

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta

**Srovnání klasické katetrizační angiografie s CTAG, přínosy a
nedostatky obou metod včetně radiační zátěže**

Bakalářská práce

Autor: Kateřina Blahníková

Vedoucí práce: MUDr. Petr Lhoták

3. 5. 2010, České Budějovice

Abstract

The title of this Bachelor's Thesis is Comparison of the Classical Catheter Angiography and CTAG; the Benefits and Deficiencies of Both Methods, including Radiation Load. I carried out the comparison in the area of positives and negatives of these methods, related risks and mainly in the area of patient radiation load, which is the subject of the research.

The first part deals with brief characteristics of anatomy and vascular system physiology, introduction to both methods, including a chapter dedicated to contrast media and a brief description of radiation protection. When defining the benefits, deficiencies and potential risks I came to a conclusion that there cannot be unequivocally recommended just one method, for both methods provide different advantages and therefore the final decision must be made by the doctor.

To assess patient radiation load I used data from 1 July 2008 to 30 June 2009 of patients, who underwent an examination of brain blood vessels in České Budějovice Hospital. To carry out the comparison it was necessary to convert the results into an effective dose. In case of CTAG I made the calculation using a literature available coefficient. For classical catheter angiography I used the version 1.5 PCXMC program. Due to a lack of data (e.g. the angle of a primary beam incidence) the calculation made was only approximate. To find out the occurred error I used data of patients examined from 8 March to 23 March 2010.

The consequent statistical data assessment showed that the CTAG method represents bigger radiation exposure for human organism than classical catheter angiography, which proved the hypothesis.

In connection with the lack of data regarding the carried out classical catheter angiography I would consider keeping a larger amount of data beneficial for potential calculation of an effective dose. All data required for an accurate calculation of an effective dose can currently be obtained only during the examination.

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

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

V Českých Budějovicích 3. 5. 2010

Kateřina Blahníková

Děkuji vedoucímu své práce, panu MUDr. Petru Lhotákovi, za cenné rady a pomoc při psaní této bakalářské práce. Dále bych ráda poděkovala panu RNDr. Petru Berkovskému a Ing. Janu Roblovi za neocenitelnou pomoc při výpočtu efektivních dávek. Panu Mgr. Dušanu Hejnovi a celému personálu radiodiagnostického oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s. patří můj dík za poskytnutí potřebných dat a ochotné zodpovězení všech mých otázek.

Obsah

Úvod.....	7
1 SOUČASNÝ STAV	8
1.1 Anatomicko fyziologická část	8
1.1.1 Stavba tepenné stěny.....	9
1.1.2 Cévní zásobení mozku	10
1.1.2.1 Mozkové tepny	10
1.1.2.2 Mozkové žíly	11
1.2 Kontrastní látky	12
1.2.1 Pozitivní kontrastní látky	12
1.2.2 Nežádoucí účinky jodových kontrastních látek	13
1.3 Angiografie	16
1.3.1 Klasická katetrizační angiografie.....	16
1.3.1.1 Historie.....	16
1.3.1.2 Provedení	17
1.3.1.3 Výhody a nevýhody této metody	19
1.3.2 CTAG.....	20
1.3.2.1 Historie.....	20
1.3.2.2 Provedení	20
1.3.2.3 Výhody a nevýhody CTAG	22
1.4 Radiační ochrana	23
1.4.1 Základní principy radiační ochrany	23
1.4.2 Ekvivalentní a efektivní dávka	24
1.4.3 Ozáření při vyšetření ionizujícím zářením.....	25
2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY	26
2.1 Cíl práce.....	26
2.2 Hypotéza	26
3 METODIKA	27

3.1	CTAG	27
3.2	Klasická katetrizační angiografie	29
3.2.1	Program PCXMC.....	29
3.2.2	Soubor pacientů ze sledovaného období.....	32
3.2.3	Soubor pacientů vyšetřených od 8. 3. 2010 do 23. 3. 2010	33
4	VÝSLEDKY	34
4.1	Efektivní dávka pacientů při vyšetření mozkových cév pomocí CTAG	34
4.2	Efektivní dávka pacientů při vyšetření mozkových cév klasickou katetrizační angiografií	37
4.2.1	Soubor pacientů ze sledovaného období.....	37
4.2.2	Určení chyby vzniklé při zjednodušení výpočtu.....	40
4.3	Porovnání radiační zátěže pacientů ze sledovaného období	43
5	DISKUZE	44
6	ZÁVĚR	46
7	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	48
8	KLÍČOVÁ SLOVA	52
9	PŘÍLOHY	53

ÚVOD

Onemocnění srdce a cév se řadí mezi tzv. civilizační choroby a je nejčastější příčinou úmrtí v České republice. Nemůžeme před tím zavírat oči, protože se to týká každého z nás – ať už přímo, nebo prostřednictvím našich blízkých. Nikdo si nemůže být jistý, že se právě jemu toto onemocnění vyhne, neboť rizikové faktory jsou rozličné. I když budeme žít podle zásad zdravé výživy a sportovat, není vyloučeno, že se nám v genech vyskytuje dědičná dispozice.

Naštěstí je díky pokrokům v zobrazovací technice možné tento typ onemocnění včas diagnostikovat a léčit. Moderní medicína má k dispozici zobrazení cév pomocí ultrazvuku, angiografie magnetickou rezonancí, klasické katetrizační angiografie nebo CTAG. Každá z těchto technik se navíc neustále rozvíjí.

V dnešní době, kdy už známe nejen kladné, ale i záporné vlastnosti rentgenového záření, se klade velký důraz na snižování radiační zátěže pacientů, kteří přicházejí na vyšetření. Přestože ultrazvuk a magnetická rezonance nevyužívají ionizujícího záření, jsou poslední dvě uvedené metody stále oblíbené a mají své pevné místo při vyšetření cévního řečiště. Přímou se tak nabízí možnost jejich vzájemného porovnání. Proto mě toto téma velmi zaujalo a rozhodla jsem se vypracovat bakalářskou práci zabývající se touto problematikou.

Dávky, se kterými pracuje CT a klasický angiografický komplet se liší. Pro jejich porovnání jsem vybrala vyšetření mozkových cév, protože se provádí na obou přístrojích. Záleží na indikujícím lékaři, kterou z možností si po přihlédnutí ke zdravotnímu stavu pacienta vybere. Každá z těchto metod má totiž své pro a proti.

1 SOUČASNÝ STAV

1.1 Anatomicko fyziologická část

Nezbytnou podmínkou života je přísun kyslíku a živin do tkání a současný odvod oxidu uhličitého a ostatních metabolických zplodin z organismu. Tohle všechno zabezpečuje krev, protékající cévní soustavou. Jde vlastně o systém trubic o různém průřezu, které zabezpečují, že se krev, vhněná do nich srdcem, dostane ke všem orgánům a tkáním našeho těla. (4, 5)

Cévní systém má několik úseků, z nichž každý plní jinou funkci. Jedná se o tepny (*arteriae*), které vedou směrem od srdce a větví se v tenoučké tepénky (*arterioli*). Na ně navazují vlásečnice (*vasa capillaria*), které mají velmi jemnou stěnu (Elišková a Naňka uvádějí tloušťku 1 mikron¹), čímž je umožněn přestup živin a kyslíku z krve do tkání a příjem odpadních produktů metabolismu opačným směrem. Kapiláry přecházejí do nejtenějších žil (*venulae*), které se postupně sbíhají ve větší žíly (*venae*). Jejich úkolem je přivést krev zbavenou kyslíku zpět do srdce. (4, 5)

Tepny mohou být navzájem propojené tzv. *anastomózami*. Jedná se o spojky mezi větvemi jedné tepny, nebo i mezi tepnami jednotlivých orgánů. Pokud tyto anastomózy probíhají podél svých mateřských tepen, nazýváme je *kolaterálami*. Anastomózy i kolaterály umožňují určitou funkční adaptabilitu tepenného řečiště. Je-li totiž jedna z hlavních tepen částečně či úplně uzavřená, dovolí tyto spojky do určité míry zásobit příslušné tkáně krví. U některých orgánů, jako je třeba mozek, však nejsou dostatečně funkční, nebo úplně chybí. (4, 5)

¹ ELIŠKOVÁ, Miloslava – NAŇKA, Ondřej. *Přehled anatomie*. 1. dotisk 1. vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2006. strana 87. ISBN 80-246-1216-X.

1.1.1 Stavba tepenné stěny

Stěna tepny je pevná a pružná, aby odolala nárazům krve, které dodává srdce svými stahy značnou energii. Podle Čiháka dosahuje tlak krve v aortě za systoly 140 – 150 mm Hg a rychlost proudění krve je 40 – 50 cm/s.² Obojí s postupným větvením aorty klesá. Tepennou stěnu tvoří tři vrstvy. (4)

Vnitřní vrstva (*tunica intima*) je tvořena jedinou vrstvou plochých endotelových buněk, které zajišťují nesmáčivost. Pod těmito buňkami se nachází síť elastických a kolagenních vláken tvořící blanku (*membrana elastica interna*) mezi vnitřní a střední vrstvou tepenné stěny. (4, 5)

Střední vrstva (*tunica media*), nejsilnější ze všech tří vrstev, obsahuje buňky hladké svaloviny, uspořádané cirkulárně a spirálově, a síť kolagenních a elastických vláken. Podle toho, která z těchto složek v medii převládá, dělíme arterie na tepny elastického typu a na tepny typu svalového. Mezi tepny elastického typu se řadí velké tepny, jako např. aorta a arteriae iliacae. U středně velkých tepen je poměr elastické a svalové složky vyvážený. Tepny s menším průsvitem jsou svalového typu, protože v jejich medii převládá svalovina. Mezi touto a následující vrstvou se nachází opět vrstva elastických vláken (*membrana elastica externa*). U všech tepen ale není tato blanka vytvořena, chybí např. mozkovým tepnám. (4, 5)

Vnější vrstvu (*tunica externa*), neboli *adventicii*, tvoří fibrilární vazivo s kolagenními a elastickými vlákny. Tato vlákna jsou na povrchu cévy uspořádány do sítě a přecházejí do okolního vaziva. Tím zajišťují pružnou fixaci cévy. (4, 5)

Vzhledem k tloušťce tepenné stěny by nebylo zásobování kyslíkem a živinami z krve, která protéká arterií, dostatečné. Difúze z protékající krve stačí pouze pro adventicii a vnitřní vrstvu medie. Proto mají tepny vlastní systém tenkých tepének a žilek (*vasa vasorum*), které jsou umístěny v cévní stěně a zabezpečují dostatečnou výživu i ostatním vrstvám. (4, 5)

² ČIHÁK, *Anatomie* 3. 2. upravené a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2004. strana 71. ISBN 80-247-1132-X.

1.1.2 Cévní zásobení mozku

1.1.2.1 Mozkové tepny

Mozek patří mezi životně důležité orgány a jeho buňky jsou velice citlivé na nedostatek kyslíku – podle otevřené encyklopedie Wikipedia vede pouhých deset vteřin bez dostatečného krevního zásobení k nenávratnému poškození neuronů.³ Proto je jeho tepenné zásobení vyřešeno čtyřmi hlavními přívodními tepnami, jimiž jsou *a.carotis interna dx. et sin* a *a.vertebralis dx. et sin.*, které jsou na spodině mozku propojeny do Willisova okruhu (*circulus arteriosus Willisii*), viz Příloha 1. (4, 5, 19)

Vertebrální tepny vycházejí z *a. subclavia* a do dutiny lební vstupují velkým týlním otvorem (*foramen occipitale magnum*). Poté se obě spojí v nepárovou *a. basilaris*, která vydává tepny zásobující mozeček a následně se větví na dvě *a. cerebri posterior*. Vnitřní karotidy se oddělují z *a. carotis communis* a procházejí skrz *canalis caroticus*. Až poté z nich odstupuje *a. ophthalmica* a *a. cerebri anterior et media*. Aby byl Willisův okruh uzavřen, jsou pravá a levá *a. cerebri anterior* spojeny *a. communicans anterior*. Stejně tak párová *a. communicans posterior* propojuje *a. cerebri posterior* s *a. cerebri media*. (4, 5)

Willisův okruh opouštějí trojí tepny, zajišťující zásobení všech mozkových oblastí. Jsou to *korové tepny* (*a. cerebri anterior, media et posterior*), které vyživují mozkovou kůru a část bílé hmoty, dále pak *aa. centrales* zásobující mozkovou bazi a hluboké struktury mezencefalu, diencefalu a telencefalu, a konečně *aa. choroideae*, směřující k plexus choroideus mozkových komor a k přilehlým bazálním gangliím. (4, 5)

³ *Mozek* [online]. 1.1.2010 [cit. 2010-01-04]. Dostupné z: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Mozek>>.

1.1.2.2 Mozkové žíly

Žíly mozku dělíme na odtokové žíly mozkového kmene a odtokové žíly hemisfér. Z mozkového kmene přivádějí žíly krev do *v. basalis*, uložené na spodině frontálního laloku, která dále pokračuje do *v. magna cerebri* (viz Příloha 2). Odtokové žíly mozkových hemisfér tvoří síť povrchových žil napojujících se do *sinus transversus* (viz Příloha 3) a hlubokých žil, které ústí do *v. magna cerebri* (viz Příloha 4). Ta pokračuje do *sinus rectus*, který se vlévá do *sinus transversus* a odtud se krev z mozku dostává až do *v. jugularis interna*. Tato žíla se v oblasti klíční kosti spojí s *v. subclavia*, a vytváří tak *v. brachiocephalica*, která se již přímo vlévá do horní duté žíly (*v. cava superior*). (4, 5)

1.2 Kontrastní látky

Základní stavební jednotkou měkkých tkání lidského těla jsou hlavně atomy tzv. lehkých prvků (vodík, uhlík, dusík, kyslík apod.). Jejich hustoty dosahují téměř shodných hodnot, a díky tomu jsou podobné i jejich absorpční koeficienty pro X-zářeni. Kontrastní látky usnadňují rozlišení jednotlivých struktur tím, že po podání do organismu zvýší kontrast výsledného obrazu. (20, 22, 30)

Cesty podání se liší, a to kvůli cílovým tkáním, o jejichž zobrazení máme zájem. Samozřejmě se musíme řídit i fyzikálními a chemickými vlastnostmi dané látky. Kontrastní látku lze podat různým způsobem, nejčastěji však do cévního řečiště, nebo do různých fyziologických a patologických dutin. (18, 22)

Protože každá ze zobrazovacích metod je založena na jiném principu, rozlišujeme kontrastní látky pro zobrazování pomocí rentgenových paprsků, pro ultrasonografii a pro magnetickou rezonanci. Tyto kontrastní látky pak mají své specifické vlastnosti. Vzhledem k tématu této bakalářské práce budou následující odstavce zaměřeny jen na rentgenkontrastní látky. (20, 22, 26, 28)

Podle schopnosti pohlcovat rentgenové paprsky dělíme kontrastní látky na pozitivní a negativní. Pozitivní kontrastní látky se na rentgenovém snímku projeví jako zastínění, protože absorbují velké množství prošlého záření. Naopak negativní kontrastní látky, mezi něž patří např. vzduch, způsobí na rentgenovém snímku projasnění, a to díky nízkému pohlcení rentgenového záření. Při angiografiích jsou aplikovány především pozitivní kontrastní látky. (20, 26, 29, 30)

1.2.1 Pozitivní kontrastní látky

Do této skupiny patří baryové a jodové kontrastní látky. Základem baryových kontrastních látek je síran barnatý (BaSO_4) a používají se především při zobrazování gastrointestinálního traktu. (20, 26, 29, 30)

Kontrastní látky s obsahem jodu jsou v naprosté většině vodné roztoky obsahující benzenové jádro se třemi atomy jodu, výjimečně roztoky olejové. Vodné kontrastní látky se aplikují zejména parenterálně a za jejich vyloučení z organismu jsou zodpovědné ledviny. Pacientům s nedostatečnou funkcí ledvin proto nesmějí být podány. Jen ojediněle se v současnosti používají látky hepatotropní, které jsou exkretovány do žluče, a slouží k zobrazení hepatobiliárního systému. (20, 26, 29, 30)

Rozlišujeme dva typy jodových vodných roztoků:

- ***Ionické*** – mají vysokou osmolalitu, disociují na ionty a výskyt nežádoucích účinků je u nich vyšší (Ryznarová uvádí 5 – 12%⁴).
- ***Neionické*** – jejich osmolalita je podobná osmolalitě krve a atomy jodu jsou v molekule pevněji vázané, než u ionických kontrastních látek. Nežádoucí účinky se proto vyskytují méně (dle Ryznarové 1 – 3%⁴). (18, 20, 24, 26, 28, 29)

1.2.2 Nežádoucí účinky jodových kontrastních látek

Jedná se o různě závažné nežádoucí reakce, jež mohou nastat po podání jodových kontrastních látek do organismu. Může jít o ***místní reakce***, jako je šíření infekce z místa aplikace kontrastní látky při nedodržení zásad asepse, nebo komplikace při podání kontrastní látky mimo průsvit cévy. (28)

Také ale mohou vzniknout reakce ***celkové***. Ty lze podle standardu Nemocnice Na Homolce⁵ dále rozdělit na:

- ***Časné (vznikají do 20 min od podání kontrastní látky):***
 - lehké – lehká nauzea bez zvracení, urtikarie, difuzní erytém a angioedém, bronchospasmus, vazovagální reakce;
 - těžké – laryngeální a plicní edém, hypotenze, anafylaktický šok, zástava dechu a oběhu.

⁴ RYZNAROVÁ, Zuzana. *Jodové kontrastní látky* [online]. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 12.1.2007 [cit. 2010-02-01]. Dostupné z: <<http://portal.lf1.cuni.cz/clanek-578-jodove-kontrastni-latky>>.

⁵ *Standard pro použití intravaskulárně aplikovaných kontrastních látek* [online]. Praha: Nemocnice Na Homolce. [cit. 2010-02-03]. Dostupné z: <http://www.homolka.cz/common/files/rdg_standardy_pouziti_intravaskularne_aplikovanych_kontrastnich_latek.pdf>.

- *Pozdní:*
 - kožní – vyrážka, pruritus, edém;
 - systémové – bolest hlavy, nevolnost, nauzea, průjmy, třesavka, chřipkové symptomy.

