáhne jehla a poté zavede katétr. Tento typ zavedení katétru se označuje jako Seldingerova metoda [12 s. 46 – 48]

2.4.2 Radiační zátěž při angiointervenčním výkonu

Jak již bylo uvedeno výše, do srovnání bylo zahrnuto 50 pacientů s celkem 57 výkonů. 42 výkonů bylo provedeno u žen a 15 u mužů. Bohužel u dvou výkonů provedených u žen nedošlo k archivaci dávkového reportu, proto do výsledného šetření nemohly být započteny.

U výkonů byl nejdříve porovnán celkový fluoroskopický čas. Grafické znázornění pomocí krabicového grafu je možné vidět na obrázku 17.



Obrázek 17 - Krabicový graf zobrazující celkový fluoroskopický čas

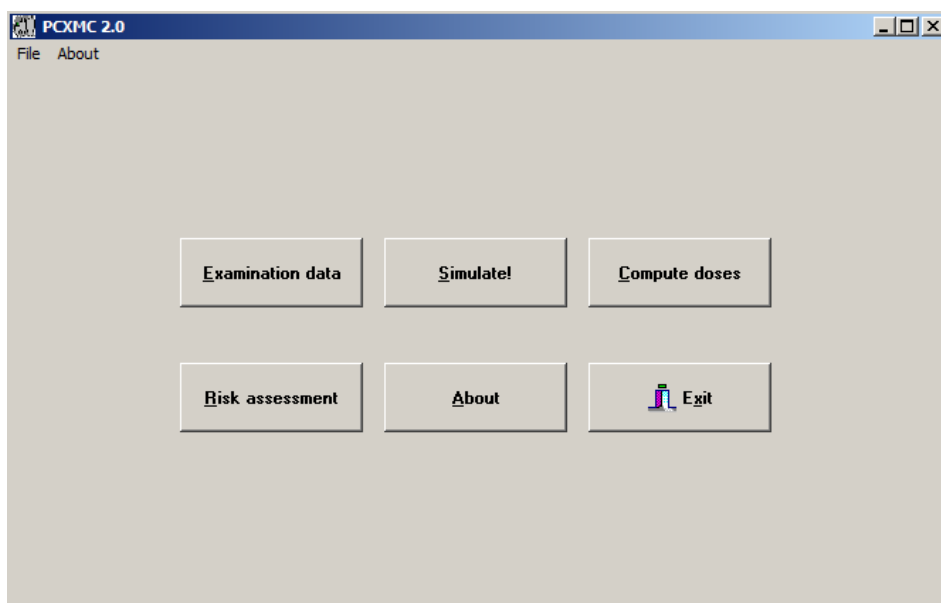
Mediánová hodnota fluoroskopického času u všech pacientů je 32 minut. První kvartil je 23 minut a třetí kvartil 48 minut. Podrobnější rozbor hodnot je přehledově zpracován v tabulce 7.

Při porovnání efektivních dávek bylo vycházeno z hodnoty celkového DAP (Dose Area Product), což je součin dávky a velikosti plochy ozářeného pole. Výsledná efektivní dávka E se dá vypočítat jako součin:

$$E = DAP \cdot E_{DAP},$$

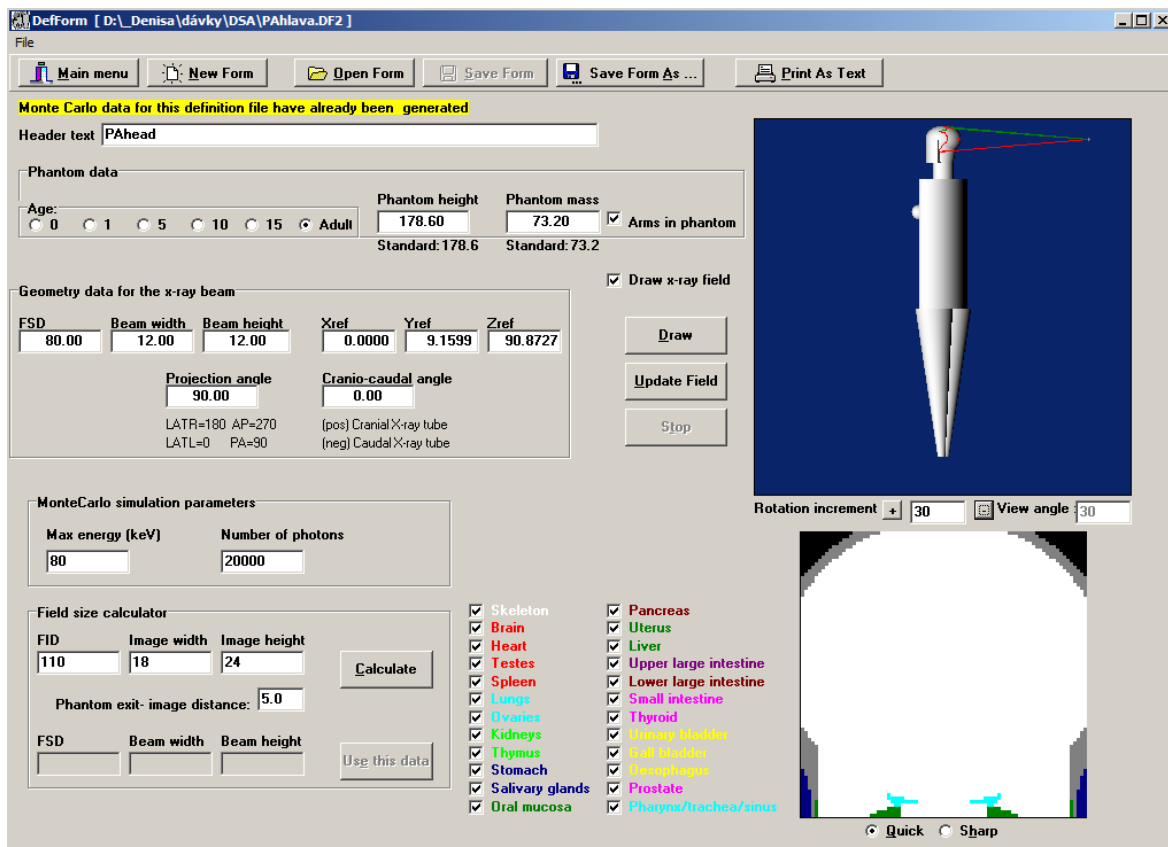
kde E_{DAP} je konverzní faktor, který v sobě zohledňuje tkáňové (orgánové) váhové faktory w_T pro struktury v ozařované oblasti. [8 s. 77]

Přesnější hodnotu efektivní dávky dostaneme při použití programu PCXMC. Níže je popsán postup odhadu efektivní dávky pomocí tohoto programu.