Jedním z možných nežádoucích účinků je také vznik kontrastové nefropatie. Jedná se o akutní zhoršení ledvinných funkcí, které nastává do 24 – 72 hodin po podání kontrastní látky. U zdravých pacientů se vyskytuje zřídka, její incidence však stoupá v souvislosti s rizikovými faktory. Jimi jsou dehydratace, chronická nedostatečnost ledvin, současné podání některých léků (např. nesteroidní antirevmatika, perorální antidiabetika), opakované podání kontrastní látky, podání velkého množství kontrastní látky a věk nad 70 let. (18, 24, 28, 29)

Některým z těchto reakcí lze předcházet. Vždy se snažíme používat co nejmenší množství kontrastní látky. Zahřejeme-li kontrastní látku na tělesnou teplotu, sníží se její viskozita a pacient ji bude lépe tolerovat. Obecně jsou vhodnější neionické kontrastní látky. Ty jsou vždy podávány rizikovým pacientům. Podle Mechla⁶ jde především o děti do 15 let, pacienty nad 70 let, pacienty trpící alergií, astmatem bronchiale, porušenou funkcí ledvin, diabetem melitem, mnohočetným myelomem a akutní cévní mozkovou ischemickou přílohou vyšetření. Patří sem i pacienti po transplantaci ledvin, po opakovaném podání kontrastní látky, v nestabilním klinickém stavu, nebo ti, kteří již jednou prodělali alergickou reakci na jodovou kontrastní látku. Rizikovým pacientem je i takový pacient, který je vyšetřován bez řádně zajištěné přípravy (akutní vyšetření). (18, 20, 24, 26, 28, 29)

Pozornost musíme věnovat i přípravě pacienta ve smyslu jeho dostatečné hydratace a lačnění 4 hodiny před začátkem vyšetření. U pacientů trpících alergií, astmatem, nebo u akutně prováděného vyšetření podáváme preventivně před vyšetřením Prednison. Dále je nutné zvážit případné interakce kontrastní látky s léky, které pacient užívá a případně tyto léky vysadit. Vzhledem k tomu, že i přes tato opatření může dojít k velmi závažným komplikacím, ponecháváme po aplikaci kanylu v žíle a máme vždy

⁶ MECHL, Marek. Metodický list intravaskulárního podání jodových kontrastních látek. *Česká radiologie*, 2007, roč. 61, č. 1, strana 106. ISSN 1210-7883.

na dosah pomůcky potřebné pro neodkladnou pomoc a alespoň po dobu 30 minut po aplikaci kontrastní látky by měl být pacient sledován. (18, 20, 24, 26, 29)

V některých případech je však aplikace jodové kontrastní látky kontraindikována. **Absolutní kontraindikací** je proběhlá těžká alergoidní reakce na jodovou kontrastní látku a tyreotoxikóza. Mezi **relativní kontraindikace** potom patří plasmocytom, mnohočetný myelom, těhotenství, laktace, stav před vyšetřením nebo terapií pomocí radioaktivního jodu a dekompenzované funkce ledvin, jater nebo kardiopulmonálního systému. Tyto pacienty je možné v urgentních případech pomocí kontrastní látky vyšetřit, ovšem pouze s důkladnou speciální přípravou a sledováním pacienta během vyšetření. (18, 28, 30)

1.3 Angiografie

Angiografií se rozumí zobrazování cév. Můžeme ji provést invazivně, nebo neinvazivně. Neinvazivní metody zahrnují angiografii provedenou pomocí CT (tj. CTAG) nebo MR (tj. MRA) a také dopplerovskou ultrasonografií. Invazivní angiografií je potom myšlena klasická katetrizační angiografie. Podle typu zobrazovaných cév potom rozdělujeme angiografii na arteriografii a flebografii. Při arteriografii se zobrazuje tepenná část cévního řečiště, při flebografii žilní část. (20, 22)

1.3.1 Klasická katetrizační angiografie

1.3.1.1 Historie

První pokus o angiografii provedli v rozmezí let 1895 – 1896 Haschek a Lindthal. Šlo o nastříknutí cév ruky a celý experiment byl brán jako studijní metoda, která by mohla umožnit lepší poznání cévní struktury člověka. Bylo napsáno mnoho anatomických studií, např. Jaminova práce o věnčitých tepnách nebo X-Ray Atlas of Systemic Arteries of the Body. Prozatím se však nikdo nezabýval možností využít tuto techniku k diagnostice cévních onemocnění. Pro rozvoj angiografií byla klíčová až léta 1920 a 1923 a s nimi spojený objev kontrastních látek na bázi anorganických solí jódu a stroncia. (8)

Další pokus, který stojí za zmínku, byl uskutečněn v roce 1928 Frossmanem, když zavedl sám sobě katétr žilním systémem až do srdce a tím prokázal neškodnost metody. Měl však spíše na mysli využití tohoto přístupu k centrálnímu vpravování léků. Ve stejném roce zobrazil Monitz jako první pomocí kontrastní látky krkavici. Poté následovali Dos Santos, který provedl v roce 1929 translumbální aortografii a Seldinger, který roku 1953 pronikl perkutánně cévkou do tepenného řečiště. Převratné bylo, že k tomu nepoužil preparaci, ale jehlu a vodicí drát. Vývoj angiografických metod pak šel rychle kupředu. (8, 33)

Právě Seldingerova technika, jejíž postup je popsán v následující kapitole, způsobila, že se Švédsko stalo v 50. a 60. letech světovým centrem angiografie. Právě zde se radiologové z celého světa učili novým technikám a své znalosti pak uplatňovali ve svých domovinách. Českým radiologům se této možnosti nedostávalo, a proto byli odkázáni pouze na literaturu. Přesto někteří z nich, např. A. Belán, J. Bret, V. Čapek, Z. Černoch, J. Rösh a L. Steinhart, byli schopni na přelomu 50. a 60. let zavést vysoce kvalitní diagnostickou angiografii také u nás. Jejich výsledky byly uveřejněny v odborných periodikách a dosáhly uznání i v zahraničí. (16)

Nyní se angiografie široce uplatňuje v medicíně, především v léčebných a diagnostických činnostech. To je možné hlavně díky obrovskému technickému pokroku a zavedení kontrastních látek s menší toxicitou. (20, 33)

1.3.1.2 Provedení

Hlavní součástí angiografického pracoviště je angiografický komplet. Ten se skládá z pohyblivého C-ramene, stolu a tlakové stříkačky. Na jednom konci C-ramene je umístěna rentgenka a na druhém konci detektor rentgenového záření (*viz Příloha 5*). Tímto řešením lze dosáhnout různých projekcí, aniž by se muselo hýbat s pacientem. Díky detektoru je pak možné provádět skiaskopii a pořizovat skiografické snímky. Rameno může být i ve tvaru písmene U nebo G. Pak poskytuje větší rozsah pohybů rentgenky a detektoru. Stůl je vybaven tzv. plovoucí deskou, která umožňuje plynulý pohyb ve všech směrech. Tlaková stříkačka je schopná vstříknout kontrastní látku pod velkým tlakem, který zaručuje, že nebude tolik naředěna krví a zobrazení bude kvalitní. Zároveň většina tlakových stříkaček obsahuje zahřívací systém, který ohřívá kontrastní látku na tělesnou teplotu. (9, 20, 30)

V současné době se téměř výhradně používají přístroje umožňující provádět digitální subtrakční angiografii (tj. DSA). DSA je založena na digitalizaci obrazu. Nejprve je pořízen nativní snímek vyšetřované oblasti. Po podání kontrastní látky se oblast osnímkuje ve stejné projekci znovu a výsledný obraz se převede do negativu.

Oba snímky se od sebe poté digitálně „odečtou“ (tzv. subtrahují), tím dojde k odstranění okolních struktur a zůstanou pouze kontrastně nabarvené cévy (*viz Příloha 6*). Kvalitu obrazu mohou snížit případné pohyby nemocného nebo artefakty. Oproti původnímu konvenčnímu snímkování na filmy má DSA značné výhody. Jde o menší množství aplikované kontrastní látky, která může být i méně koncentrovaná. Také lze zobrazit cévy, které jsou na konvenčním snímku překryty kostěnými strukturami. (9, 16, 20, 30)

Pro aplikaci kontrastní látky do organismu vyšetřovaného pacienta se používá nejčastěji Seldingerova technika. Běžnou přístupovou cestou je a. femoralis. Je-li přístup z třísel problematický až nemožný, lze použít i a. brachialis, a. radialis či a. axillaris. Pacientovi je nutné výkon dostatečně objasnit, aby mohl podepsat informovaný souhlas, který je pro provedení vyšetření nezbytný. Premedikace a příprava pacienta jsou uvedeny v kapitole o kontrastních látkách. Dále pak je důležité, aby měl pacient vyholena obě třísla. (11, 20)

Při katetrizaci je nutné dodržovat přísnou sterilitu, aby nedošlo k zanesení infekce do cévního řečiště. Lékař pohmatem zhodnotí pulzaci v třísle a polohu tepny a provede místní znecitlivění. Poté malou incizí skalpelem pronikne do podkoží a zavede jehlu do arterie. Jako ověření přítomnosti jehly v lumen tepny slouží pulzující pramínek krve vytékající z jehly. Jehlou vsune lékař vodičí drát, jehlu odstraní a po vodiči zavede tzv. sheath, který zmenšuje traumatizaci místa vpichu při používání jednotlivých katétrů. Zároveň je sheath vybaven chlopní, díky níž nemůže vytékat krev podél zavedeného instrumentária. Potom je již možné po vodiči nasunout jednotlivé katétrů. Jejich tvary jsou různé, většinou přizpůsobené odstupům některých cév, a lze jimi tak aplikovat kontrastní látku selektivně. Katétrů je nutné proplachovat, aby nedošlo k tvorbě sraženin, které by mohly po proniknutí do cévního systému způsobit embolii. (20, 35)

Skioskopie provedená po nastříknutí kontrastní látkou poskytne informace o průsvitu a lokalizaci tepen (*obrázky z vyšetření jsou k dispozici v Příloze 7 a 8*). Pokud se potvrdí patologie, může na diagnostickou angiografii bezprostředně navázat intervenční výkon, jako je například dilatace pomocí balónkového katétru, zavedení

stentu nebo embolizace aneuryzmatu. Protože kontrastní látka se dostává z tepen do žil, je možné skiaskopicky zachytit i žilní fázi. (20, 30)

Po ukončení výkonu lékař odstraní veškeré instrumenarium z tepny, místo vpichu překryje sterilním krytím a stlačuje po dobu 10 – 15 minut. Poté je pacientovi v tříse ponechán tlakový obvaz a nemocný dodržuje absolutní klid na lůžku po dobu 12 – 24 hodin. Důležitá je i důkladná hydratace pacienta, aby byla kontrastní látka bez potíží vyloučena z organismu. (11, 20)

Kromě kontraindikací spojených s podáním kontrastní látky se katetrizační angiografie nesmí provádět u pacientů s patologickými hodnotami koagulačních poměrů. Proto se před vyšetřením zjišťují hodnoty protrombinového času (INR), aktivovaného parciálního tromboplastinového času (APTT) a množství trombocytů. (20)

1.3.1.3 Výhody a nevýhody této metody

V kapitole 1.3.1.2 jsou již popsány výhody DSA oproti konvenční angiografii, proto se tato kapitola zabývá pouze katetrizační angiografií jako celkem.

Výhodou katetrizace je možnost využití přístupu do cévy k provedení intervenčních výkonů. Pacient tak nemusí čekat na další angiografii, není nutný nový vpich a případný problém, ve smyslu cévní patologie, může být na místě odstraněn. (20)

K nevýhodám této metody patří invazivita. Pro přístup do cévního řečiště se musí punktovat tepna, s čímž je spojeno riziko infekce nebo krvácení. Zároveň může dojít vlivem pohybu katétru či vodiče uvnitř tepny k poškození její stěny. Nesmíme zapomenout ani na riziko plynoucí z možnosti zalomení katétru. Dále je tu skutečnost, že pacient musí být po výkonu hospitalizován a sledován, aby nedošlo ke krvácení v místě vpichu. (11, 16)

1.3.2 CTAG

1.3.2.1 Historie

První úsilí o rekonstrukci trojrozměrného zobrazení na podkladě dvourozměrného zobrazení vyvíjel Radon roku 1917. V roce 1963 využil Cormack jeho výsledky v oblasti X-záření. V praxi byla však jeho teorie použita až o 8 let později, a to Hounsfieldem, který sestavil první výpočetní tomograf (CT). Radiodiagnostika tak dostala k dispozici první přístroj, používající k tvorbě výsledného obrazu digitální zpracování. (6, 13, 30, 32)

Velkým průlomem byl potom vynález klouzajících prstenců (tzv. slip-ring) v roce 1987. Díky této technologii se gantry může otáčet stále stejným směrem, protože k přenosu energie nejsou třeba kabely, jež by pohybu bránili. Princip klouzajících prstenců využívá helikální (tj. spirální) CT, které bylo poprvé vyrobeno v roce 1989. Délka sbírání dat (akvizice) se podstatně zkrátila a tak je možné provádět CTAG. Dalším důležitým mezníkem byl rok 1998, kdy byla nalezena cesta k sestrojení multidetektorového přístroje, který vyšetření ještě více urychlil. (6, 7, 16, 32)

1.3.2.2 Provedení

CT přístroj se skládá z gantry, vyšetřovacího stolu, generátoru vysokého napětí a výpočetního systému s ovládací konzolí (*viz Příloha 9*). V gantry je umístěn otočný systém rentgenky a detektorů. Ten obíhá kolem pacienta uloženého na stole, který se plynule pohybuje skrz gantry. Takto je umožněno, aby pacientem prošlo záření pod různými úhly, což je základním principem tomografie. Z výsledných dat se matematicky vypočte matice bodů, jejichž hodnota odpovídá míře zeslabení záření v daném místě vrstvy (*viz Příloha 10*). (6, 13, 20, 30, 32)

Každému bodu je pak přiřazen určitý stupeň šedi dle Hounsfieldovy stupnice. Tato stupnice má 4096 stupňů, od -1000 (černá barva) do $+3096$ (bílá barva). Densita vzduchu odpovídá hodnotě -1000 Hounsfieldových jednotek (HU), densita vody je

přiřazena hodnota 0 HU, kompaktní kost dosahuje +1000 HU a hodnota +3096 HU je spojena s denzitou kovových materiálů a neřaděných kontrastních látek. Náš zrak není schopen takovou širokou škálu hodnotit, rozezná pouze 16 – 20 odstínů šedé. Proto se při posuzování CT obrazu používají tzv. okna, která vybranou tkáň zobrazí s využitím menšího množství odstínů. Tkáň s vyšší denzitou, než je nastavená hranice okna, budou bez rozdílu bílé, struktury s nižší denzitou naopak černé. (6, 13, 20, 22, 32)

Pro lepší posouzení anatomie a funkce cév je pacientovi, stejně jako při katetizační angiografii, aplikována vodná jodová kontrastní látka, a to pomocí tlakové stříkačky. Kontrastní látka je aplikována nitrožilně, nejčastěji do některé z žil předloktí, možná je i aplikace do centrálního žilního katétru. Nelze-li využít tyto přístupy, vybírá se některá z žil na dolních končetinách. (6, 7, 16, 20, 32)

Za dostatečné zvýšení denzity krve v cévách je považována hodnota nad 250 HU. Obvykle se používá kontrastní látka s koncentrací ≥ 300 mgI/ml a průtokem 3 – 5 ml/s (při některých vyšetřeních až 10 ml/s), přičemž vždy záleží na charakteru vyšetření. Podaný objem se také řídí zobrazovanou oblastí a bývá zpravidla 80 – 150 ml. Žilní přístup musí být schopen vydržet rychlost průtoku. S výhodou bývá používána plastová flexila o průměru 18 gauge. Také je třeba, aby žíla pacienta nápirem kontrastní látky nepraskla. Pro zjištění její dostatečné pružnosti se využívá zkouška, kdy se prudce vpraví do cévního řečiště 10 – 20 ml fyziologického roztoku a palpací se kontroluje, zda nedošlo k ruptuře cévy či k jiným komplikacím. (7, 16, 32)

Protože kontrastní látka není aplikována selektivně jako u klasické angiografie, je nutné určité zpoždění počátku skenování, aby se kontrast dostal až do vyšetřované oblasti. Zjištění času potřebného pro dostatečnou náplň cílových cév se provádí dvěma způsoby:

- ***Bolus timing*** – je aplikován malý bolus kontrastní látky a opakovanými nízkodávkovými skeny vyšetřované oblasti sledujeme, za jak dlouho dosáhne céva dostatečné denzity. Následuje aplikace plného množství kontrastní látky a akvizice je zahájena po uplynutí zjištěného času.
- ***Bolus tracking*** – do dané cévy na plánovacím skenu umístíme tzv. vzorkovací objem a aplikujeme plný bolus kontrastní látky. Denzita ve vzorkovacím objemu

je sledována skenováním, a jakmile dosáhne požadované hodnoty, přístroj automaticky spustí akvizici dat. (7, 32)

Vzniklý obraz je pořízen v transverzální rovině těla. Díky výpočetnímu systému se však mohou dopočítat i obrazy v koronární a sagitální rovině. Z nich je software schopen vytvořit např. dvojrozměrný stínovaný obraz, nebo i trojrozměrný obraz (*viz Příloha 11*). Tato úprava zdrojových dat se nazývá postprocessing a vždy musíme počítat s tím, zhorší prostorové rozlišení. (6, 7, 16, 20, 22, 32)

CT vyšetření je omezeno kontraindikacemi spojenými s podáním jodové kontrastní látky. Pokud vyšetřujeme oblast hrudníku nebo břicha, jsme též vázáni dobou, po jakou je vyšetřovaný schopný zadržet dech. V současné době se ustavičně vyvíjejí zlepšení výpočetního systému i hardware přístroje. (6, 7)

1.3.2.3 Výhody a nevýhody CTAG

Oproti katetrizační angiografii má CTAG nespornou výhodu, a tou je možnost obrazových rekonstrukcí. Výsledný obraz má také vyšší kontrast, a proto lze diagnostikovat i malé rozdíly v zeslabení prošlého záření. Vyšetření je neinvazivní, rychlejší a levnější. Intravenózní aplikace kontrastní látky navíc umožňuje provést jej ambulantně a s menším nebezpečím komplikací. (7, 16, 20, 30, 32)

Stinnou stránkou vyšetření je nižší prostorová rozlišovací schopnost a skutečnost, že nelze sledovat dynamiku toku krve, ale pouze konečnou náplň cév. Kvůli intravenóznímu podání kontrastní látky navíc nejsme schopni provést selektivní angiografii. Co se týče radiační zátěže pacienta, je u CTAG vyšší než u klasické angiografie. (7, 14, 20)

1.4 Radiační ochrana

Každý z nás je denně vystaven působení ionizujícího záření z přírodních zdrojů. Jedná se o kosmické záření, radiaci vyzařující z naší planety a z radionuklidů uvnitř našeho těla. Kromě toho jsme ještě ozařováni z umělých zdrojů, mezi které se řadí lékařské ozáření, ozáření spojené s jadernou energetikou, se zkouškami jaderných zbraní, s vykonáváním určitého povolání a radiace ohrožující nás při případných haváriích (viz Příloha 12). Orgány řídící radiační ochranu se zajímají o stav a vývoj ozáření obyvatel. Jejich práci sledují mezinárodní organizace, např. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). (14, 17)

1.4.1 Základní principy radiační ochrany

V Doporučení rady International Commission on Radiological Protection (ICRP) č. 103/2007 jsou uvedené tři principy, jimiž se radiační ochrana řídí. (14)

Princip zdůvodnění – zajišťuje, že bude vždy důkladně zváženo, zda musí k ozáření opravdu dojít. Přínos musí vždy převážit nad riziky. (14, 17, 27)

Princip optimalizace ochrany – zabezpečuje, že dojde k ozáření nejnížší dávkou, jaká je při zvážení ekonomických a sociálních hledisek možná (tzv. princip ALARA – As Low As Reasonably Achievable). (14, 17, 27)

Princip limitování dávek – stanovuje limity ozáření pro tři kategorie, jimiž jsou obyvatelstvo, radiační pracovníci a studenti od 16 do 18 let, kteří se připravují pro výkon povolání radiačního pracovníka (viz Příloha 13). Tyto limity se nevztahují na lékařské ozáření, ať už diagnostické, nebo terapeutické. (14, 17, 27, 36)