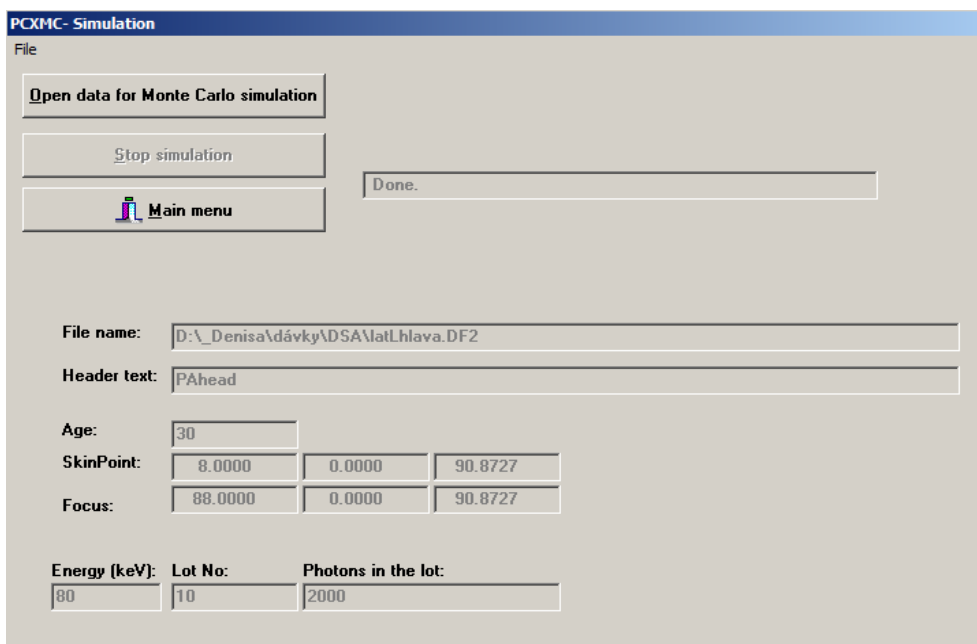
Obrázek 18 - Úvodní menu programu PCXMC

Po zapnutí úvodního menu (obrázek 18) a otevření okna DefForm (obrázek 19) tlačítkem „Examination data“ je nezbytné nastavit především výšku a váhu pacienta, jeho věkovou kategorii, projekční parametry a maximální energii fotonů. Schématické znázornění svazku záření a polohy pacienta (vpravo nahoře) slouží ke kontrole projekce. Schéma v pravé dolní části okna umožňuje kontrolu rozsahu projekce vzhledem k antropomorfnímu modelu rozložení orgánů.



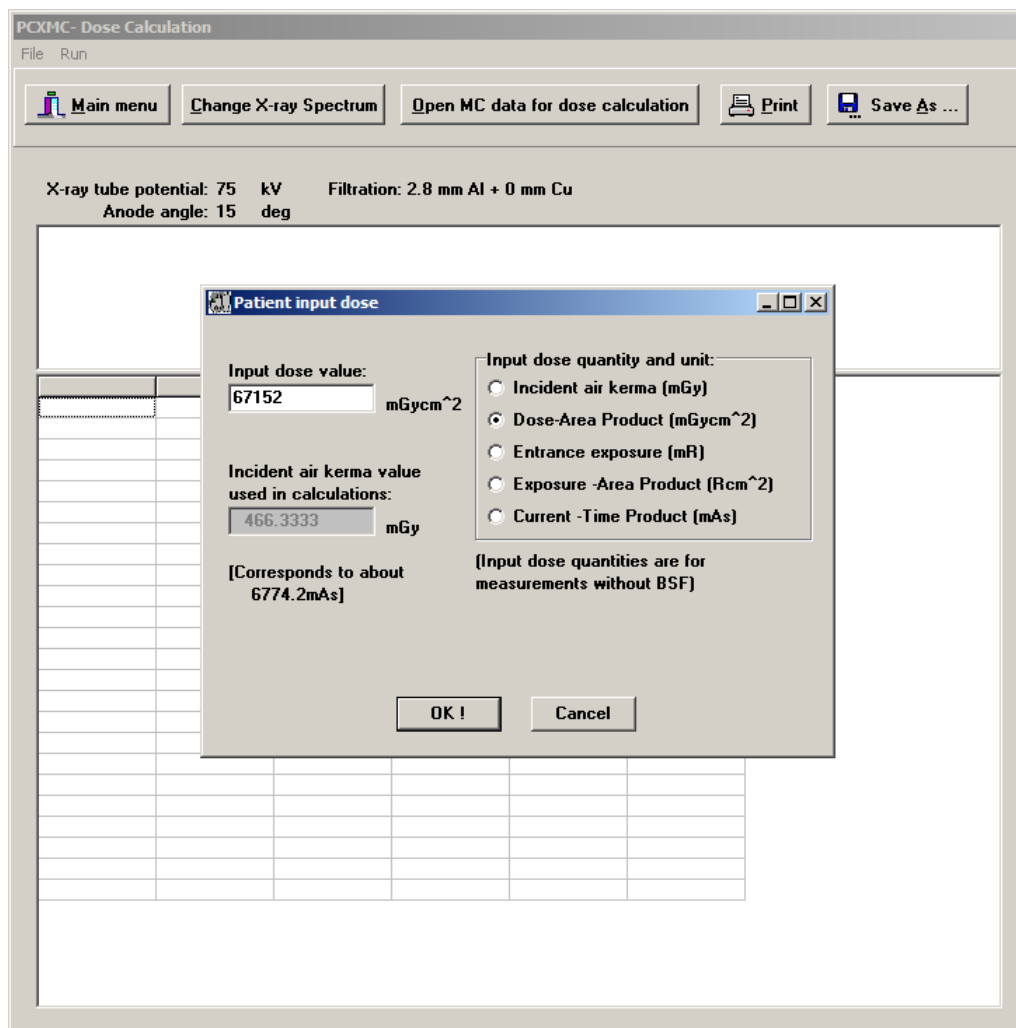
Obrázek 19 - Ukázka z rozhraní pro nastavení pacienta a projekce

Po uložení parametrů v okně DefForm se tlačítkem Simulate! v hlavním menu přejde do okna Simulation (obrázek 20) a provede se příprava dat pro Monte Carlo simulaci.



Obrázek 20 – Ukázka z rozhraní pro simulaci

V dalších oknech je nutné zadat hodnoty napětí a filtrace. Posledním krokem je zadání hodnoty DAP (obrázek 21).



Obrázek 21 – Ukázka rozhraní pro zadání DAP

Po potvrzení hodnoty DAP již proběhne výpočet orgánových a efektivních dávek (obrázek 22).

U této bakalářské práce byly do výsledného zhodnocení radiační zátěže použity efektivní dávky podle ICRP 103 (Doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany z roku 2007). [8 s. 9]

PCXMC- Dose Calculation

File Run

Main menu
 Change X-ray Spectrum
 Open MC data for dose calculation
 Print
 Save As ...

X-ray tube potential: 75 kV Filtration: 2.8 mm Al + 0 mm Cu
Anode angle: 15 deg

File: D:_Denisa\dávky\DSA\PAhead.en2
 Phantom: Adult , Arms included. Simulation: Photons/Energy level: 20000 Maximum energy: 150 keV
 Projection angle (LATL=0,PA=90,LATR=180,AP=270): 90.000 Dbl. angle: 0.000
 Field width: 12.00 cm and height: 12.00 cm FSD: 80.000 cm Ref.point (x,y,z[cm]): (-0.000, 9.100, 90.873)
 Phantom height: 178.600 cm and mass: 73.200 kg Scaling factors: sx(=sy): 1.000 and sz: 1.000
 Incident air kerma:..... 466.333 mGy Tube voltage: 75 kV Filter:.....2.8 mm Al + 0 mm Cu

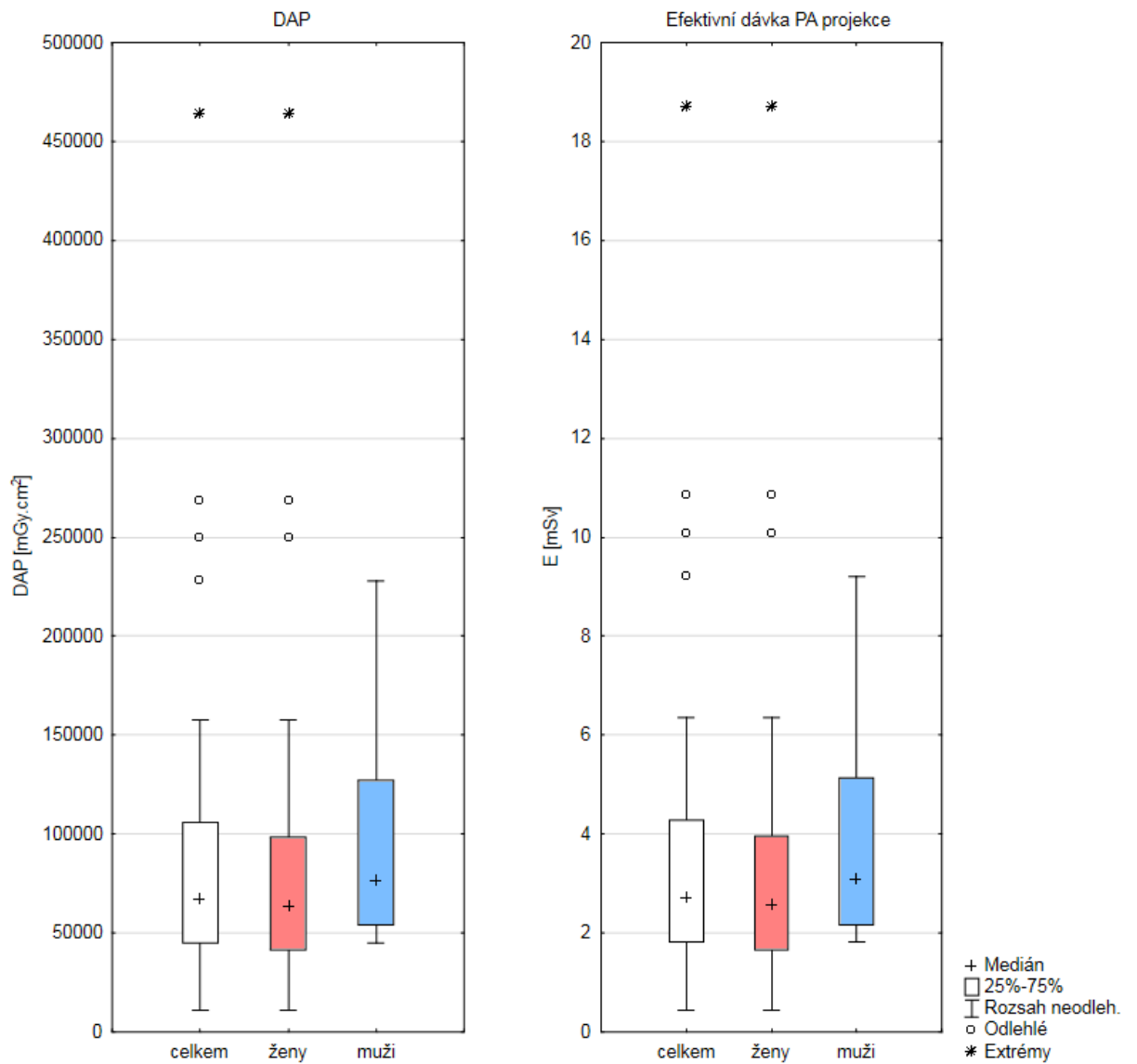
Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Active bone marrow	7,545385	0,3	(Scapulae)	0,559688	11,7
Adrenals	0,000000	NA	(Clavicles)	1,949241	15,1
Brain	84,617673	0,6	(Ribs)	0,378860	9,0
Breasts	0,025221	48,6	(Upper arm bones)	0,602110	9,1
Colon (Large intestine)	0,000000	NA	(Middle arm bones)	0,016163	44,0
(Upper large intestine)	0,000000	NA	(Lower arm bones)	0,000000	NA
(Lower large intestine)	0,000000	NA	(Pelvis)	0,000000	NA
Extrathoracic airways	7,100635	6,9	(Upper leg bones)	0,000000	NA
Gall bladder	0,017659	100,0	(Middle leg bones)	0,000000	NA
Heart	0,029563	24,3	(Lower leg bones)	0,000000	NA
Kidneys	0,000602	100,0	Skin	9,909181	1,0
Liver	0,006971	41,9	Small intestine	0,000000	NA
Lungs	0,136661	12,1	Spleen	0,000491	100,0
Lymph nodes	2,959892	2,9	Stomach	0,001677	100,0
Muscle	1,592124	0,6	Testicles	0,000000	NA
Desophagus	0,029977	46,9	Thymus	0,012945	100,0
Oral mucosa	14,228873	4,4	Thyroid	0,717089	35,4
Ovaries	0,000000	NA	Urinary bladder	0,000000	NA
Pancreas	0,001909	100,0	Uterus	0,000000	NA
Prostate	0,000000	NA			
Salivary glands	19,936073	3,6	Average dose in total body	7,840380	0,1
Skeleton	37,010235	0,3	Effective dose ICRP60 (mSv)	3,584140	0,5
(Skull)	271,860039	0,3	Effective dose ICRP103 (mSv)	2,709456	0,6
(Upper Spine)	26,111949	2,1			
(Middle Spine)	0,435911	10,5			
(Lower Spine)	0,000000	NA	Abs. energy fraction (%)	68,197613	

Obrázek 22 - Ukázka výpočtu orgánových a efektivních dávek

Hodnoty DAP a efektivních dávek vypočtených v programu PCXMC jsou graficky znázorněny na obrázku 23. Medián hodnot celkového DAP je 67 152 mGy.cm². Hodnota prvního kvartilu je 44 922 mGy.cm² a třetího kvartilu 105 980 mGy.cm².