1.4.2 *Ekvivalentní a efektivní dávka*

Radiační ochrana používá mnoho veličin, které charakterizují zdroje ionizujícího záření i jejich účinky. Ty se v průběhu let měnily v závislosti na získávání nových poznatků. Mezi současné nejdůležitější veličiny radiační ochrany související s působením ionizujícího záření na organismus patří ekvivalentní a efektivní dávka. (14)

Ekvivalentní dávka je označována H_T a její jednotkou je *Sievert* (Sv), což je vlastně joule na kilogram ($J \cdot kg^{-1}$). Ekvivalentní dávka bere v úvahu druh záření, který na organismus působí. Každý druh ionizujícího záření se totiž chová jinak. Závažnost poškození, které může vyvolat, charakterizuje *radiační váhový faktor* (w_R). Tímto radiačním váhovým faktorem je vynásobena *střední absorbovaná dávka ve tkáni či orgánu* ($D_{T,R}$). Vzorec pro výpočet ekvivalentní dávky je tedy:

$$H_T = \sum_R w_R \times D_{T,R}$$

Suma v tomto vzorci zajišťuje, že budou do výpočtu zařazeny všechny druhy ionizujícího záření, kterým byl jedinec vystaven. Hodnoty radiačních váhových faktorů jsou uvedeny v *Příloze 14*. (14, 17, 25)

Efektivní dávka nese značku E a jednotkou je opět *Sievert*. Vychází z ekvivalentní dávky, kterou násobí *tkáňovým váhovým faktorem* w_T . Tento faktor vyjadřuje závažnost poškození dané tkáně či orgánu při rovnoměrném ozáření celého těla. Tak je dosaženo závislosti efektivní dávky na druhu poškozené tkáně, protože každá tkáň se s radiačním poškozením vyrovnává jinak. Opět je nutné započítat všechny tkáně, které byly vystaveny působení ionizujícího záření. Vzorec efektivní dávky pak zní:

$$E = \sum_T w_T \times H_T$$

Tabulka tkáňových váhových faktorů je k dispozici v *Příloze 15*. (14, 17, 25, 31)

Ekvivalentní a efektivní dávka, spolu se střední dávkou v orgánu a tkáni, vystihují míru zdravotního poškození, a proto slouží jako veličiny základních limitů. Limit efektivní dávky je pak brán jako základní limit ozáření. (14)

1.4.3 Ozáření při vyšetření ionizujícím zářením

Lékařské ozáření se podílí na ozáření osob z umělých zdrojů nejvíce. Přesto se na něj vztahuje pouze princip zdůvodnění a princip optimalizace ochrany. Princip zdůvodnění aplikuje indikující lékař a lékař s odborností v oblasti radiologie, který bude vyšetření provádět. Jedná se o zvážení, zda není možné k získání potřebné informace použít jinou metodu, která by přinesla menší radiační zátěž. Bez lékařské indikace nelze vyšetření provést. Podle principu ALARA se pak lékař, případně radiologický asistent, snaží minimalizovat dávku pacienta na takovou úroveň, kdy je ještě možné získat kvalitní výstup vyšetření. Za ozáření pacienta je zodpovědný aplikující odborník, tedy lékař provádějící vyšetření. Co se týče těhotných žen, je možné je vyšetřit pouze v naléhavých případech. (14, 17, 27, 34, 36)

Vybavení radiodiagnostického pracoviště musí vyhovovat přísným předpisům. Vlastní přístroje podstupují zkoušky jak při instalaci, tak během provozu. Důležité je i stínění vyšetřovny, aby nebyli ozařováni lidé v sousedních místnostech. Angiografické komplety jsou navíc vybaveny ochrannými závěsy a zástěnami, které snižují radiační zátěž odborníků vyšetřujících pacienta. Protože se dávky pro stejná vyšetření na jednotlivých pracovištích značně liší, byly zavedeny pro nejpoužívanější výkony tzv. diagnostické referenční úrovně, uvedené ve Vyhlášce Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb. ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění pozdějších předpisů. Roku 1995 byl v České republice také zřízen systém registrující údaje o expozici obyvatel při lékařském ozáření, nazývaný CDLE. (14, 17, 27, 34, 36)

2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

Vzhledem k tématu bakalářské práce jsem se rozhodla zvolit tři cíle:

1) *Definice přínosů a nedostatků obou metod*

V současné době se používají obě metody, proto jsem prvním cílem zvolila vyjmenování výhod a nevýhod, které s sebou daná metoda nese.

2) *Zmapování možných rizik pro pacienta*

Pacient je v obou případech ohrožen určitými riziky. Ta mohou souviset s vlastním postupem vyšetření, nebo s podáním kontrastní látky. Dalším cílem je proto uvedení rizik, s nimiž je nutné při zobrazování cév počítat.

3) *Srovnání radiační zátěže*

Radiační zátěž je velmi aktuálním tématem. Z tohoto důvodu je třetím cílem porovnání efektivních dávek, které obdrželi pacienti při vyšetření mozkových cév pomocí katetrizační angiografie a CTAG na radiodiagnostickém oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s. (dále jen Nemocnice České Budějovice).

2.2 Hypotéza

Předpokládám, že CTAG představuje pro organismus větší radiační zátěž než klasická katetrizační angiografie.

3 METODIKA

Nejprve jsem provedla analýzu dostupných zdrojů. Na základě získaných informací jsem vytvořila kapitolu Současný stav.

Aby bylo možné ověřit hypotézu, sbírala jsem údaje o dávkách obdržených pacienty Nemocnice České Budějovice při vyšetření mozkových cév klasickou katetrizační angiografií a metodou CTAG v období 1. 7. 2008 – 30. 6. 2009. Jedná se tedy o kvantitativní výzkum.

3.1 CTAG

K CTAG využívá Nemocnice České Budějovice přístroje CT Aquilion 64 TSX-101AA značky Toshiba. Za dobu jednoho roku zde bylo vyšetřeno 320 pacientů.

Literatura (3) udává možnost alternativního spočítání efektivní dávky pomocí Dose Length Product (*DLP*). *DLP* v sobě zahrnuje tloušťku řezu (*T*), proud rentgenky (*A*), celkový čas snímání (*t*) a normalizovaný vážený index dávky výpočetní tomografie ($nCTDI_w$), a proto je jeho hodnota specifická pro každé vyšetření. Pro výpočet efektivní dávky je pak doporučen vzorec:

$$E = E_{DLP} \times DLP$$

E_{DLP} je normalizovaná efektivní dávka, která má pro CT vyšetření hlavy hodnotu $0,0023 \text{ mSv mGy}^{-1} \text{ cm}^{-1}$.⁷

Ke stanovení efektivní dávky jsem proto použila výše uvedený vzorec. Hodnotu *DLP* jsem zjistila z databáze PACS Nemocnice České Budějovice a výpočet provedla v programu Microsoft Excel.

⁷ BONGARTZ, G. et al. *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*. [online]. ISBN 92-828-7478-8, [cit. 2010-04-14]. Dostupné z: <http://w3.tue.nl/fileadmin/sbd/Documenten/Leergang/BSM/European_Guidelines_Quality_Criteria_Computed_Tomography_Eur_16252.pdf>.

Vypočítané údaje jsem dále statisticky zpracovala. Hromadně náhodným jevem je v tomto případě radiační zátěž pacientů Nemocnice České Budějovice, kterým byly vyšetřeny mozkové cévy pomocí CTAG (dále pouze pacient Nemocnice České Budějovice vyšetřený pomocí CTAG). Statistickou jednotkou je pak pacient Nemocnice České Budějovice vyšetřený metodou CTAG. Statistickým znakem jsem zvolila efektivní dávku. Základní statistický soubor tvoří 320 pacientů Nemocnice České Budějovice vyšetřených pomocí CTAG. Náhodný výběr nebyl proveden, takže se výběrový statistický soubor rovná základnímu statistickému souboru.

Pro stanovení nejpravděpodobnější dávky, kterou vyšetřovaný obdrží, by nebyla v tomto případě průměrná hodnota efektivní dávky přínosná. Vypočítané hodnoty jsou totiž velmi rozdílné (nízké či vysoké). Větší význam má pro tento výzkum medián, který není závislý na extrémních hodnotách statistického znaku. Literatura (23) charakterizuje medián jako střední hodnotu znaku souboru, jehož jednotlivé hodnoty jsou uspořádány podle velikosti.

Na základě prostudování zdrojů (15, 23) jsem vzhledem k velikosti statistického souboru provedla škálování. Jedná se o rozdělení hodnot znaku do skupin, které v mém případě tvoří intervaly. Jedná se tedy o kvantitativní metrickou škálu.

Pro hodnocení pravděpodobnosti, že efektivní dávka pacienta bude rovna danému intervalu škály, jsem použila statistickou pravděpodobnost, která je podle literatury (15) určena tzv. relativní četností.

3.2 Klasická katetrizační angiografie

Klasickou angiografii provádí zdejší nemocnice pomocí přístroje Axiom Artis Zee dT od firmy Siemens, který umožňuje 3D rotační angiografii. Během sledovaného období podstoupilo diagnostickou angiografii mozkových cév na tomto přístroji celkem 175 pacientů. U 133 z nich byly vyšetřeny všechny čtyři přívodné mozkové tepny. U zbylých 42 pacientů šlo pouze o selektivní vyšetření jedné, dvou, nebo tří tepen, a tudíž jsem je do svého výzkumu nezařadila. CTAG totiž zobrazuje pokaždé všechny čtyři tepny a srovnání efektivních dávek by tak bylo zkreslené. Angiografické pracoviště provádí i intervenční zákroky, které někdy navazují přímo na diagnostický výkon. Efektivní dávku nemocných, kteří tento zákrok podstoupili, nelze srovnávat s efektivní dávkou nemocných vyšetřených pomocí CTAG, neboť intervenční výkon znamená pro pacienta vyšší radiační zátěž než samostatné vyšetření cév.

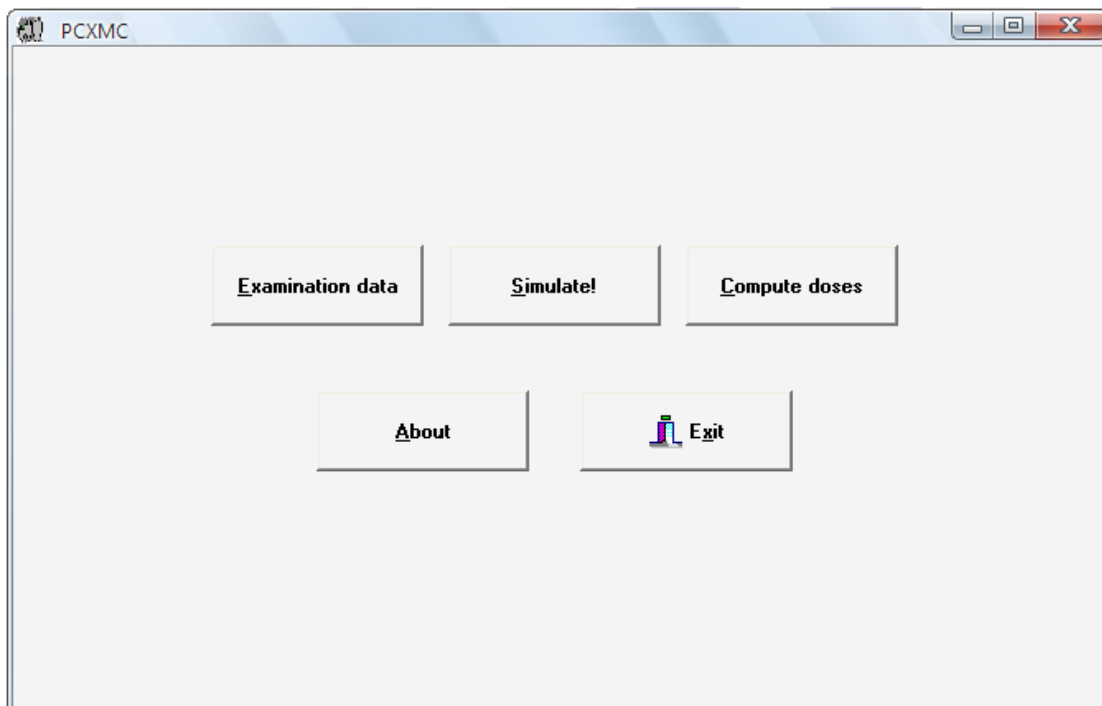
3.2.1 Program PCXMC

Pro výpočet efektivních dávek jsem se rozhodla použít počítačový program PCXMC verze 1,5. Tento program je založený na metodě Monte Carlo. Pro výpočet využívá hermafroditní fantom, který lze přizpůsobit věku, výšce a váze pacienta a který obsahuje základní vnitřní orgány. Po spuštění programu je k dispozici výběr z pěti tlačítek (viz *Obr. 1 na straně 30*).

Prvním krokem pro výpočet je vyplnění základních údajů v protokolu *Examination data* (viz *Obr. 2, strana 31*). Zadává se věk pacienta (0, 1, 5, 10, 15 let nebo dospělý), jeho váha a výška a lze simulovat i uložení rukou (podél těla nebo bez zobrazení rukou). Na základě těchto údajů program přizpůsobí fantom danému pacientovi. Zároveň je nutné zadat rozměr svazku a vzdálenost od rentgenky k povrchu kůže pacienta (program nabízí možnost toto vypočítat z velikosti pole, vzdálenosti rentgenka – detektor a detektor – povrch kůže pacienta). Dalším důležitým údajem je sklon C-ramene v kраниокаудálním a laterálním směru. Poslední informací potřebnou

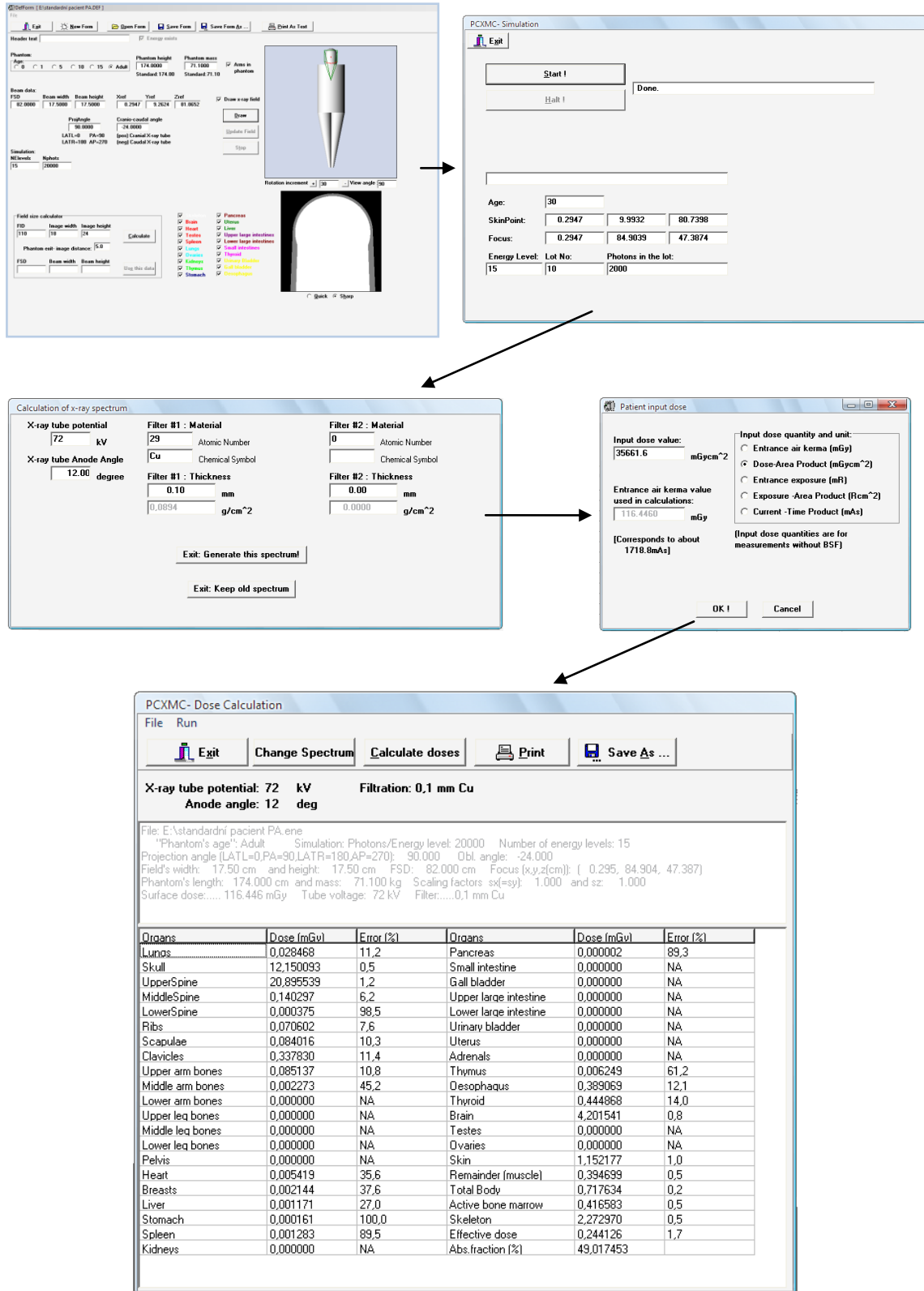
k výpočtu je umístění pole, které lze sledovat na grafickém znázornění fantomu. Všechna data je třeba uložit.

Obr. 1.: Úvodní okno programu PCXMC



Následuje simulace ozáření na základě zadaných dat po spuštění tlačítka *Simulate!*. Přes tlačítko *Compute doses* se dostaneme k vlastnímu výpočtu efektivní dávky. Doplní se napětí na rentgence, sklon anody a použitá filtrace, čímž se specifikuje spektrum záření. Dále máme na výběr, v jaké z pěti veličin zadáme vstupní dávku pacienta. Poté už nám program vygeneruje dávku na jednotlivé orgány a efektivní dávku, včetně chyby vzniklé při výpočtu.

Obr. 2: Schéma postupu



3.2.2 Soubor pacientů ze sledovaného období

Archivovaná data pacientů obsahují poměrně málo informací. K dispozici je věk pacienta a součin kerry a plochy (P_{KA}), neboli *dose area product (DAP)*. Jedná se ale o součet DAP ze všech projekcí, nikoliv DAP z každé projekce zvlášť. Ve většině případů lze zjistit i váhu a výšku pacienta. Ostatní údaje se uchovávají asi týden (v závislosti na počtu vyšetření), a poté mažou kvůli omezené kapacitě paměti. Díky tomu nebylo možné spočítat efektivní dávku pacientů vyšetřených ve sledovaném období za použití všech potřebných dat. Přistoupila jsem proto k zadávání průměrných dat.

Pro zjištění velikosti chyby vzniklé při výpočtu efektivní dávky tímto způsobem jsem sbírala data 10 pacientů, kteří podstoupili vyšetření mozkových cév na témže přístroji v období od 8. 3. do 23. 3. 2010. U těchto pacientů byly dostupné všechny potřebné údaje z jednotlivých projekcí. Tyto údaje jsem poté zprůměrovala a použila pro výpočet efektivní dávky pacientů, vyšetřených ve sledovaném období.

Váhu a výšku jsem sjednotila na základě doporučení příručky pro uživatele tohoto programu na 174 cm a 71,1 kg.⁸ Na základě konzultace se zdravotnickým personálem provádějícím angiografie jsem jako standardní vzdálenost rentgenka – povrch kůže pacienta určila 82 cm. Jako průměrnou velikost svazku jsem zvolila 17,5 cm x 17,5 cm, a to na základě údajů o velikosti svazku pacientů vyšetřených v období 8. – 23. 3. 2010. Střední hodnotou napětí na rentgence je 72 kV. Úhel anody je dán výrobcem rentgenky a u tohoto přístroje činí 12°. V naprosté většině případů byla použita filtrace 0,1 mm Cu.