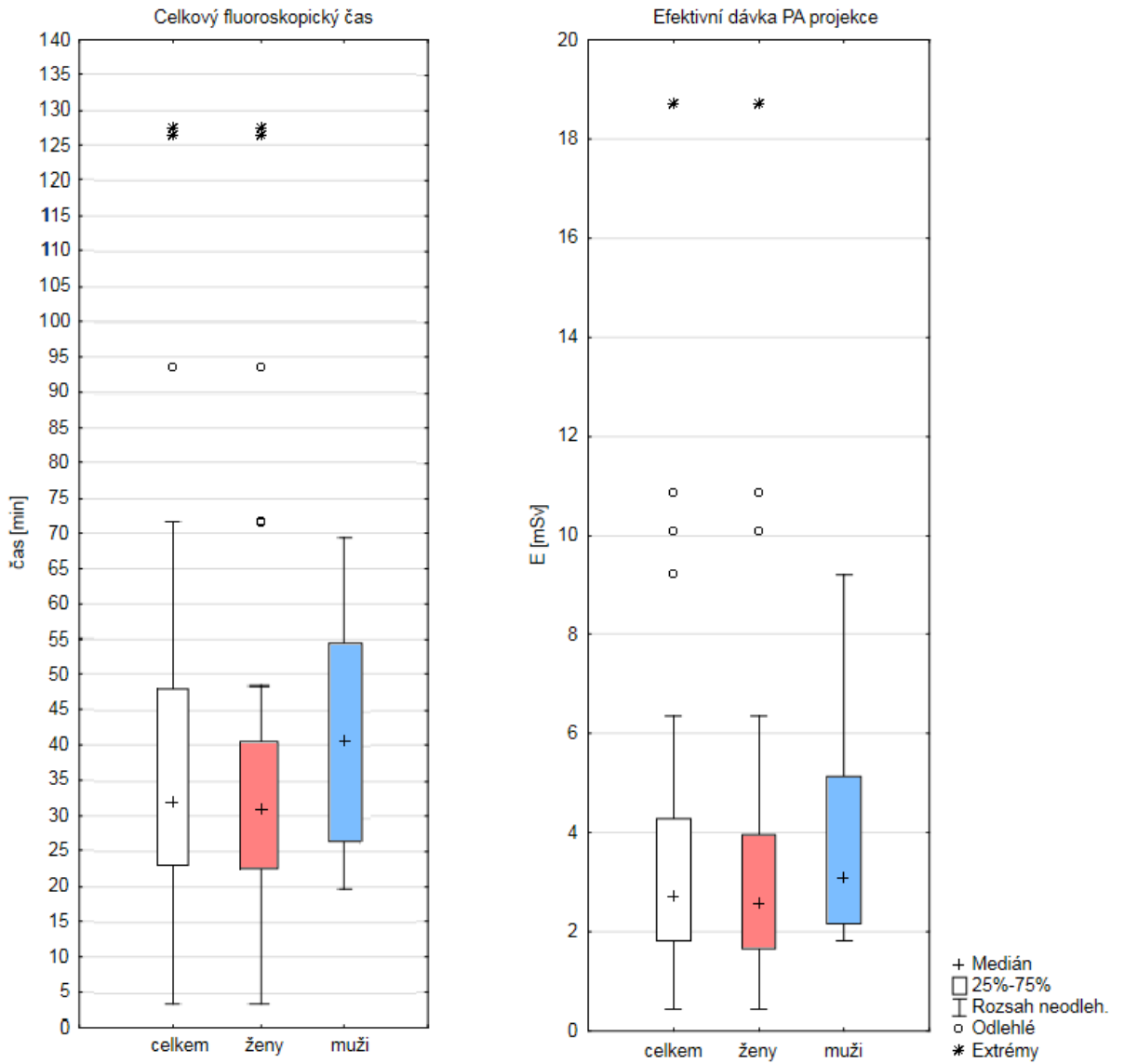
Vzhledem k absenci některých hodnot definujících poměr DAP mezi různými projekcemi v rámci jednotlivých posuzovaných výkonů byly nejprve provedeny výpočty efektivních dávek všech pacientů, a to ve všech základních projekcích (PA, LAT L, AP, LAT P). Následné porovnání hodnot efektivních dávek v jednotlivých projekcích prokázalo, že závislost efektivní dávky je na použité projekci klinicky zcela nevýznamná. Na obrázku 23 vpravo je znázorněn krabicový graf efektivních dávek z PA projekce, která se v rámci prováděných výkonů používá nejčastěji.

Mediánová hodnota efektivní dávky z angiografického výkonu v PA projekci je pro skupinu všech pacientů 2,71 mSv. Hodnota prvního kvartilu je 1,81mSv a třetího kvartilu 4,28 mSv.

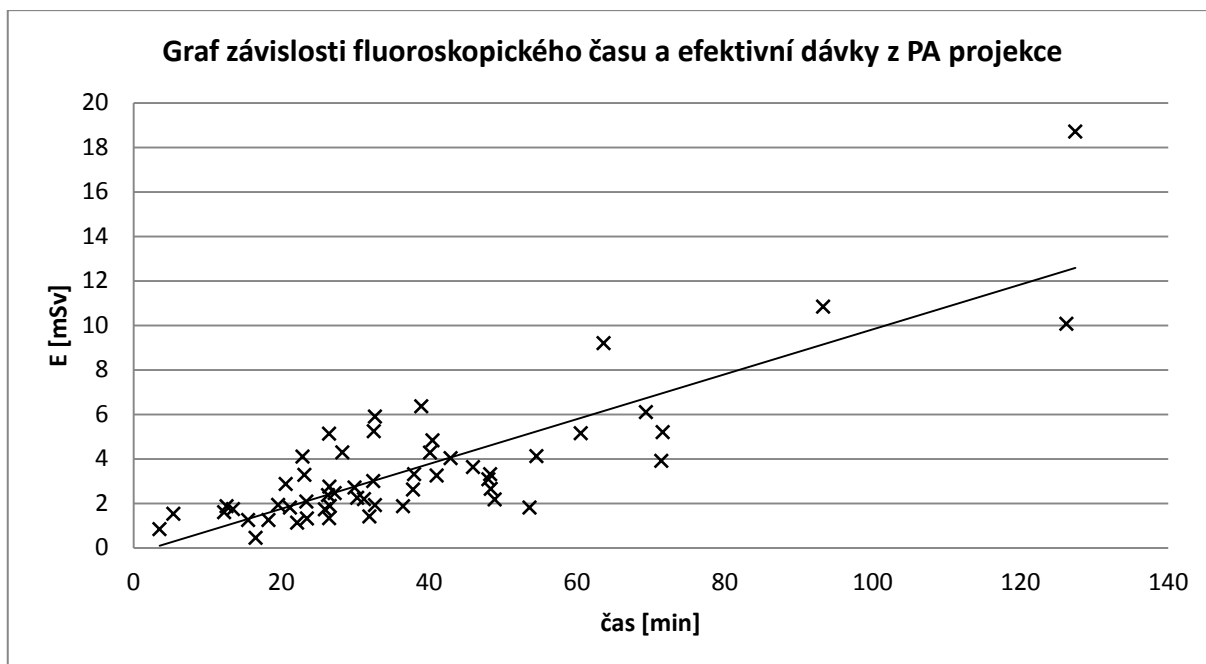


Obrázek 23 - Krabicové grafy zobrazující hodnoty DAP a efektivních dávek u pacientů při angiografických výkonech

Při pohledu na krabicové grafy znázorňující celkový fluoroskopický čas a efektivní dávku z PA projekce (obrázek 24) je zřejmá jistá podobnost. Graf vzájemné závislosti těchto dvou hodnot vidíme na obrázku 25.



Obrázek 24 - Krabicové grafy zobrazující hodnoty celkového fluoroskopického času a efektivních dávek u pacientů při angiografických výkonech



Obrázek 25 - Graf závislosti fluoroskopického času a efektivní dávky z PA projekce

Souhrn hodnot veličin posuzovaných v rámci angiointervenčních výkonů je uveden v tabulce 7. V tabulce jsou i uvedeny i hodnoty efektivních dávek u všech čtyř zkoumaných projekcí, které se od sebe nijak výrazně neliší. Při PA projekci pacient obdrží o 13,3% menší efektivní dávku než při projekci bočné. Při AP projekci vzhledem k bočné projekci je efektivní dávka nižší o 6,2%.

Tabulka 7 – Fluoroskopický čas, DAP a efektivní dávky z různých projekcí angiografických výkonů

		Fluoroskopický čas [min]	DAP [mGy.cm ²]	E [mSv]			
				PA	LAT L	AP	LAT P
CELKEM	průměr	37:58:16	97009	3,57	4,11	3,86	4,11
	medián	31:56:00	76365	2,71	3,13	2,93	3,12
	minimum	3:31:00	2090	0,45	0,52	0,48	0,52
	maximum	127:27:00	463765	18,71	21,59	20,25	21,55
ŽENY	průměr	36:34:50	97827	3,47	4,00	3,75	4,00
	medián	30:44:30	75323	2,56	2,95	2,77	2,94
	minimum	3:31:00	20907	0,45	0,52	0,48	0,52
	maximum	127:27:00	463765	18,71	21,59	20,25	21,55
MUŽI	průměr	41:40:48	94827	3,82	4,41	4,14	4,41
	medián	40:28:00	76365	3,08	3,55	3,33	3,55
	minimum	19:35:00	44888	1,81	2,09	1,96	2,09
	maximum	69:21:00	228122	9,20	10,62	9,96	10,60

Medián efektivní dávky obdržené při angiointervenčním výkonu mozkového aneuryzmatu v PA projekci je 2,71 mSv, to odpovídá dávce, kterou obdržíme z přírodního pozadí přibližně za devět měsíců. Minimální hodnota efektivní dávky ve sledované skupině pacientů byla 0,45 mSv, což odpovídá dávce z přírodního pozadí, kterou obdržíme za jeden a půl měsíce. Maximální hodnota efektivní dávky byla 18,71 mSv, to odpovídá dávce obdržené z přírodního pozadí za necelých pět a půl roku.

3 DISKUZE

Bakalářská práce popisuje metody diagnostiky a léčby mozkových aneurysmat. Podrobněji se věnuje především problematice radiační zátěže pacienta spojené s CT a anngiointervenčními výkony v oblasti hlavy.

Zkoumaná skupina nebyla z hlediska počtu žen a mužů synchronní, převládaly ženy, což se projevilo i v rámci vyhodnocování výsledků. Hodnoty u skupiny žen se více blížily hodnotám celé skupiny. Současně měly hodnoty u skupiny žen i větší rozptyl.

Věkové zastoupení ve skupinách žen a mužů, kromě několika odlehlých hodnot ve skupině žen, k sobě navzájem korespondovalo. Mediánové hodnoty výšky i váhy žen byly podle předpokladů nižší než mužů. Hodnoty váhy u žen však měly větší rozptyl než u mužů. Větší rozptyl hodnot jak ve věku, výšce i váze u žen lze významnou měrou přisuzovat většímu zastoupení žen ve zkoumané skupině pacientů.

Při sběru dat jsem narazila na problém chybějících patient protocolů a dávkových reportů. Ačkoli by měla být data, ze kterých lze provést výpočet radiační zátěže z daného vyšetření, nedílnou součástí záznamů o každém CT i angiointervenčním výkonu, pro lékaře jsou prioritou především obrazová data. Radiologičtí asistenti, kteří záznamy o výkonech do systému pro archivaci dat odesílají, proto kladou důraz především na odeslání všech požadovaných obrazových souborů a patient protocol či dávkový report u některých výkonů bohužel chybí.

Porovnáme-li CT nativní a CTA vyšetření, je na první pohled zřejmé, že při CTA pacient obdrží mnohem menší dávku než při CT nativním vyšetření. To koresponduje s problematikou CT vyšetření v kapitole 2.3.1, kde je popsáno, že při CTA se používají nižší hodnoty napětí z důvodu lepší absorpce ionizujícího záření o nižších energiích molekulou jodu.

Při vyhodnocování radiační zátěže z CTA bylo do šetření zahrnuto i jedno vyšetření s extrémní hodnotou, která představovala skoro pětinasobek mediánové hodnoty při CTA vyšetření. Toto vyšetření bylo provedeno v jedné z okresních nemocnic. Je nad rámec této práce zkoumat z jakého důvodu došlo k takovému nárůstu efektivní dávky oproti ostatním CTA vyšetřením. Lze ale odhadovat, že přístroj, na kterém bylo vyšetření provedeno, nebyl vybaven systémem iterativní rekonstrukce, která oproti rekonstrukci provedené filtrovanou zpětnou projekcí dokáže pomoci složitějších výpočetních algoritmů výrazně snížit dávku.