Úhly projekcí se během angiografického vyšetření mění, standardně se však pro každou tepnu používá vždy projekce zadopřední se sklonem rentgenky podle baze lebni a bočná projekce. Standardní bočná projekce se snímá při sklonu C-ramene 90° v laterálním směru a 0° v kraniokaudálním. Zadopřední projekce vyžaduje sklon 0° laterálně a střední hodnota kraniokaudálního sklonu zjištěná ze sklonů ramene při vyšetřování pacientů z období 8. – 23. 3. 2010 je 24° kranialně. Na podkladě informací

⁸ *PCXMC 1.5 User's Guide* [online]. Helsinki: Radiation and Nuclear Safety Authority Finland (STUK), 24.9.2009 [cit. 2010-04-06]. Dostupné z: <http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en_GB/pcxmc/>.

o vyšetření pacientů z období 8. – 23. 3. 2010 a po konzultaci se svým vedoucím práce jsem dospěla ke zjištění, že zadopřední projekce je energeticky náročnější než bočná, a tudíž se podílí na výsledné radiační zátěži více, a to v poměru 3:2. Celkový DAP každého pacienta jsem proto rozdělila na dva údaje. Tři pětiny celkového DAP jsem použila ke stanovení efektivní dávky ze zadopřední projekce, dvě pětiny pro výpočet efektivní dávky z bočné projekce. Součet obou těchto efektivních dávek dává celkovou efektivní dávku daného pacienta.

Získané údaje o efektivních dávkách jsem dále statisticky zpracovala stejným způsobem, jako údaje o efektivních dávkách pacientů vyšetřených pomocí CTAG. Hromadně náhodným jevem jsem zvolila radiační zátěž pacientů Nemocnice České Budějovice, kterým byly vyšetřeny mozkové cévy klasickou katetrizační angiografií (dále pouze pacient Nemocnice České Budějovice vyšetřený katetrizační angiografií). Statistickou jednotkou se rozumí pacient Nemocnice České Budějovice vyšetřený katetrizační angiografií. Statistickým znakem je efektivní dávka. Základní statistický soubor reprezentuje 133 pacientů Nemocnice České Budějovice vyšetřených katetrizační angiografií. Náhodný výběr nebyl proveden, výběrový statistický soubor se tedy rovná základnímu statistickému souboru.

3.2.3 Soubor pacientů vyšetřených od 8. 3. 2010 do 23. 3. 2010

Jelikož standardizací dat pacientů vyšetřených v období 1. 7. 2008 – 30. 6. 2009 došlo ke zkreslení výsledku, rozhodla jsem se ještě provést výpočet efektivní dávky u 10 pacientů vyšetřených v době od 8. 3. 2010 do 23. 3. 2010. V tomto případě bylo možné získat všechna potřebná data a provést výpočet na každou projekci zvlášť. Zároveň jsem provedla výpočet stejným způsobem jako v případě pacientů vyšetřených ve sledovaném období, tedy za použití celkového DAP a průměrných údajů.

Součet efektivních dávek z jednotlivých projekcí jsem poté porovnála s výpočtem celkové efektivní dávky spočítané z celkového DAP a stanovila tak chybu, která při výpočtu z celkového DAP vznikla.

4 VÝSLEDKY

4.1 Efektivní dávka pacientů při vyšetření mozkových cév pomocí CTAG

Na základě vzorce uvedeného v kapitole 3.1 jsem vypočítala efektivní dávky pacientů, kterým byly ve sledovaném období vyšetřeny mozkové cévy pomocí CTAG. Hodnota těchto efektivních dávek se pohybovala od 0,33 mSv do 9,61 mSv, medián je v tomto případě roven 3,72 mSv. Vztah mezi DLP a efektivní dávkou u všech 320 vyšetřených pacientů je k dispozici v tabulce uvedené v *Příloze 16*.

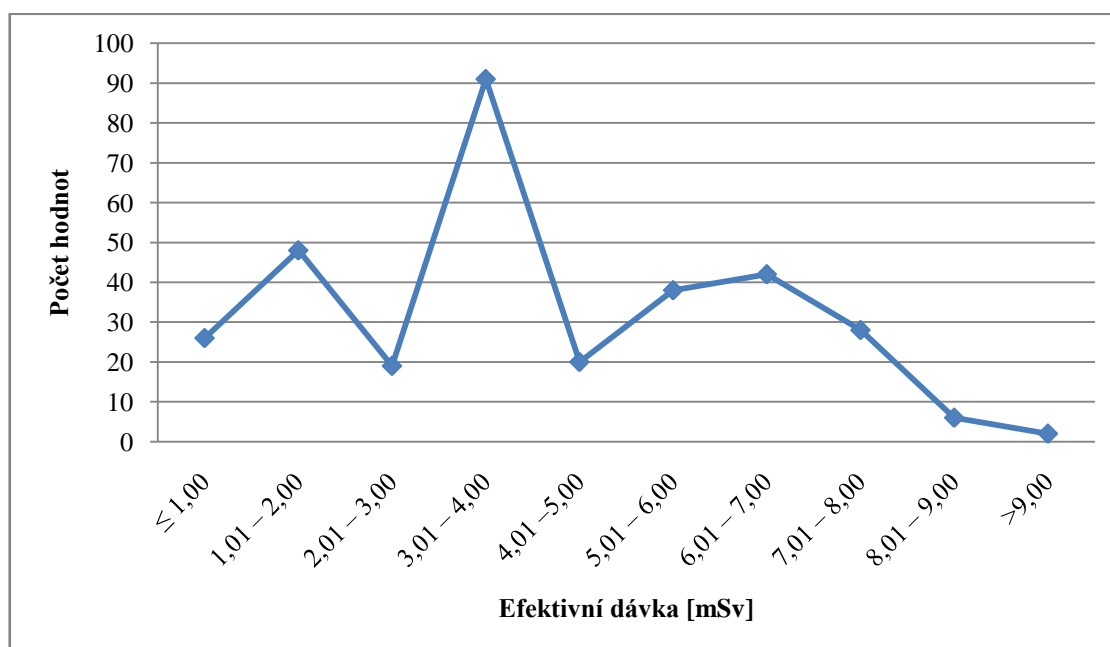
V rámci škálování jsem zvolila 10 intervalů a k jednotlivým intervalům pak přiřadila četnost výskytu hodnot statistického znaku. Tím byl počet pacientů, kteří obdrželi efektivní dávku odpovídající danému rozmezí (*viz Tabulka 1*). Ve druhém sloupci tabulky jsou uvedeny intervaly škály. Jsou seřazeny od nejnižších hodnot po ty nejvyšší. K nim jsou pak ve třetím sloupci přiřazeny počty hodnot, které se v tomto intervalu pohybují.

Tabulka 1: Rozložení hodnot efektivní dávky

Prvky škály	Interval	Četnost výskytu hodnot statistického znaku
1	$\leq 1,00$ mSv	26
2	1,01 – 2,00 mSv	48
3	2,01 – 3,00 mSv	19
4	3,01 – 4,00 mSv	91
5	4,01 – 5,00 mSv	20
6	5,01 – 6,00 mSv	38
7	6,01 – 7,00 mSv	42
8	7,01 – 8,00 mSv	28
9	8,01 – 9,00 mSv	6
10	$>9,00$ mSv	2
		$\Sigma = 320$

Na základě této tabulky jsem vytvořila *Graf 1*, který názorně ukazuje kolísání počtu pacientů v závislosti na obdržené dávce. Je patrné, že u naprosté většiny vyšetřených, se efektivní dávka pohybuje v rozmezí 3,01 – 4,00 mSv. Od této hodnoty křivka grafu na obou stranách poměrně strmě klesá a dosahuje dvou nižších vrcholů v oblasti intervalu 1,01 – 2,00 mSv a 6,01 – 7,00 mSv. Nižší radiační zátěž než je maximum křivky (do 3,00 mSv) se vyskytla celkem u 93 lidí. Vyšší radiační zátěž (od 4,01 mSv) byla prokázána u 136 nemocných. Efektivní dávka nad 8,00 mSv byla zjištěna pouze u 8 osob.

Graf 1: Četnost výskytu hodnot efektivní dávky



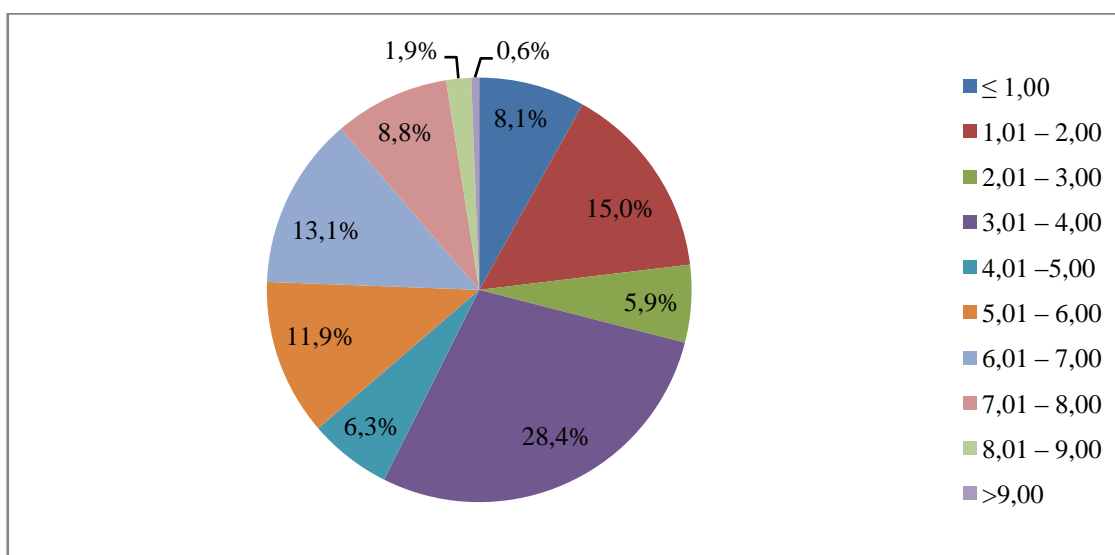
V *Tabulce 2 (strana 36)* jsou vypsány relativní četnosti výskytu daného intervalu hodnoty efektivní dávky, které najdeme ve třetím sloupci této tabulky. Současně jsem provedla převod relativních četností na procenta, která jsou uvedena ve čtvrtém sloupci.

Tabulka 2: Statistická pravděpodobnost výskytu vypočítaných výsledků

Prvky škály	Četnost výskytu hodnot statistického znaku	Relativní četnost výskytu intervalu	Procentuální vyjádření četnosti
1	26	0,081	8,1%
2	48	0,150	15,0%
3	19	0,059	5,9%
4	91	0,284	28,4%
5	20	0,063	6,3%
6	38	0,119	11,9%
7	42	0,131	13,1%
8	28	0,088	8,8%
9	6	0,019	1,9%
10	2	0,006	0,6%
	$\Sigma = 320$	$\Sigma = 1,000$	$\Sigma = 100,00\%$

Pro lepší přehled zastoupení jednotlivých škál hodnot jsem vypracovala *Graf 2*, který poskytuje přehled o procentuálním zastoupení intervalů. Je zřejmé, že více jak tři čtvrtiny vyšetřených pacientů, přesněji řečeno 80,6%, bylo zatíženo efektivní dávkou v rozmezí 1,01 – 7,00 mSv. Z toho vyplývá, že nemocný obdrží při tomto vyšetření dávku pod 1,01 mSv nebo nad 7,00 mSv s mnohem menší pravděpodobností.

Graf 2: Procentuální zastoupení hodnot u celkového počtu vyšetřených pacientů



4.2 Efektivní dávka pacientů při vyšetření mozkových cév klasickou katetrizační angiografií

4.2.1 Soubor pacientů ze sledovaného období

U těchto pacientů jsem přistoupila ke zjednodušenému výpočtu pomocí programu PCXMC. Výsledkem byly u každého pacienta dvě efektivní dávky. Jedna ze zadopředních, druhá z bočných projekcí. Jejich součet dal celkovou efektivní dávku, kterou pacienti obdrželi během vyšetření. Hodnoty efektivních dávek se pohybují od 0,08 mSv do 1,60 mSv, přičemž medián je roven 0,48 mSv. Úplná tabulka jednotlivých hodnot DAP a efektivních dávek je uvedena v *Příloze 17*. Dvě pětiny celkového DAP, použité pro výpočet efektivní dávky z bočných projekcí jsou označeny jako DAP_{lat} . Zbylé tři pětiny, pomocí nichž byla počítána efektivní dávka ze zadopředních projekcí, nesou označení DAP_{pa} .

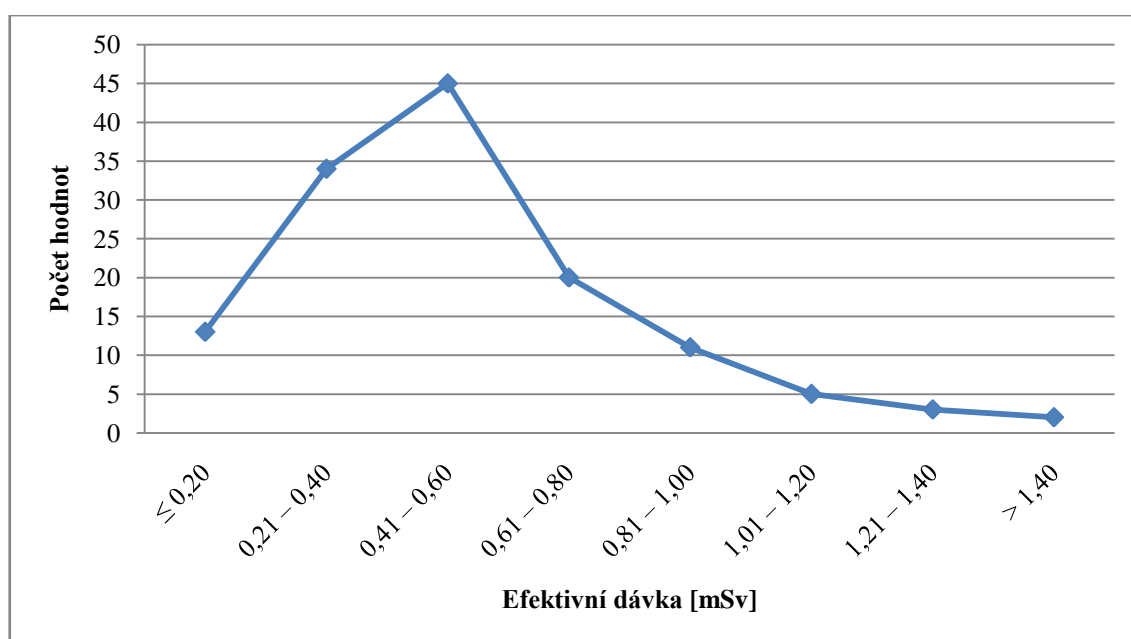
Stejně jako v kapitole 4.1 jsem použila škálování. V tomto případě jsem zvolila 8 škál a v *Tabulce 3* uvedla k jednotlivým intervalům počet pacientů, jejichž dávka odpovídala danému rozpětí.

Tabulka 3: Rozložení hodnot efektivní dávky

Prvky škály	Interval	Četnost výskytu hodnot statistického znaku
1	$\leq 0,20$ mSv	13
2	0,21 – 0,40 mSv	34
3	0,41 – 0,60 mSv	45
4	0,61 – 0,80 mSv	20
5	0,81 – 1,00 mSv	11
6	1,01 – 1,20 mSv	5
7	1,21 – 1,40 mSv	3
8	$> 1,40$ mSv	2
		$\Sigma = 133$

Výše uvedená tabulka mi posloužila k vypracování *Grafu 3*, který vystihuje kolísání počtu pacientů v závislosti na efektivní dávce. Nejvíce pacientů bylo zatíženo efektivní dávkou v intervalu 0,41 – 0,60 mSv. Nižší efektivní dávku (do 0,40 mSv) obdrželo 47 pacientů. Oproti tomu vyšší dávku (od 0,61 mSv výše) utržilo 41 pacientů, ale pouze u 5 z nich efektivní dávka převýšila 1,20 mSv.

Graf 3: Graf rozložení hodnot efektivní dávky



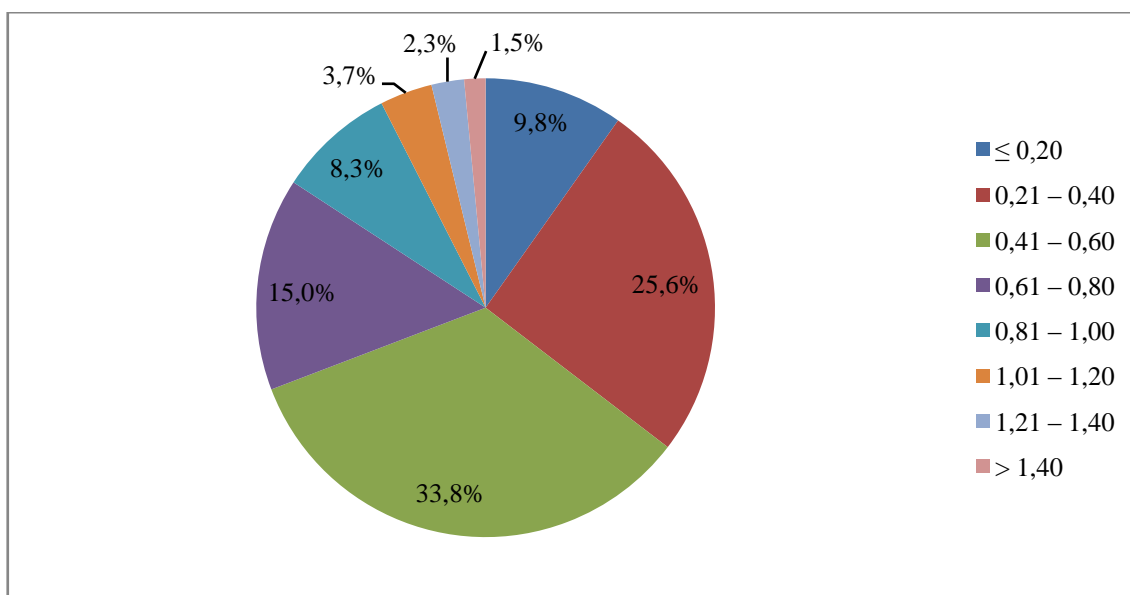
Tabulka 4 na straně 39 obsahuje vyjádření relativních četností výskytu jednotlivých intervalů škály, včetně vyjádření těchto relativních četností v procentech.

Z ní vychází *Graf 4 na straně 39*, jenž ukazuje procentuální rozložení daných intervalů efektivních dávek ve sledovaném souboru 133 pacientů. Graf poukazuje na skutečnost, že téměř u tří čtvrtin vyšetřených, přesně u 74,4% z nich, byla efektivní dávka v rozpětí 0,21 – 0,80 mSv. Ostatní pacienti obdrželi v 9,8% dávku nižší než 0,21 mSv a v 15,8% dávku nad 0,80 mSv.

Tabulka 4: Statistická pravděpodobnost výskytu vypočítaných výsledků

Prvky škály	Četnost výskytu hodnot statistického znaku	Relativní četnost výskytu intervalu	Procentuální vyjádření četnosti
1	13	0,098	9,8%
2	34	0,256	25,6%
3	45	0,338	33,8%
4	20	0,150	15,0%
5	11	0,083	8,3%
6	5	0,037	3,7%
7	3	0,023	2,3%
8	2	0,015	1,5%
	$\Sigma = 133$	$\Sigma = 1,001$	$\Sigma = 100,1\%$

Graf 4: Procentuální zastoupení hodnot u celkového počtu vyšetřených pacientů



4.2.2 Určení chyby vzniklé při zjednodušení výpočtu

U pacientů vyšetřených v období 8. – 23. 3. 2010 bylo možné získat úplná data. Pomocí těchto dat jsem určila chybu vzniklou při výpočtu efektivní dávky u pacientů ze sledovaného období.

Nejprve jsem provedla pomocí programu PCXMC výpočet efektivní dávky z každé projekce. Jejich součet dal celkovou efektivní dávku pacienta. Efektivní dávky z jednotlivých projekcí a celková efektivní dávka jsou uvedeny v *Tabulce 5*. Sloupce tabulky obsahují vypočítanou efektivní dávku v mSv z každé projekce, ve které byl pacient snímkován. Poslední řádek tabulky pak udává celkovou efektivní dávku každého pacienta. Jelikož se jedná o stanovení chyby vzniklé zjednodušeným výpočtem, použila jsem i data pacientů, kterým byly vyšetřeny i méně než čtyři přívodné mozkové tepny. Proto se počet projekcí jednotlivých pacientů liší.

Tabulka 5: Efektivní dávky z jednotlivých projekcí a jejich součet (v mSv)

Pacient	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Projekce										
1.	0,12	0,02	0,12	0,09	0,08	0,05	0,07	0,15	0,08	0,10
2.	0,09	0,02	0,08	0,07	0,14	0,04	0,06	0,17	0,05	0,04
3.	0,10	0,01	0,08	0,09	0,05	0,05	0,04	0,05	0,06	0,08
4.	0,07	0,06	0,04	0,06	0,08	0,05	0,05	0,15	0,08	0,03
5.	0,13	0,04	0,07	0,08	0,18	0,02	0,08	0,07		0,09
6.	0,06	0,03	0,05	0,06	0,06		0,06	0,06		0,06
7.	0,21	0,03	0,08				0,07	0,05		0,06
8.	0,07	0,03					0,05	0,10		
9.		0,02					0,03	0,10		
10.							0,07	0,04		
11.							0,06	0,06		
12.							0,05	0,09		
13.							0,08	0,08		
14.								0,08		
Σ	0,85	0,26	0,52	0,45	0,59	0,21	0,77	1,25	0,27	0,46

Dalším krokem byl výpočet efektivní dávky na základě celkového DAP. Výsledky výpočtů ukazuje *Tabulka 6*. V řádcích jsou uvedeny efektivní dávky vždy pro jednoho z pacientů, nejprve efektivní dávka ze zadopředních projekcí, poté z bočných projekcí, v posledním sloupci je pak uveden jejich součet.

Tabulka 6: Efektivní dávky vypočtené z celkového DAP (v mSv)

Pacient	Zadopřední projekce	Bočné projekce	Celková efektivní dávka
1	0,39	0,39	0,78
2	0,07	0,07	0,14
3	0,35	0,35	0,70
4	0,24	0,24	0,48
5	0,27	0,27	0,54
6	0,15	0,15	0,30
7	0,53	0,53	1,06
8	0,66	0,66	1,32
9	0,14	0,14	0,28
10	0,29	0,29	0,58

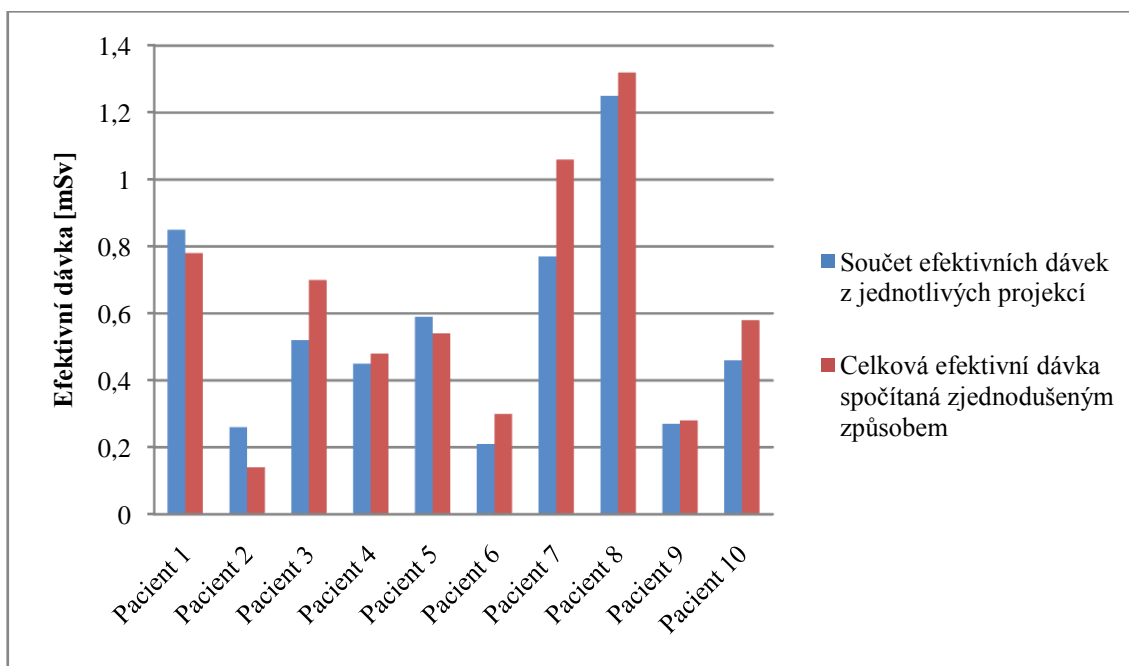
Tabulka 7 (strana 42) představuje srovnání celkových efektivních dávek vypočítaných těmito dvěma způsoby. V prostředních dvou sloupcích jsou uvedeny efektivní dávky pacientů vypočítané výše uvedenými způsoby a poslední sloupec obsahuje rozdíl mezi těmito dvěma čísly v procentech. Nejvyšší chyba dosahuje 46%, nejnižší pak 4%, přičemž u poloviny zkoumaných pacientů je chyba menší nebo rovna 8%. U druhé poloviny pacientů došlo k chybě nad 20%. Průměrná chyba při výpočtu je 18%, medián je roven 15%.

Rozdíly mezi oběma výpočty jsem graficky znázornila v *Grafu 5 na straně 42*. Ke každému pacientovi jsou přiřazeny dva sloupce, jež znázorňují celkové efektivní dávky vypočítané dvěma různými způsoby, definovanými v kapitole 3.2.

Tabulka 7: Určení chyby při výpočtu

Pacient	Součet efektivních dávek z jednotlivých projekcí	Celková efektivní dávka spočítaná zjednodušeným způsobem	Chyba vzniklá při zjednodušení výpočtu
1	0,85 mSv	0,78 mSv	8%
2	0,26 mSv	0,14 mSv	46%
3	0,52 mSv	0,70 mSv	26%
4	0,45 mSv	0,48 mSv	6%
5	0,59 mSv	0,54 mSv	8%
6	0,21 mSv	0,30 mSv	30%
7	0,77 mSv	1,06 mSv	27%
8	1,25 mSv	1,32 mSv	5%
9	0,27 mSv	0,28 mSv	4%
10	0,46 mSv	0,58 mSv	21%

Graf 5: Porovnání výsledků obou výpočtů

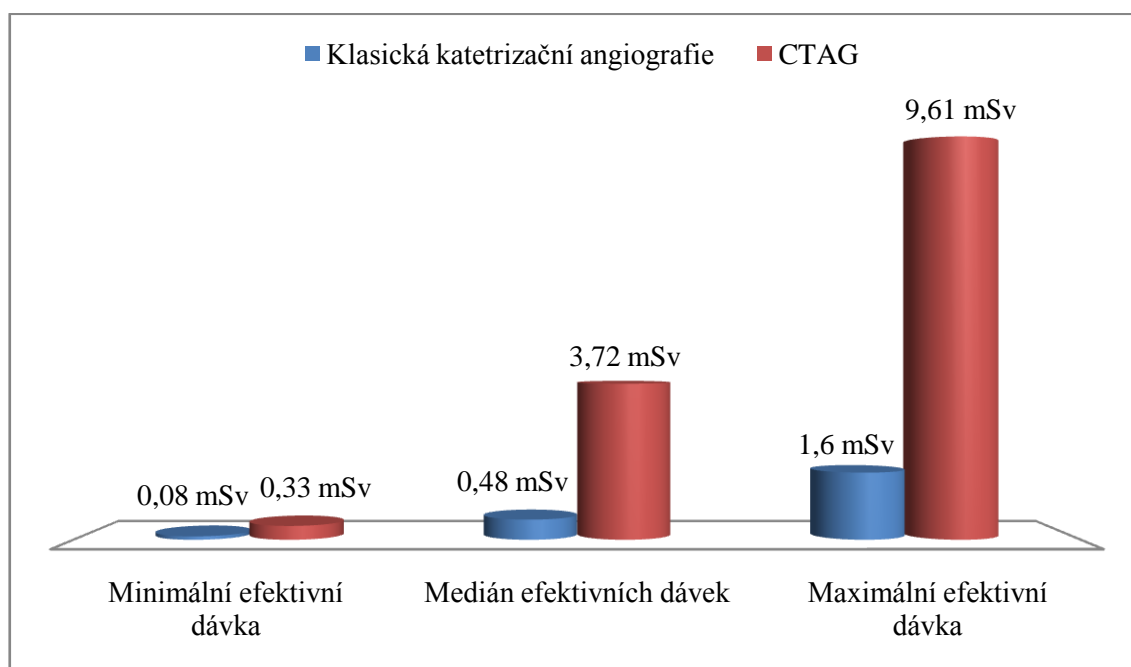


4.3 Porovnání radiační zátěže pacientů ze sledovaného období

Na základě vypočítaných efektivních dávek jsem provedla srovnání dávek, které obdrželi pacienti vyšetření dvěma porovnávanými metodami v době od 1. 7. 2008 do 30. 6. 2009.

Graf 6 ukazuje vztah mezi efektivními dávkami pacientů vyšetřených pomocí CTAG a pacientů vyšetřených klasickou katetrizační angiografií. Na první pohled je zřejmé, že vyšetření pomocí CTAG představuje pro pacienty větší radiační zátěž.

Graf 6: Srovnání efektivních dávek u jednotlivých druhů vyšetření



5 DISKUZE

Během provádění výzkumu se vyskytly problémy hned v několika oblastech. Co se týče výpočtu efektivní dávky pacientů vyšetřených pomocí CTAG, jedná se o přibližný výpočet pomocí koeficientu. Kalkulaci je možné provést i přesněji, a to pomocí programu ImpACT CT Patient Dosimetry Calculator.

Tento program je založen, stejně jako program PCXMC, na metodě Monte Carlo a pracuje s matematickým fantomem. Pro výpočet je nutné vyplnit co nejvíce údajů do tabulek uvedených v horní části *Přílohy 18*. V dolní části se pak zobrazují dávky na jednotlivé orgány a celková efektivní dávka. Rozsah snímání lze zadat i na grafickém vypočtení matematického fantomu. (10)

K tomuto programu jsem bohužel neměla přístup, neboť jeho pořízení je finančně náročné. V dubnu roku 2010 si program ImpACT zakoupil Ing. Robl a nabídl mi jej. Vzhledem k termínu odevzdání bakalářské práce však již nebylo možné program použít pro výpočet efektivních dávek v rámci mého výzkumu.

V části zaměřené na zkoumání efektivní dávky pacientů, kteří podstoupili vyšetření pomocí klasické katetrizační angiografie, jsem použila k výpočtu dvě metody. V obou z nich je přítomna nepřesnost pramenící ze skutečnosti, že zpětně nelze stanovit polohu stolu vůči C-rameni. Tento údaj je nezbytný k přesné identifikaci části těla, která byla ozářena. Po zavedení vodiče do femorální tepny si totiž lékaři pomocí skiaskopie zobrazují jeho polohu v těle pacienta. Počet těchto projekcí je individuální a ze záznamů počítače nelze zjistit, které z projekcí byly použity při snímkování jiné části těla, než hlavy. Ve svém výpočtu jsem proto všechna pole směřovala na oblast hlavy, jelikož šlo o nejpravděpodobnější lokalizaci.

V této části výzkumu, konkrétně v kapitole 4.2.2, je nápadný procentuální rozdíl mezi chybami uvedenými v *Tabulce 7 (strana 42)*. Ten může být způsoben tím, že ačkoliv je standardní vyšetřit každou cévu ve dvou projekcích, počet bočných a zadopředních projekcí se u některých z 10 zkoumaných pacientů lišil. Proto poměr 2:3,

který jsem zvolila pro rozdělení celkového DAP, ne vždy odpovídá skutečnému poměru $DAP_{lat}:DAP_{pa}$.

Z výše uvedeného vyplývá, že pro přesné stanovení efektivní dávky, kterou pacient obdržel, není možné získávat data retrospektivně. Nejlepší variantou by bylo shromažďování údajů přímo během probíhajícího vyšetření, což v případě této bakalářské práce nebylo možné z důvodu velké časové náročnosti. Údaje, jež jsou o proběhlém vyšetření k dispozici jsou podle uživatelské příručky přístroje (2) v souladu s normou EN 60 601-1.

V případě výpočtu efektivní dávky u pacientů vyšetřených pomocí CTAG jsem nejprve použila vzorec uvedený ve Věstníku Ministerstva zdravotnictví České republiky (12), který pro výpočet využívá vážený index dávky výpočetní tomografie ($CTDI_w$). Takto spočítané efektivní dávky však byly v porovnání s dostupnou literaturou velmi vysoké, a tudíž nevěrohodné. Později jsem našla jinou metodu výpočtu, popsanou v kapitole 3.1. Takto spočítané efektivní dávky již jsou srovnatelné s literaturou.

Diagnostická referenční úroveň efektivní dávky pro CTAG mozkových tepen se mi nepodařila nalézt. Výsledky výzkumu lze porovnat jedině s diagnostickou referenční úrovní efektivní dávky pro CT hlavy, která činí dle Věstníku Ministerstva zdravotnictví České republiky 2,3 mSv.⁹ Střední hodnota zjištěná při mém výzkumu je 3,72 mSv.

Publikace mezinárodní organizace UNSCEAR (1) uvádí jako střední hodnotu efektivní dávky pacientů, kterým byly vyšetřeny mozkové cévy klasickou angiografií za použití digitálního detektoru, dvě hodnoty, podložené dvěma různými studiemi. První je 7,4 mSv (studie z roku 1998) a druhá 1,6 mSv (studie z roku 1997).¹⁰ Výsledky mého výzkumu ukazují, že pacienti vyšetření v průběhu sledovaného období v Nemocnici České Budějovice obdrželi efektivní dávku v hodnotě do 1,6 mSv.

V literatuře (14) je uvedeno, že vyšetření pomocí CT je spojené s vyšší radiační zátěží než vyšetření klasickým rentgenovým přístrojem. Tato skutečnost se potvrdila i v případě angiografie.

⁹ JUDAS, Libor et al. Příloha A.1: Tabulky pro stanovení radiační zátěže dospělého pacienta při standardizovaném radiodiagnostickém vyšetření. *Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky*, 2009, ročník 2009, strana 35.

¹⁰ Annex D: Medical radiation exposures. In: *Sources and Effects of Ionizing Radiation* [online]. Vienna: UNSCEAR, 2000 [cit. 2010-04-14]. Dostupné z: <http://www.unscear.org/unscear/fr/publications/2000_1.html>. strana 383.

6 ZÁVĚR

Podobu mé bakalářské práce ovlivnily tři cíle, které jsem si vytkla. Prvním z nich bylo definování přínosů a nedostatků obou porovnávaných metod, druhým pak zmapování možných rizik pro pacienta a třetím srovnání radiační zátěže pacientů.

V kapitole Současný stav jsou v příslušných podkapitolách uvedeny přínosy a nedostatky metod včetně rizik tak, jak je uvádí odborná literatura, kterou jsem se při psaní této části řídila. Je zřejmé, že hlavní nevýhodou klasické katetrizační angiografie je její invazivita, se níž se pojí riziko některých komplikací. CTAG je oproti klasické angiografii spojeno s menším rizikem komplikací, lepšími možnostmi následného zpracování obrazu a nižší cenou vyšetření, ovšem to vše za cenu vyšší radiační zátěže a nižší prostorové rozlišovací schopnosti. První dva cíle tedy považuji za splněné.

Výzkum, který jsem prováděla, se zabýval radiační zátěží pacientů podstupujících vyšetření mozkových cév. Jeho výsledky hovoří jasně v neprospěch CTAG. Ionizující záření s ním spojené několikanásobně převyšuje ionizující záření spojené s klasickou katetrizační angiografií, čímž jsem potvrdila stanovenou hypotézu. Zároveň tím je splněn třetí cíl této práce.

Bylo by přínosné zabývat se faktem, že radiační zátěž je v případě katetrizační angiografie závislá i na lékaři, který vyšetření provádí. Záleží na jeho zručnosti a zkušenostech, zdali se bude nástřik jedné tepny opakovat nebo, zda postačí pouze jeden. Dalším kritériem je samozřejmě stav pacienta a jeho ochota spolupracovat. Ani ten nejzkušenější lékař neovlivní kvalitu zobrazení, pokud se bude pacient hýbat. Toto téma však přesahuje rámec mé práce.

Informace, které jsou v případě vyšetření katetrizační angiografií dostupné, jsou pro přesné vypočtení efektivní dávky nedostatečné, i když je splněna norma EN 60 601-1. Chybí především poloha stolu vůči C-rameni. Navíc se kvůli omezené kapacitě paměti přístroje údaje po překročení kapacity mažou a zůstávají pouze údaje v PACS, které neobsahují úhel dopadu primárního paprsku ani DAP na jednotlivé projekce. Data pro přesné spočtení efektivní dávky je tak možné získat pouze během vyšetření.

Záměrem této práce nebylo stanovit, která z metod je lepší. Volba je vždy individuální a přísluší lékaři, aby zvolil nejvhodnější z metod. Důležitou roli při jeho rozhodnutí hraje onemocnění pacienta, jeho zdravotní stav, a v neposlední řadě i výhody, nevýhody a rizika spojená s každou metodou.