CT nativní s CTA vyšetřením bylo ve dvou případech rozšířeno o perfuzi mozku, která zobrazuje prokrvení mozkové tkáně. Z hlediska diagnostické informace je toto vyšetření

velmi přínosné, současně je však spojeno s velkou radiační zátěží pacienta. V případě této práce byla dostupná data nezbytná pro výpočet efektivní dávky pouze pro jedno ze dvou provedených perfuzních vyšetření a hlubší zkoumání radiační zátěže pacienta lze proto považovat za neobjektivní.

U angiointervenčních výkonů je na první pohled oproti CT výkonům významný rozdíl v šíři grafů znázorňující efektivní dávky z těchto výkonů. To je dáno skutečností, že CT vyšetření jsou standardizovaná a jejich náročnost není natolik závislá na stavu pacienta. Oproti tomu u každého angiointervenčního výkonu je díky různě závažnému stavu pacienta i různá náročnost výkonu a tudíž je zapotřebí větší rentgenové zobrazovací podpory.

Bylo předpokládáno, že tvar grafů DAP a efektivních dávek z angiointervenčních výkonů bude skoro identický. To se potvrdilo. Současně se ukázala i jistá podobnost grafů fluoroskopického času a efektivní dávky. Proto byl vytvořen graf závislosti těchto dvou hodnot. Domnívala jsem se, že bude velká lineární závislost mezi fluoroskopickým časem a efektivní dávkou z důvodu, že čím déle se „svítí“, tím se zároveň nasčítává i hodnota DAP a tudíž se i zvyšuje efektivní dávka. To se však potvrdilo pouze z části a po proložení výsledků lineární přímkou, bylo možné vyčíst pouze určitou malou závislost. Poměrně velké odchylky od lineárně proložené přímky mohou být způsobeny výškovým a váhovým rozdílem pacientů popřípadě odlišnostmi v charakteru a vlastním provedení výkonů.

U angiointervenčních výkonů byla porovnána výhodnost z hlediska radiační zátěže u různých projekcí. Nejmenší efektivní dávky byly odhadnuty při PA projekcích a nejvyšší v projekcích bočních. Nárůst efektivní dávky v bočné projekci lze přisuzovat směru dopadajícího svazku záření do oblasti slinných žláz. Při porovnání AP projekce oproti PA projekci byl rovněž zaznamenán malý nárůst. To je opět způsobeno slinnými žlázami a navíc působením svazku záření ve směru na ústní sliznici. PA projekce má oproti AP projekci navíc výhodu nižší orgánové dávky v oční čočce, která je jedním z nejcitlivějších orgánů vzhledem k riziku deterministických účinků (radiační katarakta).

Podle výsledků v oblasti efektivních dávek by bylo možné usuzovat, že muži jsou při provádění výkonů využívajících záření zatíženi větší radiační zátěží než ženy. Může to být dáno tím, že muži bývají zpravidla větší a těžší než ženy a svazek záření musí prosvítit větší objem tkáně. Vzhledem k tomu, že skupina žen a mužů nebyla stejně velká, nedá se toto tvrzení brát za validní a pro upřesnění tohoto tvrzení by bylo nutné provést studii na širším souboru pacientů.

Hodnota efektivní dávky není vhodná pro přesný výpočet radiační zátěže u daného pacienta. Přesněji lze radiační zátěž vyjádřit pomocí orgánových dávek. Efektivní dávka je ale

veličina, která velmi dobře poslouží pro přibližný odhad z hlediska skupiny pacientů podstupujících dané výkony. Vzhledem k tomu, že efektivní dávky vypočítané v této bakalářské práci jsou vztažené k dávkám z přírodního pozadí, mohla by tato práce velmi dobře posloužit při edukaci pacientů zdravotnickým personálem.

Výsledky mohou být užitečné i lékařům, kterým mohou rozšířit představu o radiační zátěži při CT a angiointervenčních výkonech spojených se zobrazováním a léčbou mozkové výdutě. Domnívám se, že velkým překvapením může být poměrně nízká efektivní dávka z CTA vyšetření. CTA s poměrně nízkou radiační zátěží pro pacienta provedené před intervenčním výkonem, pomůže operatérům k důkladnému naplánování endovaskulární léčby a umožní výrazné zkrácení angiointervenčního výkonu a současné snížení radiační zátěže pacienta i operačního týmu.

Při vypracovávání této bakalářské práce jsem narazila na několik témat, o které by bylo možné tuto práci rozšířit. Je to například porovnání radiační zátěže spojené s CT vyšetřeními hlavy provedených na CT přístroji vybaveném iterativní rekonstrukcí s radiační zátěží spojenou s CT vyšetřeními hlavy provedenými na přístroji, který je vybaven pouze filtrovanou zpětnou projekcí. Touto problematikou se zabývá například pan prof. MUDr. Jan Žižka, Ph. D. ve svém článku v časopise Česká radiologie z roku 2011 [26], kde uvádí až 66% snížení dávky při použití systému iterativní rekonstrukce. Toto tvrzení podporuje naši domněnku o významném snížení radiační zátěže pacienta z CTA vyšetření v souvislosti s výše uvedeným případem, kdy byla dávka až pětinasobně vyšší než hodnota mediánu.

Zajímavé by bylo porovnávat hodnoty efektivních dávek u skupiny mužů a žen na větším souboru zkoumaných pacientů. Dalším rozšířením může být i zhodnocení radiační zátěže samostatné diagnostické a terapeutické části endovaskulární léčby na angiointervenčních přístrojích.

Trend dnešní doby vede ke zvyšování radiační zátěže populace v oblasti lékařského ozáření především z důvodu rychlého technického rozvoje a snadné dostupnosti zobrazovacích metod. V první fázi vývoje zobrazovacích metod se pracovalo na zdokonalování z hlediska získání co nejlepší obrazové informace. Postupem času však začal být brán větší zřetel i na rizika spojená s poškozením lidského organismu ionizujícím zářením. Zdravotníky je dnes prováděno mnoho studií, které se zabývají radiační zátěží z různých výkonů a tím směřují vývoj firem ke zdokonalování přístrojů z hlediska snižování radiační zátěže na pacienta.

Příkladem může být studie zabývající se radiační zátěží u zobrazování mozkových aneuryzmat Long-Jiang Zhanga a kol. (2008) se, kde je porovnána radiační zátěž a kvalita zobrazení při CT angiografii a 3D angiografii. [25]

Dalším příkladem může být studie Jean Christophe Gentrica a kol. (2012) zabývající se nízkodávkovými protokoly při endovaskulární léčbě mozkových výdutí. [6]

4 ZÁVĚR

Bakalářská práce se zabývá problematikou endovaskulární léčby mozkových aneuryzmat. Významná část práce je věnována především radiační zátěži pacienta při CT a angiointervenčních výkonech.

Práce zkoumá hodnoty efektivních dávek při různých zobrazovacích výkonech, efektivní dávka spojená se zobrazováním a léčbou mozkových výdutí je v práci vztahována k radiační zátěži obdržené z přírodního pozadí.

Při CT nativním vyšetření pacient obdrží efektivní dávku srovnatelnou s dávkou, kterou obdržíme za 5 měsíců z přírodního pozadí. V případě rozšíření vyšetření o CTA tato zátěž naroste o efektivní dávku srovnatelnou s obdrženou dávkou za 2 měsíce z přírodního pozadí.

Při angiografickém výkonu nelze efektivní dávku odhadnout tak přesně. Výsledná radiační zátěž pacienta je do značné míry závislá na náročnosti výkonu a dalších faktorech, které se výkon od výkonu značně liší. Většina pacientů ve zkoumané skupině obdržela efektivní dávku srovnatelnou s dávkou obdrženou z přírodního pozadí za 6 až 14 měsíců.

Cílem této práce bylo popsat metody, které jsou používány při zobrazování a endovaskulární léčbě mozkových výdutí, a zhodnotit radiační zátěž pacienta při těchto výkonech. Domnívám se, že zadaný cíl byl v práci naplněn.

5 SEZNAM LITERATURY

- [1] ČERNOCH, Zdeněk. *Neuroradiologie*. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 2000, 585 s. ISBN 80-901-7539-2.
- [2] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Vyd. 1. Praha: Grada, 1997, 655 s. ISBN 80-716-9140-2.
- [3] DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy*. Vyd. 1. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Ústav biomedicínského inženýrství, 2004, 208 s. ISBN 80-214-2788-4.
- [4] ELIÁŠ, Pavel, Petr MÁCA, Jiří NEUWIRTH a Vlastimil VÁLEK. *Moderní diagnostické metody: II. díl Výpočetní tomografie*. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998, 84 s. ISBN 80-701-3294-9.
- [5] FERKO, Alexander a Antonín KRAJINA. *Arteriální aneuryzmata: základy endovaskulární léčby*. 1. vyd. Hradec Králové: ATD, 1999, 166 s. ISBN 80-901-5249-X.
- [6] GENTRIC, Jean Christophe, Pierre JANNIN, Brivael TRELHU, Laurent RIFFAUD, Hélène RAOULT, Jean Christophe FERRÉ a Jean Yves GAUVRIT. *Effects of Low-Dose Protocols in Endovascular Treatment of Intracranial Aneurysms: Development of Workflow Task Analysis During Cerebral Endovascular Procedures*. *American Journal of Roentgenology* [online]. 2013, 201(2), W322-W325 [cit. 2016-05-05]. DOI: 10.2214/AJR.12.9855. ISSN 0361-803x. Dostupné z: <http://www.ajronline.org/doi/abs/10.2214/AJR.12.9855>
- [7] HLAVA, Antonín. *Počátky rentgenologie v českém lékařství 1896-1918*. 1. vyd. Hradec Králové: Auris, c2002, 640 s. ISBN 80-238-9276-2.
- [8] HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 138 s. ISBN 978-80-244-2350-0.
- [9] CHARVÁT, František a Bohumil MARKALOUS. *Zobrazení hlavy: metodika vyšetřování, anatomie, patologie, klinika: CT, MR, RTG, PET, PET/CT, sonografie, endoskopie, angiografie, intervenční neuroradiologie, navigovaná chirurgie*. 2., upr. a rozš. vyd., V Tritonu 1. Praha: Triton, c2006, 658 s. ISBN 80-725-4904-9.
- [10] KLENER, Vladislav (ed.). *Principy a praxe radiační ochrany*. 1. vyd. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000. ISBN 80-238-3703-6.

- [11] KRAJINA, A., M. LOJÍK, T. ČESÁK, et al. Endovaskulární léčba intrakraniálních aneuryzmat: metodika, indikace, komplikace. *Cesk Slov Neurol N* [online]. 2012, (75/108(5), 552-560 [cit. 2016-04-09]. Dostupné z: http://www.csmn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/endovaskularni-lecba-intrakranialnich-aneuryzmat-metodika-indikace-komplikace-38691?confirm_rules=1
- [12] KRAJINA, Antonín a Antonín HLAVA. *Angiografie*. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 1999, 550 s. ISBN 80-901-7536-8.
- [13] KRAJINA, Antonín a Jan H PEREGRIN. *Intervenční radiologie: miniinvazivní terapie*. 1. vyd. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005, 835 s. ISBN 80-867-0308-8.
- [14] MEILÁN MARTÍNEZ, A., E. MURIAS QUINTANA, A. GIL GARCÍA, P. VEGA VALDÉS a A. SAIZ AYALA. Assisted techniques for the endovascular treatment of complex or atypical cerebral aneurysms. *Radiología (English Edition)* [online]. 2013, 55(2), 118-129 [cit. 2016-05-05]. DOI: 10.1016/j.rxeng.2011.11.004. ISSN 21735107. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2173510713000347>
- [15] NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2009, xi, 416 s. ISBN 978-80-7262-612-0.
- [16] NOVOTNÝ, Jiří, Jan H. PEREGRIN a Dana KAUTZNEROVÁ. CT angiografie – podmínky pro kvalitní vyšetření. *Ces Radiol* [online]. 2010, (64(2):), 145–157 [cit. 2016-02-17]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1002_145_157.pdf
- [17] PTÁČEK, Jaroslav. Post-processing: MPR, MIP, VRT. *Klinika nukleární medicíny Lékařské fakulty UP* [online]. Univerzita Palackého v Olomouci, 10. 2. 2014 [cit. 2016-02-18]. Dostupné z: <http://www.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/interaktivni-vyukovy-program-pro-demonstraci-principu-tvorby-tomografickych-obrazu/post-processing/>
- [18] REK, Michal, Jakub GREPL, Antonín KRAJINA, Eva ČERMÁKOVÁ, Radovan MALÝ, Vendelín CHOVANEC, Ondřej RENC a Jan RAUPACH. Snížení radiační zátěže při angiografických výkonech s využitím systému Clarity IQ. *Česká radiologie* [online]. 68(2014), 148-152 [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1402_148_152.pdf
- [19] RENÉ, Anxionnat, Bracard SERGE, Ducrocq XAVIER, Troussel YVES. Intracranial Aneurysms: Clinical Value of 3D Digital Subtraction Angiography in the Therapeutic Decision and Endovascular Treatment. *Radiology* [online]. 2001, (218), 799-808. [cit. 2016-04-09]. Dostupné z: <http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiology.218.3.r01mr09799>