7 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

1. Annex D: Medical radiation exposures. In: *Sources and Effects of Ionizing Radiation* [online]. Vienna: UNSCEAR, 2000 [cit. 2010-04-14]. Dostupné z: <http://www.unscear.org/unscear/fr/publications/2000_1.html>.
2. *AXIOM Artis: Návod k použití Svazek 1 – Bezpečnostní, technické a administrativní informace*. Siemens. 138 s.
3. BONGARTZ, G. et al. *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*. [online]. ISBN 92-828-7478-8, [cit. 2010-04-14]. Dostupné z: <http://w3.tue.nl/fileadmin/sbd/Documenten/Leergang/BSM/European_GuidelinGu_Quality_Criteria_Computed_Tomography_Eur_16252.pdf>.
4. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. 2. upravené a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2004. 673 s. ISBN 80-247-1132-X.
5. ELIŠKOVÁ, Miloslava – NAŇKA, Ondřej. *Přehled anatomie*. 1. dotisk 1. vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2006. 309 s. ISBN 80-246-1216-X.
6. FERDA, Jiří et al. *Výpočetní tomografie*. 1. vydání. Praha: Galén, 2002. 663 s. ISBN 80-7262-172-6.
7. FERDA, Jiří. *CT angiografie*. 1. vydání. Praha: Galén, 2004. 408 s. ISBN 80-7262-281-1.
8. HLAVA, Antonín. *Počátky rentgenologie v českém lékařství 1896 – 1918*. 1. vydání. Hradec Králové: Aurius, 2002. 648 s. ISBN 80-238-9276-2.
9. CHUDÁČEK, Zdeněk, *Radiodiagnostika*. 1. vydání. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. 293 s. ISBN 80-7013-114-4.
10. *Impact's ct dosimetry tool* [online]. London: CT impactscan, [cit. 2010-04-06]. Dostupné z: <<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>>.
11. *Informace pro pacienty – angiografie*. [online]. Plzeň: Klinika zobrazovacích metod, radiologie Plzeň, 31.1.2008 [cit. 2010-01-07]. Dostupné z: <<http://radiologieplzen.eu/view.php?cisloclanku=2008010004>>.

12. JUDAS, Libor et al. Příloha A.1: Tabulky pro stanovení radiační zátěže dospělého pacienta při standardizovaném radiodiagnostickém vyšetření. *Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky*, 2009, ročník 2009, s. 34 - 43.
13. KOLÁŘ, Jaromír et al. *Radiodiagnostické techniky s využitím počítačů*. 1. vydání. Praha: AVICENUM, 1991. 160 s. ISBN 80-201-0097-0.
14. Kolektiv autorů. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Azin CZ, 2000. 619 s. ISBN 80-238-3703-6.
15. KOZLOVSKÁ, Dagmar – FREITINGER SKALICKÁ, Zuzana – ZÁŠKODNÝ, Přemysl. *Úvod do praktika z radiologické fyziky* [online]. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, [cit. 2010-03-12]. Dostupné z: <http://www.zsf.jcu.cz/struktura/katedry/radio/informace-pro-studenty/ucebni_texty/studijni-obor-radiologicky-asistent/>.
16. KRAJINA, Antonín et al. *Intervenční radiologie*. 1. vydání. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. 836s. ISBN 80-86703-08-8.
17. MATZNER, Jan. *Radiační ochrana* [online]. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, 2007 [cit. 2010-02-10]. Dostupné z: <http://www.zsf.jcu.cz/struktura/katedry/radio/informace-pro-studenty/ucebni_texty/studijni-obor-radiologicky-asistent/>.
18. MECHL, Marek. Metodický list intravaskulárního podání jodových kontrastních látek. *Česká radiologie*, 2007, roč. 61, č. 1, s. 105 – 107. ISSN 1210-7883.
19. *Mozek* [online]. 1.1.2010 [cit. 2010-01-04]. Dostupné z: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Mozek>>.
20. NEKULA, Josef et al. *Radiologie*. 3. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2005. 205s. ISBN 80-244-1011-7.
21. *PCXMC 1.5 User's Guide* [online]. Helsinky: Radiation and Nuclear Safety Authority Finland (STUK), 24.9.2009 [cit. 2010-04-06]. Dostupné z: <http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en_GB/pcxmc/>.
22. PETTERSSON, Holger et al. *The Encyclopaedia of Medical Imaging*. Oslo: The NICER Institute, 1999. 528 s. ISBN 82-91942-04-8.

23. POLÁK, Josef. *Přehled středoškolské matematiky*. 8. vydání. Praha: Prometheus, 2003. 608 s. ISBN 80-7196-267-8.
24. *Problematika podání jodové kontrastní látky do žíly* [online]. Nové město na Moravě: Nemocnice Nové město na Moravě, 8.1.2010 [cit. 2010-02-03].
Dostupné z: <www.nnm.cz/oddeleni/radiologie/?problematika3.doc>.
25. REICHL, V. – VŠETIČKA, M. *Radioaktivní záření v organismu a veličiny s tím související* [online]. [cit. 2010-03-09]. Dostupné z:
<<http://fyzika.jreichl.com/index.php?sekce=browse&page=843>>.
26. RYZNAROVÁ, Zuzana. *Jodové kontrastní látky* [online]. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 12.1.2007 [cit. 2010-02-01]. Dostupné z:
<<http://portal.lf1.cuni.cz/clanek-578-jodove-kontrastni-latky>>.
27. *Směrnice rady 97/43/Euratom ze dne 30 června 1997 o ochraně zdraví osob před riziky vyplývajícími z ionizujícího záření v souvislosti s lékařským ozářením a o zrušení směrnice 84/466/Euratom*.
28. *Standard pro použití intravaskulárně aplikovaných kontrastních látek* [online]. Praha: Nemocnice Na Homolce. [cit. 2010-02-03]. Dostupné z:
<http://www.homolka.cz/common/files/rdg_standardy_pouziti_intravaskularne_aplikovanych_kontrastnich_latek.pdf>.
29. TŮMA, Stanislav. *Konvenční radiologie* [online]. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, 2007 [cit. 2010-02-10]. Dostupné z:
<http://www.zsf.jcu.cz/struktura/katedry/radio/informace-pro-studenty/ucebni_texty/studijni-obor-radiologicky-asistent/>.
30. ULLMANN, Vojtěch. *Aplikace ionizujícího záření* [online]. [cit. 2010-02-03].
Dostupné z: <<http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>>.
31. ULLMANN, Vojtěch. *Základní veličiny dozimetrie* [online]. [cit. 2010-03-09].
Dostupné z: <<http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>>.
32. VÁLEK, Vlastimil et al. *Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie*. 1. vydání. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998. 84 s. ISBN 80-7013-294-9.

33. VÍTEK, Jiří – RYŠÁNEK, Milan – PRUDIL, Ludvík. *Rentgenové vyšetřování srdce a cév*. 3. nezměněné vydání. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1991. 225s. ISBN 80-7013-104-7.
34. *Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb. ze dne 13 června 2002 o radiační ochraně ve znění pozdějších předpisů.*
35. *Výukový portál 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze* [online]. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 6.11.2006 [cit. 2010-01-07]. Dostupné z: <<http://el.lf1.cuni.cz/p30983056/>>.
36. *Zákon č. 18/1997 Sb. ze dne 24. ledna 1997 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů.*

8 KLÍČOVÁ SLOVA

CTAG

Efektivní dávka

Klasická katetrizační angiografie

Kontrastní látka

Radiační ochrana

9 PŘÍLOHY

Příloha 1: Willisův okruh

Příloha 2: Vena basalis s přítoky

Příloha 3: Povrchové žíly mozku

Příloha 4: Hluboké žíly mozku

Příloha 5: C-rameno přístroje Axiom Artis Zee dT, Siemens

Příloha 6: Schéma digitální subtrakce

Příloha 7: Klasická katetrizační angiografie – arteria vertebralis sinistra v bočné a zadopřední projekci

Příloha 8: Klasická katetrizační angiografie – arteria carotis interna sinistra v bočné a zadopřední projekci

Příloha 9: Přístroj CT Aquilion 64 TSX-101AA, Toshiba

Příloha 10: Schéma CT

Příloha 11: CTAG – Willisův okruh

Příloha 12: Průměrná roční efektivní dávka na obyvatele od různých zdrojů ionizujícího záření

Příloha 13: Limity ozáření

Příloha 14: Hodnoty radiačních váhových faktorů

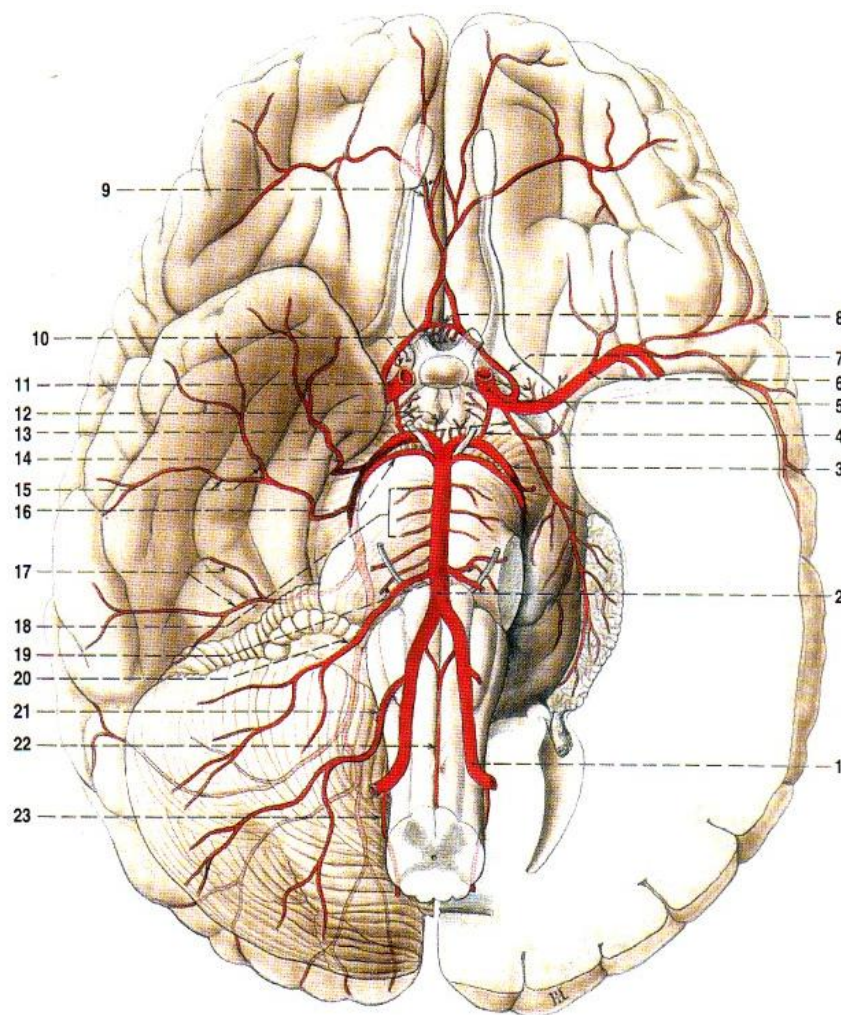
Příloha 15: Hodnoty tkáňových váhových faktorů

Příloha 16: Vztah DLP a efektivní dávky

Příloha 17: Dílčí a celkové efektivní dávky pacientů ze sledovaného období

Příloha 18: Tabulka programu ImPACT

Příloha 1: Willisův okruh



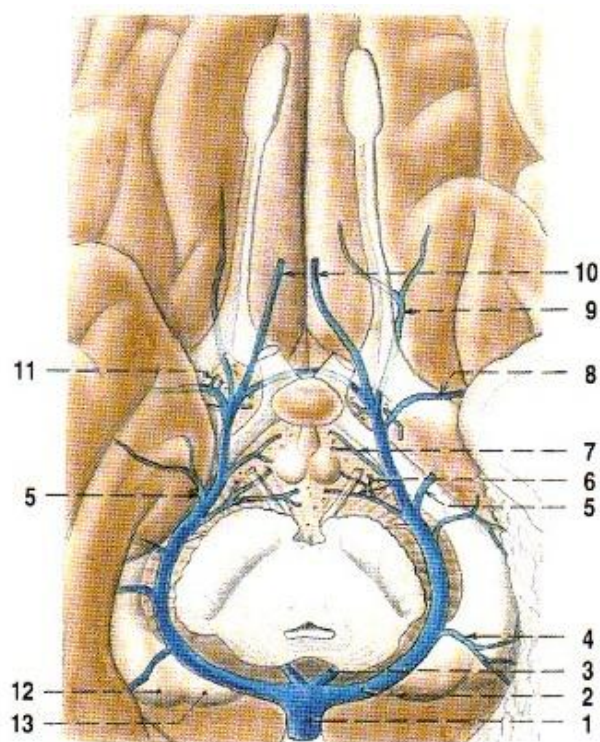
Obr. 193. TEPNY NA BAZI MOZKOVÉ S CIRCULUS ARTERIOSUS CEREBRI (WILLISI); poloschéma; v řezu hemisférou nejsou zakresleny struktury

- 1 a. vertebralis
- 2 a. basilaris
- 3 a. cerebri posterior
- 4 a. communicans posterior
- 5 a. carotis interna
- 6 a. cerebri media
- 7 a. cerebri anterior
- 8 a. communicans anterior
- 9 větvení a. cerebri anterior
- 10 aa. centrales anteromediales

- 11 aa. centrales anterolaterales
- 12 aa. centrales posteromediales
- 13 a. choroidea anterior
- 14 rr. temporales anteriores (arteriae cerebri posterioris)
- 15 rr. temporales intermedii (arteriae cerebri posterioris)
- 16 a. cerebelli superior
- 17 rr. temporales posteriores (arteriae cerebri posterioris)
- 18 aa. pontis
- 19 a. labyrinthi (a. meatus acustici interni)
- 20 a. cerebelli inferior anterior
- 21 a. cerebelli inferior posterior
- 22 a. spinalis anterior
- 23 a. spinalis posterior

Zdroj: ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3.*

Příloha 2: Vena basalis s přítoky

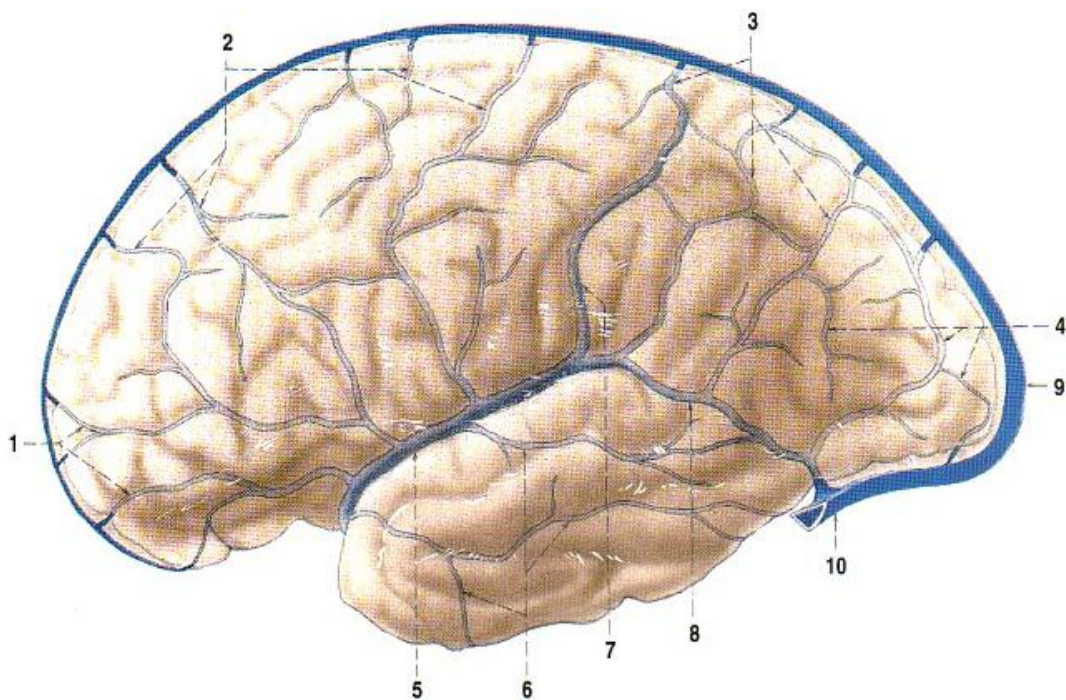


Obr. 199. VENA BASALIS A JEJÍ PŘÍTOKY; pohled na mozkovou bazi po odříznutí mozkového kmene napříč středním mozkem v úrovni colliculi inferiores

- 1 v. magna cerebri (v. Galeni)
- 2 v. basalis
- 3 v. praecentralis cerebelli
- 4 v. choroidea inferior
- 5 v. unci
- 6 vv. pedunculares
- 7 žíly z bazální plochy hypothalamu
- 8 v. cerebri media profunda
- 9 v. gyri olfactorii
- 10 vv. anteriores cerebri
- 11 vv. thalamostriatae inferiores
- 12 corpus geniculatum laterale
- 13 corpus geniculatum mediale

Zdroj: ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*.

Příloha 3: Povrchové žíly mozku



Obr. 200. POVRCHOVÉ ŽÍLY MOZKU; arachnoideou pokrytá levá hemisféra se sinus sagittalis superior; pohled na facies superolateralis

1–4 venae cerebri superiores

1 venae praefrontales

2 venae frontales

3 venae parietales

4 venae occipitales

5 vena cerebri media superficialis

6 venae cerebri inferiores – vv. temporales

7 vena anastomotica superior

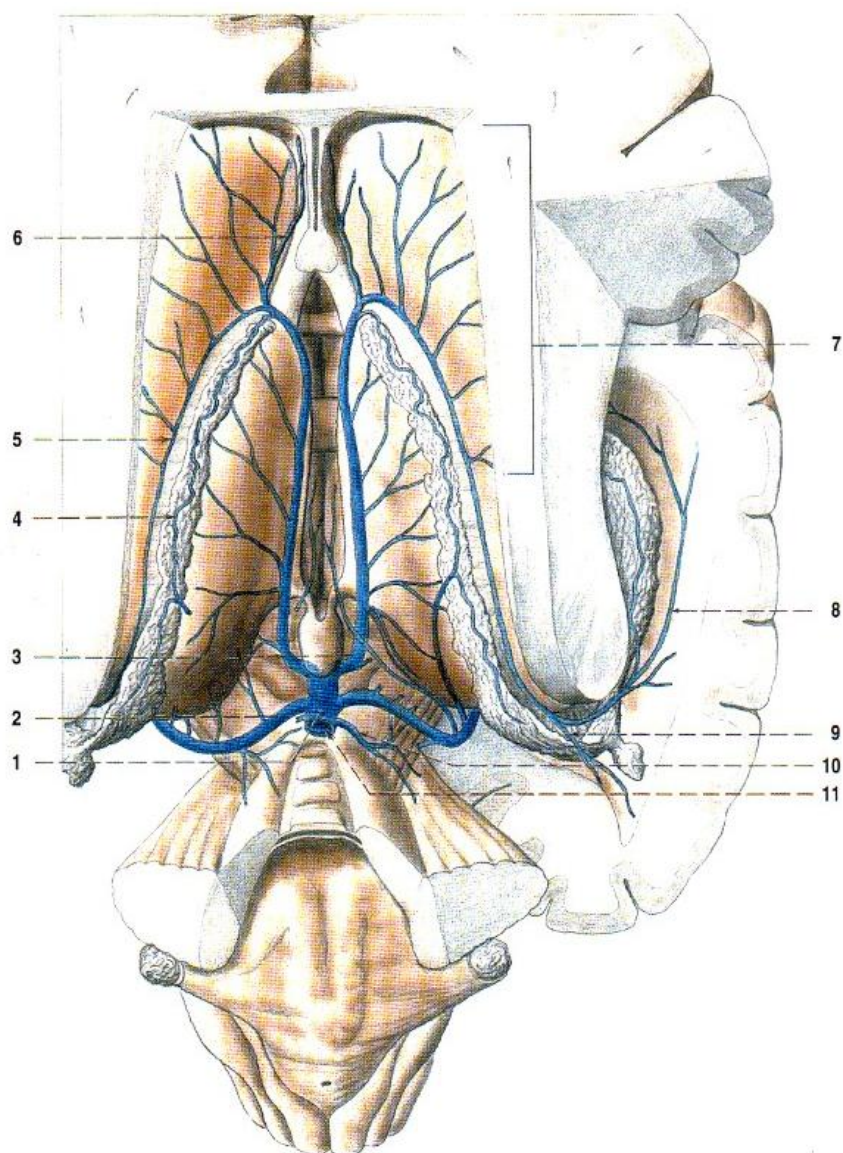
8 v. anastomotica inferior

9 sinus sagittalis superior

10 sinus transversus

Zdroj: ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3.*

Příloha 4: Hluboké žíly mozku



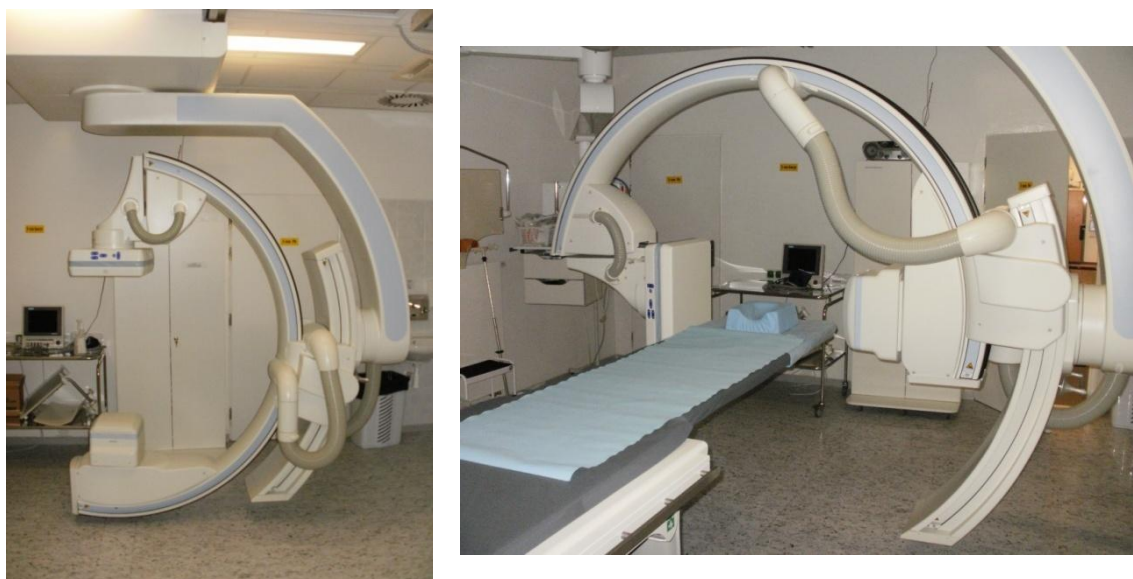
Obr. 201. HLUBOKÉ ŽÍLY MOZKU; pohled shora na thalamus a mozkový kmen; odstraněním částí hemisfér jsou otevřeny postranní mozkové komory (srov. obr. 163)

- 1 v. magna cerebri (v. Galeni)
- 2 v. basalis
- 3 vv. internae cerebri
- 4 v. choroidea superior

- 5 v. thalamostriata superior (v. terminalis)
- 6 v. septi pellucidi anterior
- 7 vv. nuclei caudati
- 8 v. lateralis atrii ventriculi lateralis
- 9 v. medialis atrii ventriculi lateralis
- 10 v. posterior corporis callosi
- 11 ústí v. magna cerebri do sinus rectus

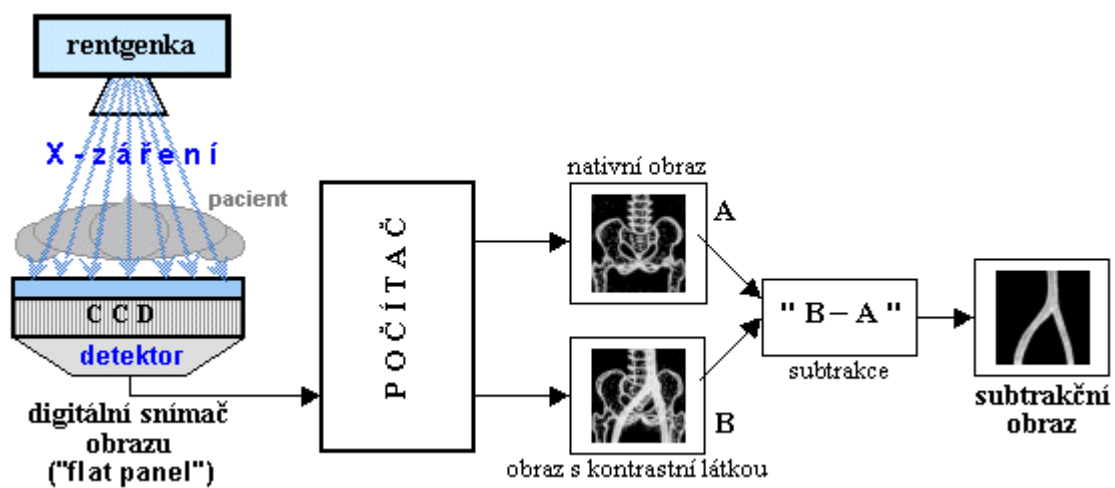
Zdroj: ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3.*

Příloha 5: C-rameno přístroje Axiom Artis Zee dT, Siemens



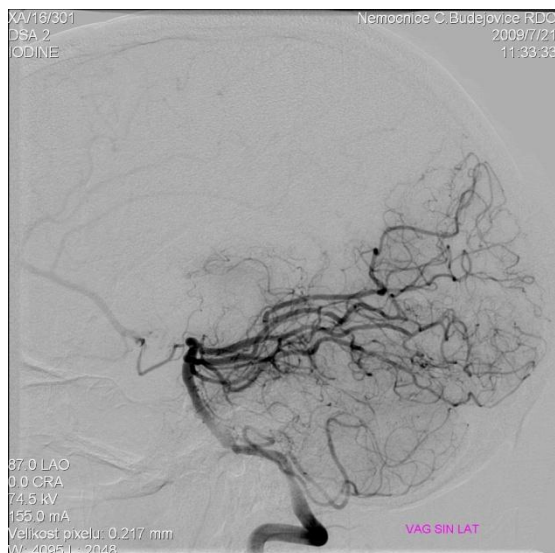
Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

Příloha 6: Schéma digitální subtrakce



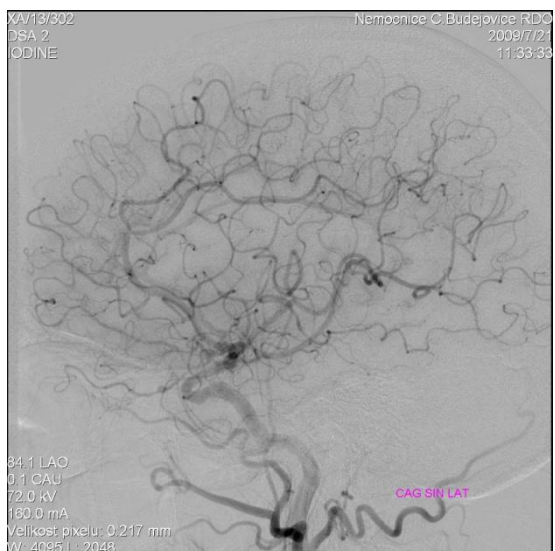
Zdroj: ULLMANN, Vojtěch. *Aplikace ionizujícího záření.*

Příloha 7: Klasická katetrizační angiografie – arteria vertebralis sinistra v bočné a zadopřední projekci



Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

Příloha 8: Klasická katetrizační angiografie – arteria carotis interna sinistra v bočné a zadopřední projekci



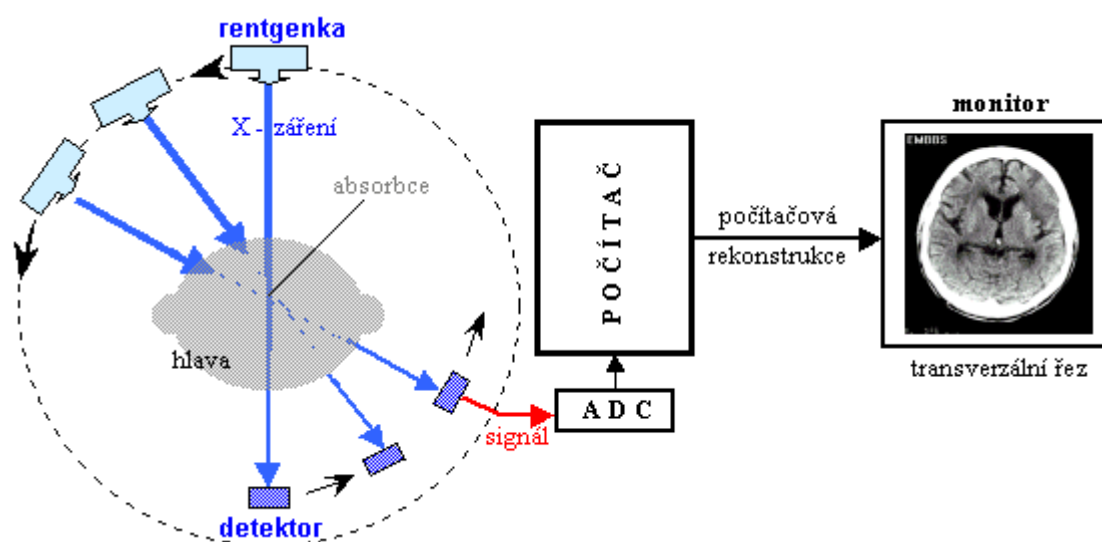
Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

Příloha 9: Přístroj CT Aquilion 64 TSX-101AA, Toshiba



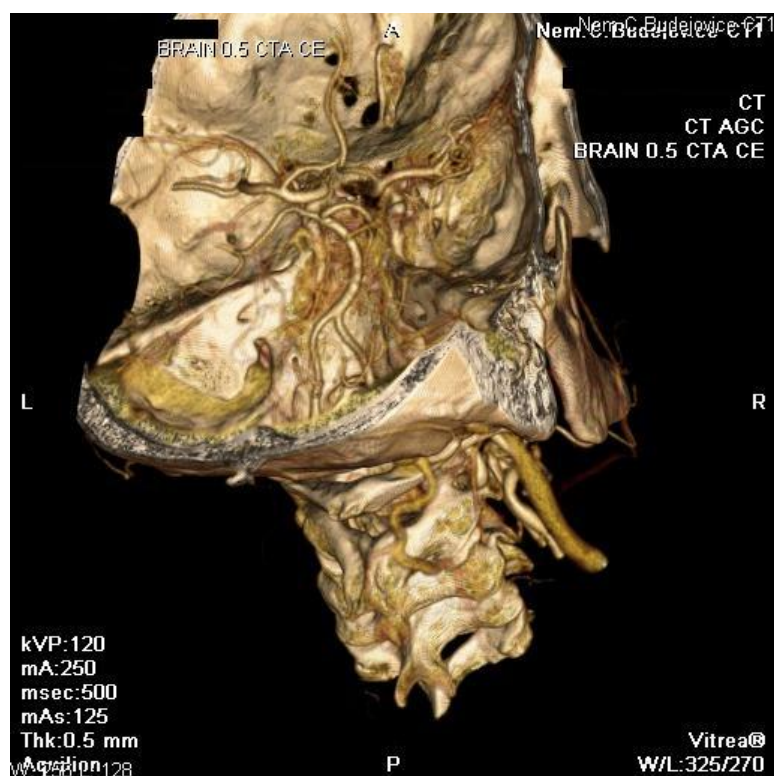
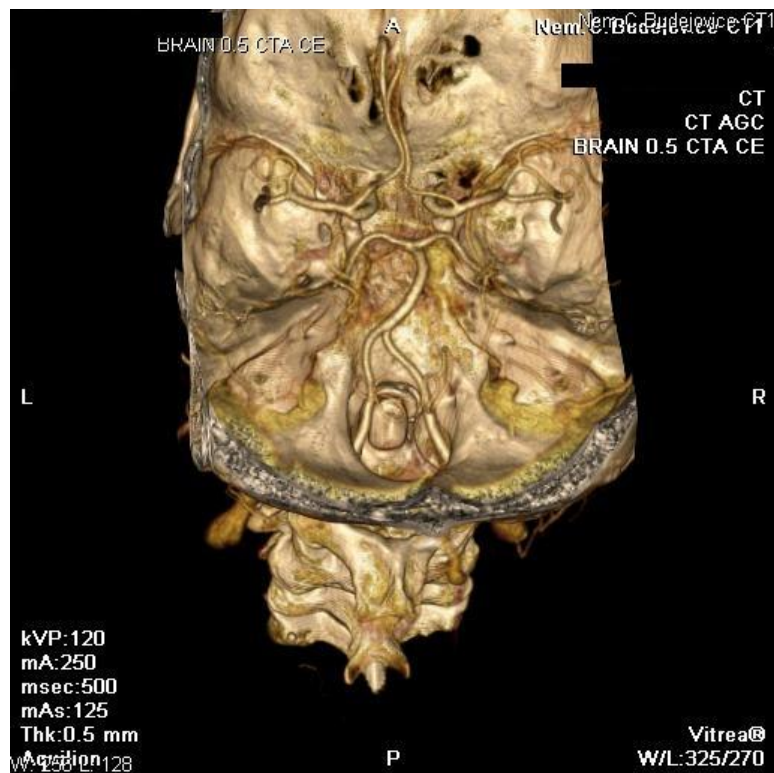
Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

Příloha 10: Schéma CT



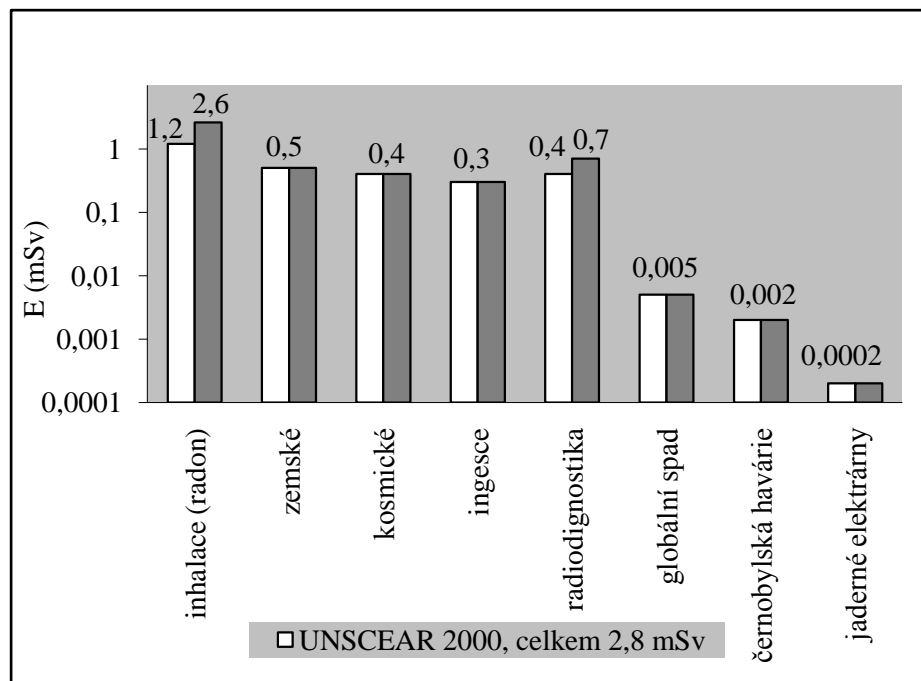
Zdroj: ULLMANN, Vojtěch. *Aplikace ionizujícího záření.*

Příloha 11: CTAG – Willisův okruh



Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

Příloha 12: Průměrná roční efektivní dávka na obyvatele od různých zdrojů ionizujícího záření



Zdroj: MATZNER, Jan. *Radiační ochrana*.

Příloha 13: Limity ozáření

Limitovaná veličina	Obecný limit	Limit pro radiační pracovníky	Limit pro učně a studenty
součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření	1 mSv/rok	100 mSv/5 roků 50 mSv/rok	6 mSv/rok
ekvivalentní dávka v oční čočce	15 mSv/rok	150 mSv/rok	50 mSv/rok
průměr. ekvivalentní dávka v 1cm ² kůže	50 mSv/rok	500 mSv/rok	150 mSv/rok
ekvivalentní dávka v prstech až předloktí a v chodidlech až po kotníky	-	500 mSv/rok	150 mSv/rok

Zdroj: MATZNER, Jan. *Radiační ochrana*.

Příloha 14: Hodnoty radiačních váhových faktorů

Typ záření a příp. energie	Radiační váhový faktor w_R
fotony	1
elektrony, miony	1
neutrony méně než 10 keV	5
neutrony, 10 keV až 100 keV	10
neutrony, 100 keV až 2 MeV	20
neutrony, 2 MeV až 20 MeV	10
neutrony, více než 20 MeV	5
protony, více než 2 MeV (mimo odražené)	5
částice alfa, těžká jádra, štěpné fragmenty	20

Zdroj: Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb. ze dne 13 června 2002 o radiační ochraně ve znění pozdějších předpisů.

Příloha 15: Hodnoty tkáňových váhových faktorů

Tkáň, orgán	Tkáňový váhový faktor w_T
gonády	0,20
červená kostní dřeň	0,12
tlusté střevo	0,12
plice	0,12
žaludek	0,12
močový měchýř	0,05
štítná žláza	0,05
játra	0,05
jícen	0,05
štítná žláza	0,05
kůže	0,01
povrch kostí	0,01
ostatní orgány a tkáně *)	0,05

*) Pro potřeby výpočtu jsou jako ostatní orgány a tkáně voleny následující tkáně a orgány: nadledvinky, mozek, vzestupná část tlustého střeva, tenké střevo, ledviny, svaly, slinivka břišní, slezina, thymus, děloha.

Zdroj: Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb. ze dne 13 června 2002 o radiační ochraně ve znění pozdějších předpisů.