- [20] RIESZ, Peter B. The life of Wilhelm Conrad Roentgen. *American Journal of Roentgenology*. 1995, (165): 1533-1537. Dostupné také z: <http://www.ajronline.org/doi/pdf/10.2214/ajr.165.6.7484601>
- [21] ROSEN, David S. a R. Loch MACDONALD. Subarachnoid Hemorrhage Grading Scales: A Systematic Review. *Neurocritical Care*. 2005, (2): 110-118. DOI: 10.1385. ISSN 1541-6933. Dostupné také z: http://cmp-manual.wbs.cz/skaly/subarachnoid_hemorrhage_grading_scales.pdf
- [22] SÚKUPOVÁ, Lucie, Softwary pro odhad efektivních dávek. Lucie Súpupová: Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat... [online]. [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/software-pro-odhad-a-sledovani-davek/software-pro-odhad-efektivnich-davek/>
- [23] ŠMORANC, Pavel. Rentgenová technika v lékařství. 1. vyd. Pardubice: Střední průmyslová škola elektrotechnická a Vyšší odborná škola, 2004. ISBN 80-854-3819-4.
- [24] VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. Moderní diagnostické metody. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-701-3225-6.
- [25] ZHANG, Long-Jiang, Sheng-Yong WU, Jing-Bo NIU, et al. Dual-Energy CT Angiography in the Evaluation of Intracranial Aneurysms: Image Quality, Radiation Dose, and Comparison With 3D Rotational Digital Subtraction Angiography. *American Journal of Roentgenology* [online]. 2010, 194(1), 23-30 [cit. 2016-05-05]. DOI: 10.2214/AJR.08.2290. ISBN 80-701-1612-9. ISSN 0361-803x. Dostupné z: <http://www.ajronline.org/doi/abs/10.2214/AJR.08.2290>
- [26] ŽIŽKA, Jan. Iterativní rekonstrukce CT obrazu - revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? *Česká radiologie* [online]. 2011, 65(3), 169–176 [cit. 2016-04-24]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1103_169_176.pdf
- [27] Místní radiologické standardy. Fakultní nemocnice Hradec Králové, 2015.
- [28] SCAN: časopis fakultní nemocnice a lékařské fakulty UK v Hradci Králové. Hradec Králové: ATD Hradec Králové, 2003, XIII(3). ISSN 1211-295X. Dostupné také z: https://www.fnhk.cz/data/casopis/2003_3.pdf
- [29] SÚKL: Státní ústav pro kontrolu léčiv. Databáze léků [online]. 2016 [cit. 2016-04-12]. Dostupné z: <http://www.sukl.cz/modules/medication/search.php>
- [30] Zákon č. 373/2011 Sb., o specifických zdravotních službách. In: Sbíрка zákonů. 6. 11. 2011.

6 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 – Schéma stavby stěny tepen [15 s. 86]	14
Obrázek 2 – Cévní zásobení mozku (Willisův okruh), pohled na spodinu mozku [15 s. 268]	15
Obrázek 3 - Schématické zobrazení principu CT [8 s. 84]	21
Obrázek 4 - Hounsfieldova stupnice CT čísel. [3 s. 17]	21
Obrázek 5 - Princip MIP projekce, převzato z [17]	22
Obrázek 6 - Časový průběh DSA [23 s. 152]	24
Obrázek 7 - Princip DSA [13 s. 71]	24
Obrázek 8 - Schéma embolizace aneuryzmatu se širokým krčkem. [13 s. 414]	29
Obrázek 9 - Schéma trombotizace vaku pomocí flow-diverteru. Převzato z [13]	31
Obrázek 10 - Ukázka prostředí PCXMC	35
Obrázek 11 – Ukázka prostředí Radiation Calculator	36
Obrázek 12 – Popisné grafy zkoumané skupiny pacientů – věk, výška, váha	40
Obrázek 13 - Patient protocol z CT vyšetření	44
Obrázek 14 – Krabicový graf zobrazující efektivní dávku z CT nativního snímku	46
Obrázek 15 – Krabicový graf zobrazující efektivní dávku samostatného CTA vyšetření	48
Obrázek 16 - Krabicový graf zobrazující celkovou efektivní dávku z CT nativního snímku rozšířeného o CTA	49
Obrázek 17 - Krabicový graf zobrazující celkový fluoroskopický čas	53
Obrázek 18 - Úvodní menu programu PCXMC	54
Obrázek 19 - Ukázka z rozhraní pro nastavení pacienta a projekce	55
Obrázek 20 – Ukázka z rozhraní pro simulaci	55
Obrázek 21 – Ukázka rozhraní pro zadání DAP	56
Obrázek 22 - Ukázka výpočtu orgánových a efektivních dávek	57
Obrázek 23 - Krabicové grafy zobrazující hodnoty DAP a efektivních dávek u pacientů při angiografických výkonech	58
Obrázek 24 - Krabicové grafy zobrazující hodnoty celkového fluoroskopického času a efektivních dávek u pacientů při angiografických výkonech	59
Obrázek 25 - Graf závislosti fluoroskopického času a efektivní dávky z PA projekce	60

7 SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 - Klasifikace dle Hunta a Hesse [21 s. 112].....	18
Tabulka 2 - Stupnice dle Fishera [21, s. 112]	19
Tabulka 3 - Popis zkoumané skupiny pacientů	40
Tabulka 4 - Stanovení efektivní dávky při CT vyšetření referenčního pacienta na základě veličiny DLP a konverzních faktorů, převzato z [8 s. 78]	45
Tabulka 5 – Efektivní dávky – CT nativní vyšetření.....	46
Tabulka 6 – Efektivní dávky – CTA vyšetření	47
Tabulka 7 – Fluoroskopický čas, DAP a efektivní dávky z různých projekcí angiografických výkonů	60

8 SEZNAM ZKRATEK

3D	trojdimenzionální
4D	čtyřdimenzionální
a.	arteria, tepna
AP	předozaďní
APTT	aktivovaný parciální tromboplastinový čas
CT	computed tomography, výpočetní tomografie
CTA	CT angiografie
CTDI _{vol}	objemový CT index
CTDI _w	vážený CT index
ČR	Česká republika
DAP	dose area product
DSA	digitální subtrakční angiografie
DLP	dose length product
FN HK	Fakultní nemocnice Hradec Králové
FOV	field of view, zorné pole
ICRP 103	doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany z roku 2007
INR	international normalised ratio (protrombinový čas)
KL	kontrastní látka
LAT L	levá bočná
LAT P	pravá bočná
MIP	maximum intensity projection
MR	magnetická rezonance
PA	zadopřední
PACS	picture archiving and communication system (systém pro archivaci obrázků a komunikaci)
SAK	subarachnoideální krvácení
VRT	volume rendering technique