Příloha 16: Vztah DLP a efektivní dávky

Pacient	DLP [mGy.cm]	E [mSv]
1	373,7	0,86
2	1543,5	3,55
3	910,7	2,09
4	859,2	1,98
5	1213,2	2,79
6	2804,4	6,45
7	1383,1	3,18
8	1475,3	3,39
9	1825,2	4,20
10	2201,5	5,06
11	1382,4	3,18
12	741,1	1,70
13	838,5	1,93
14	3030,0	6,97
15	793,8	1,83
16	2458,3	5,65
17	785,2	1,81
18	156,0	0,36
19	587,9	1,35
20	1468,2	3,38
21	266,2	0,61
22	1605,4	3,69
23	3155,7	7,26
24	576,4	1,33
25	334,0	0,77
26	1726,5	3,97
27	1583,8	3,64
28	328,6	0,76
29	408,0	0,94
30	3581,7	8,24
31	1420,3	3,27
32	3441,1	7,91
33	3066,1	7,05
34	2253,3	5,18
35	186,4	0,43
36	359,0	0,83
37	540,9	1,24

38	2594,2	5,97
39	1702,7	3,92
40	1270,4	2,92
41	1633,4	3,76
42	1177,0	2,71
43	2175,8	5,00
44	1658,9	3,82
45	436,0	1,00
46	1323,4	3,04
47	1531,4	3,52
48	1537,1	3,54
49	1727,6	3,97
50	1895,3	4,36
51	431,6	0,99
52	474,5	1,09
53	1551,3	3,57
54	401,9	0,92
55	2418,3	5,56
56	3297,3	7,58
57	3344,7	7,69
58	1509,2	3,47
59	1395,5	3,21
60	1366,3	3,14
61	571,9	1,32
62	3075,9	7,07
63	1851,2	4,26
64	585,5	1,35
65	525,6	1,21
66	1314,0	3,02
67	1514,5	3,48
68	551,9	1,27
69	361,3	0,83
70	538,3	1,24
71	1569,4	3,61
72	3287,2	7,56
73	1559,7	3,59
74	1416,9	3,26
75	2374,4	5,46

Pacient	DLP [mGy.cm]	E [mSv]
76	460,1	1,06
77	1497,0	3,44
78	424,3	0,98
79	1389,9	3,20
80	1709,8	3,93
81	1511,2	3,48
82	2927,7	6,73
83	2726,0	6,27
84	1619,1	3,72
85	2926,0	6,73
86	2467,6	5,68
87	927,9	2,13
88	1537,9	3,54
89	1551,2	3,57
90	783,7	1,80
91	1901,7	4,37
92	1709,6	3,93
93	2358,3	5,42
94	1579,8	3,63
95	1359,6	3,13
96	3070,6	7,06
97	923,5	2,12
98	1511,6	3,48
99	3058,6	7,03
100	2880,2	6,62
101	2236,4	5,14
102	770,6	1,77
103	2693,9	6,20
104	3406,1	7,83
105	1413,4	3,25
106	4177,0	9,61
107	1413,2	3,25
108	630,9	1,45
109	869,2	2,00
110	934,3	2,15
111	142,1	0,33
112	304,3	0,70
113	1365,1	3,14
114	996,0	2,29

115	1538,2	3,54
116	2471,9	5,69
117	2510,9	5,78
118	1437,6	3,31
119	920,4	2,12
120	3024,0	6,96
121	1769,9	4,07
122	2912,6	6,70
123	3047,1	7,01
124	674,5	1,55
125	1468,2	3,38
126	1599,1	3,68
127	493,6	1,14
128	834,9	1,92
129	2203,1	5,07
130	1659,2	3,82
131	2691,0	6,19
132	1683,5	3,87
133	3300,1	7,59
134	2167,7	4,99
135	871,6	2,00
136	1164,0	2,68
137	2445,9	5,63
138	1535,7	3,53
139	427,9	0,98
140	3223,3	7,41
141	2406,4	5,53
142	2280,7	5,25
143	1318,5	3,03
144	3213,8	7,39
145	2889,4	6,65
146	481,1	1,11
147	1555,1	3,58
148	2882,3	6,63
149	2487,7	5,72
150	1559,7	3,59
151	2577,3	5,93
152	1728,7	3,98
153	518,4	1,19
154	3604,8	8,29

Pacient	DLP [mGy.cm]	E [mSv]
155	461,3	1,06
156	3022,7	6,95
157	1540,2	3,54
158	2627,5	6,04
159	3119,9	7,18
160	1521,0	3,50
161	2131,8	4,90
162	1010,3	2,32
163	1505,0	3,46
164	2754,8	6,34
165	2484,3	5,71
166	411,2	0,95
167	516,7	1,19
168	2298,7	5,29
169	335,2	0,77
170	1992,6	4,58
171	2846,2	6,55
172	3590,2	8,26
173	2529,9	5,82
174	2728,4	6,28
175	903,8	2,08
176	1441,8	3,32
177	1611,6	3,71
178	2647,7	6,09
179	1782,3	4,10
180	565,2	1,30
181	831,1	1,91
182	1057,4	2,43
183	1500,3	3,45
184	750,3	1,73
185	701,2	1,61
186	657,9	1,51
187	2467,8	5,68
188	741,7	1,71
189	2172,9	5,00
190	1592,7	3,66
191	1666,2	3,83
192	1554,8	3,58
193	3342,7	7,69

194	175,7	0,40
195	1709,3	3,93
196	1693,3	3,89
197	884,1	2,03
198	1538,5	3,54
199	701,6	1,61
200	1688,3	3,88
201	1485,7	3,42
202	1708,2	3,93
203	2252,8	5,18
204	1660,8	3,82
205	3011,9	6,93
206	1816,7	4,18
207	3424,4	7,88
208	3124,8	7,19
209	3002,9	6,91
210	505,1	1,16
211	418,5	0,96
212	444,7	1,02
213	750,1	1,73
214	1493,9	3,44
215	583,3	1,34
216	2529,9	5,82
217	1901,3	4,37
218	1619,9	3,73
219	3135,2	7,21
220	1516,4	3,49
221	2888,0	6,64
222	1363,0	3,13
223	2260,5	5,20
224	1350,6	3,11
225	1541,5	3,55
226	427,7	0,98
227	2696,2	6,20
228	2323,4	5,34
229	1579,4	3,63
230	3505,4	8,06
231	1610,4	3,70
232	1264,5	2,91
233	2213,7	5,09

Pacient	DLP [mGy.cm]	E [mSv]
234	2574,4	5,92
235	1674	3,85
236	3195,1	7,35
237	2479,4	5,70
238	500,0	1,15
239	3460,5	7,96
240	2680,3	6,16
241	802,4	1,85
242	2425,3	5,58
243	850,8	1,96
244	1535,6	3,53
245	1785,3	4,11
246	2313	5,32
247	734,7	1,69
248	3069,9	7,06
249	2070,1	4,76
250	3397,4	7,81
251	2624,6	6,04
252	2328,8	5,36
253	3638,0	8,37
254	1434,4	3,30
255	1689,4	3,89
256	1970,3	4,53
257	1677,1	3,86
258	3244,2	7,46
259	1546,5	3,56
260	3282,9	7,55
261	3021,0	6,95
262	473,0	1,09
263	2678,2	6,16
264	2939,3	6,76
265	2677,1	6,16
266	2940,9	6,76
267	3087,2	7,10
268	820,1	1,89
269	1441,0	3,31
270	1701,8	3,91
271	2789,4	6,42
272	461,2	1,06

273	1032,4	2,37
274	2296,2	5,28
275	1988,9	4,57
276	819,1	1,88
277	2387,1	5,49
278	2483,5	5,71
279	2666,6	6,13
280	345,2	0,79
281	3990,5	9,18
282	1521,6	3,50
283	692,0	1,59
284	2662,9	6,12
285	371,9	0,86
286	2791,9	6,42
287	2972,6	6,84
288	1564,5	3,60
289	1913,7	4,40
290	2708,5	6,23
291	1372,1	3,16
292	1744,7	4,01
293	1603,0	3,69
294	2869,6	6,60
295	3088,7	7,10
296	894,4	2,06
297	1424,3	3,28
298	3184,8	7,33
299	3851,8	8,86
300	301,2	0,69
301	3023,5	6,95
302	2655,5	6,11
303	334,9	0,77
304	1714,7	3,94
305	1114,5	2,56
306	1563,1	3,60
307	2846,5	6,55
308	1303,7	3,00
309	2604,6	5,99
310	2303,7	5,30
311	2478,1	5,70
312	445,0	1,02

Pacient	DLP [mGy.cm]	E [mSv]
313	2697,7	6,20
314	296,9	0,68
315	2941,0	6,76
316	1664,7	3,83

317	1491,9	3,43
318	2133,0	4,91
319	2248,9	5,17
320	2858,7	6,58

Zdroj: Vlastní výzkum

Příloha 17: Dílčí a celkové efektivní dávky pacientů ze sledovaného období

Pacient	DAP [mGy.cm ²]	DAP _{lat} [mGy.cm ²]	DAP _{pa} [mGy.cm ²]	E _{lat} [mSv]	E _{pa} [mSv]	E [mSv]
1	14876	5950,4	8925,6	0,06	0,06	0,12
2	73690	29476	44214	0,30	0,30	0,60
3	135270	54108	81162	0,56	0,56	1,12
4	63210	25284	37926	0,26	0,26	0,52
5	54350	21740	32610	0,22	0,22	0,44
6	100490	40196	60294	0,41	0,41	0,82
7	38378	15351,2	23026,8	0,16	0,16	0,32
8	110360	44144	66216	0,45	0,45	0,90
9	63570	25428	38142	0,26	0,26	0,52
10	78237	31294,8	46942,2	0,32	0,32	0,64
11	14597	5838,8	8758,2	0,06	0,06	0,12
12	62689	25075,6	37613,4	0,26	0,26	0,52
13	77810	31124	46686	0,32	0,32	0,64
14	102760	41104	61656	0,42	0,42	0,84
15	26376	10550,4	15825,6	0,11	0,11	0,22
16	84394	33757,6	50636,4	0,35	0,35	0,70
17	101930	40772	61158	0,42	0,42	0,84
18	75496	30198,4	45297,6	0,31	0,31	0,62
19	62030	24812	37218	0,25	0,25	0,50
20	80009	32003,6	48005,4	0,33	0,33	0,66
21	70680	28272	42408	0,29	0,29	0,58
22	44327	17730,8	26596,2	0,18	0,18	0,36
23	44814	17925,6	26888,4	0,18	0,18	0,36
24	94835	37934	56901	0,39	0,39	0,78
25	14592	5836,8	8755,2	0,06	0,06	0,12
26	14440	5776	8664	0,06	0,06	0,12
27	56190	22476	33714	0,23	0,23	0,46
28	24515	9806	14709	0,10	0,10	0,20
29	193910	77564	116346	0,80	0,80	1,60
30	72564	29025,6	43538,4	0,30	0,30	0,60
31	49278	19711,2	29566,8	0,20	0,20	0,40
32	64297	25718,8	38578,2	0,26	0,26	0,52
33	43000	17200	25800	0,18	0,18	0,36
34	31720	12688	19032	0,13	0,13	0,26
35	30606	12242,4	18363,6	0,13	0,13	0,26
36	34848	13939,2	20908,8	0,14	0,14	0,28
37	57315	22926	34389	0,23	0,24	0,47

Pacient	DAP [mGy.cm ²]	DAP _{lat} [mGy.cm ²]	DAP _{pa} [mGy.cm ²]	E _{lat} [mSv]	E _{pa} [mSv]	E [mSv]
38	52850	21140	31710	0,22	0,22	0,44
39	77368	30947,2	46420,8	0,32	0,32	0,64
40	54933	21973,2	32959,8	0,23	0,23	0,46
41	58647	23458,8	35188,2	0,24	0,24	0,48
42	37790	15116	22674	0,16	0,16	0,32
43	92770	37108	55662	0,38	0,38	0,76
44	49214	19685,6	29528,4	0,20	0,20	0,40
45	52865	21146	31719	0,22	0,22	0,44
46	47440	18976	28464	0,19	0,19	0,38
47	52564	21025,6	31538,4	0,22	0,22	0,44
48	27366	10946,4	16419,6	0,11	0,11	0,22
49	75681	30272,4	45408,6	0,31	0,31	0,62
50	46628	18651,2	27976,8	0,19	0,19	0,38
51	46040	18416	27624	0,19	0,19	0,38
52	58595	23438	35157	0,24	0,24	0,48
53	24007	9602,8	14404,2	0,10	0,10	0,20
54	57271	22908,4	34362,6	0,24	0,24	0,48
55	82532	33012,8	49519,2	0,34	0,34	0,68
56	91312	36524,8	54787,2	0,37	0,38	0,75
57	51561	20624,4	30936,6	0,21	0,21	0,42
58	134570	53828	80742	0,55	0,55	1,10
59	65756	26302,4	39453,6	0,27	0,27	0,54
60	60742	24296,8	36445,2	0,25	0,25	0,50
61	47131	18852,4	28278,6	0,19	0,19	0,38
62	153320	61328	91992	0,63	0,63	1,26
63	107880	43152	64728	0,44	0,44	0,88
64	155180	62072	93108	0,64	0,64	1,28
65	64589	25835,6	38753,4	0,27	0,27	0,54
66	59436	23774,4	35661,6	0,24	0,24	0,48
67	37579	15031,6	22547,4	0,15	0,15	0,30
68	45044	18017,6	27026,4	0,18	0,19	0,37
69	31517	12606,8	18910,2	0,13	0,13	0,26
70	43348	17339,2	26008,8	0,18	0,18	0,36
71	59890	23956	35934	0,25	0,25	0,50
72	9406	3762,4	5643,6	0,04	0,04	0,08
73	42608	17043,2	25564,8	0,17	0,18	0,35
74	53907	21562,8	32344,2	0,22	0,22	0,44
75	60923	24369,2	36553,8	0,25	0,25	0,50
76	60806	24322,4	36483,6	0,25	0,25	0,50

Pacient	DAP [mGy.cm ²]	DAP _{lat} [mGy.cm ²]	DAP _{pa} [mGy.cm ²]	E _{lat} [mSv]	E _{pa} [mSv]	E [mSv]
77	67503	27001,2	40501,8	0,28	0,28	0,56
78	70407	28162,8	42244,2	0,29	0,29	0,58
79	71457	28582,8	42874,2	0,29	0,30	0,59
80	112030	44812	67218	0,46	0,46	0,92
81	17611	7044,4	10566,6	0,07	0,07	0,14
82	133920	53568	80352	0,55	0,55	1,10
83	75250	30100	45150	0,31	0,31	0,62
84	62960	25184	37776	0,26	0,26	0,52
85	50363	20145,2	30217,8	0,21	0,21	0,42
86	102280	40912	61368	0,42	0,42	0,84
87	9743	3897,2	5845,8	0,04	0,04	0,08
88	54510	21804	32706	0,22	0,22	0,44
89	22018	8807,2	13210,8	0,09	0,09	0,18
90	11992	4796,8	7195,2	0,05	0,05	0,10
91	175590	70236	105354	0,72	0,72	1,44
92	66656	26662,4	39993,6	0,27	0,27	0,54
93	17113	6845,2	10267,8	0,07	0,07	0,14
94	108650	43460	65190	0,45	0,45	0,90
95	130240	52096	78144	0,53	0,53	1,06
96	83450	33380	50070	0,34	0,34	0,68
97	38851	15540,4	23310,6	0,16	0,16	0,32
98	155210	62084	93126	0,64	0,64	1,28
99	84707	33882,8	50824,2	0,35	0,35	0,70
100	74622	29848,8	44773,2	0,31	0,31	0,62
101	103020	41208	61812	0,42	0,42	0,84
102	38015	15206	22809	0,16	0,16	0,32
103	50874	20349,6	30524,4	0,21	0,21	0,42
104	55636	22254,4	33381,6	0,23	0,23	0,46
105	19936	7974,4	11961,6	0,08	0,08	0,16
106	66258	26503,2	39754,8	0,27	0,27	0,54
107	58584	23433,6	35150,4	0,24	0,24	0,48
108	110160	44064	66096	0,45	0,45	0,90
109	73632	29452,8	44179,2	0,30	0,30	0,60
110	77238	30895,2	46342,8	0,32	0,32	0,64
111	82275	32910	49365	0,34	0,34	0,68
112	46503	18601,2	27901,8	0,19	0,19	0,38
113	8600	3440	5160	0,04	0,04	0,08
114	61200	24480	36720	0,25	0,25	0,50
115	33926	13570,4	20355,6	0,14	0,14	0,28

Pacient	DAP [mGy.cm²]	DAP_{lat} [mGy.cm²]	DAP_{pa} [mGy.cm²]	E_{lat} [mSv]	E_{pa} [mSv]	E [mSv]
116	82051	32820,4	49230,6	0,34	0,34	0,68
117	44893	17957,2	26935,8	0,18	0,18	0,36
118	93788	37515,2	56272,8	0,39	0,39	0,78
119	49113	19645,2	29467,8	0,20	0,20	0,40
120	63191	25276,4	37914,6	0,26	0,26	0,52
121	45079	18031,6	27047,4	0,19	0,19	0,38
122	60037	24014,8	36022,2	0,25	0,25	0,50
123	32640	13056	19584	0,13	0,13	0,26
124	29283	11713,2	17569,8	0,12	0,12	0,24
125	58438	23375,2	35062,8	0,24	0,24	0,48
126	102610	41044	61566	0,42	0,42	0,84
127	44574	17829,6	26744,4	0,18	0,18	0,36
128	89544	35817,6	53726,4	0,37	0,37	0,74
129	51137	20454,8	30682,2	0,21	0,21	0,42
130	124880	49952	74928	0,51	0,51	1,02
131	9721	3888,4	5832,6	0,04	0,04	0,08
132	47221	18888,4	28332,6	0,19	0,19	0,38
133	65427	26170,8	39256,2	0,27	0,27	0,54

Zdroj: Vlastní výzkum

Příloha 18: Tabulka programu ImPACT

1	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	
2	ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator												
3	Version 1.0 28/08/2009												
4													
5	Scanner Model:						Acquisition Parameters:						
6	Manufacture	Siemens					Tube current	100	mA				
7	Scanner:	Siemens Emotion 6					Rotation time	1	s				
8	kV:	120					Spiral pitch	1					
9	Scan Region	Body					mAs / Rotation	100	mAs				
10	Data Set	MCSET19			Update Data Set		Effective mAs	100	mAs				
11	Current Data	MCSET19					Collimation	12	mm				
12	Scan range												
13	Start Position	20	cm	Get From Phantom Diagram		Rel. CTDI	Look up	1.15	at selected collimation				
14	End Position	45	cm			CTDI (air)	Look up	30.6	mGy/100mAs				
15													
16	Organ weighting scheme	ICRP 60					CTDI (soft tissue)	Look up	32.7	mGy/100mAs			
17													
18							CTDI _w	10.7	mGy				
19							CTDI _{w,l}	10.7	mGy				
20							DLP	268	mGy.cm				
21					Organ	w_T	H_T (mGy)	w_TH_T	Remainder Organs				H_T (mGy)
22					Gonads	0.2	1.1	0.23	Adrenals				13
23					Bone Marrow	0.12	3.4	0.41	Small Intestine				9.5
24					Colon	0.12	7.4	0.89	Kidney				17
25					Lung	0.12	3.1	0.37	Pancreas				13
26					Stomach	0.12	15	1.8	Spleen				14
27					Bladder	0.05	0.54	0.027	Thymus				0.53
28					Breast	0.05	0.64	0.032	Uterus				1.9
29					Liver	0.05	14	0.72	Muscle				3.4
30					Desophagus (Thymus)	0.05	0.53	0.026	Brain				0.0025
31					Thyroid	0.05	0.044	0.0022	Not Applicable				N/A
32					Skin	0.01	2.8	0.028	Not Applicable				N/A
33					Bone Surface	0.01	5.3	0.053	Not Applicable				N/A
34					Not Applicable	0	0	0	Not Applicable				N/A
35					Not Applicable	0	0	0	Other organs of interest				H_T (mGy)
36					Remainder	0.025	3.5	0.087	Eye lenses				0.004
37					Kidneys	0.025	17	0.42	Testes				0.041
38					Total Effective Dose (mSv)			5.1	Ovaries				2.2
39									Uterus				1.9
40									Prostate				0.54
41													
42	Scan Description /												
43	Comments												
44													
45													
46													
47													
48	© Nicholas Keat for ImPACT, 2000-2009												
49	Imaging Performance Assessment of CT Scanners, an MHRA Evaluation centre												
50	http://www.impactscan.org												
51													

Zdroj: *Impact's ct dosimetry tool.*