

Univerzita Karlova Lékařská fakulta v Plzni



Dizertační práce

Optimalizace expozičních hodnot při výpočetní tomografii Perfuzní CT mozku

Klinika zobrazovacích metod

školitel: doc. MUDr. Jan Baxa, Ph.D.

Plzeň 2019

MUDr. Jiří Bejček

Velmi děkuji svému školiteli doc. MUDr. Janu Baxovi, Ph.D. za odborné vedení při psaní dizertační práce a také během celého postgraduálního studia.

Prohlašuji, že jsem tuto disertační práci vypracoval samostatně a výhradně s použitím citovaných pramenů, literatury a dalších odborných zdrojů. Beru na vědomí, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorského zákona v platném znění, zejména skutečnost, že Univerzita Karlova v Praze má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona.

V Plzni, dne.....

podpis:

Téma:

Optimalizace expozičních hodnot při výpočetní tomografii
MUDr. Jiří Bejček, Klinika zobrazovacích metod, FN Plzeň

Úvod:

Cévní mozková příhoda se řadí k jednomu z nejčastějších onemocnění v lidské populaci, v ekonomicky vyspělých zemích je druhou nejčastější příčinou úmrtí. Včasná diagnostika a rychlé zahájení léčby hraje klíčovou roli. Pomocí výpočetní tomografie lze časně diagnostikovat cévní mozkovou příhodu a zvolit optimální terapii pro pacienta. Narůstající počty CT vyšetření však zvyšují radiační zátěž populace.

Cíl:

Cílem předkládané práce bylo analyzovat stroke protokol používaný na Klinice zobrazovacích metod v Plzni, který se používá v diagnostice akutní mozkové ischemie. Dále bylo cílem navrhnout úpravu protokolu s cílem snížit radiační zátěž, zachovat diagnostickou kvalitu zobrazení pro hodnocení a ověřit proveditelnost v praxi.

Metodika:

Retrospektivně byly analyzovány cirkulační časy původního (testovacího) souboru. Na základě této analýzy byl zaveden zkrácený protokol podle testovacího bolusu prováděného při CT angiografii. Tímto protokolem bylo vyšetřeno 134 pacientů. Následně bylo provedeno snížení napětí na 70 kV a vyšetřeno 108 pacientů. Další úprava protokolu byla provedena podle šíře křivky testovacího bolusu. Tímto protokolem bylo vyšetřeno 38 pacientů. Bylo zhodnoceno snížení radiační zátěže pomocí standardně používaných ukazatelů dávky $CTDI_{vol}$ a DLP a následně proveden přepočít na efektivní dávku. Dále byla posouzena diagnostická kvalita zobrazení pro hodnocení.

Výsledky:

U původního (testovacího) souboru byla průměrná hodnota signifikantního vzestupu denzity v aorta ascendens během testovacího bolusu 9,4 s (5–17 s), průměrná hodnota maximální denzity 24,7 s (9–26 s) a průměrná hodnota, kdy již denzita neklesala, byla 21,5 s (15–47 s). Průměrná hodnota signifikantního vzestupu denzity v arteria cerebria media (ACM) během perfuzního vyšetření byla 11,9 s (50–18 s), průměrná hodnota maximální denzity 23,5 s (15–48 s), Průměrná hodnota maximální denzity v sinus sagittalis superior (SSS) byla 23,5 s (15–48 s), průměrná hodnota, kdy již denzita dále neklesala, byla 40 s (29–50 s). Kromě jednoho vyšetření dosahovala všechna vyšetření u optimalizovaných protokolů dostatečné obrazové kvality pro stanovení diagnózy a rozhodnutí o další terapii. Došlo ke snížení obrazových dat (počtu vrstev) pro hodnocení z 4470 (původní protokol) postupně až na 1204 (optimalizovaný protokol číslo 3). U všech optimalizovaných protokolů došlo ke snížení radiační zátěže. Nejvíce se snížila radiační zátěž u optimalizovaného protokolu 3, kde bylo dosaženo redukce dávky o 68% proti původnímu protokolu.

Závěr:

V naší práci jsme prokázali, že lze účinně využít časové údaje z testovacího bolusu k naplánování skenování perfuzního vyšetření. Touto úpravou lze navíc se současným použitím snížené hodnoty napětí významně redukovat radiační zátěž a zároveň zachovat optimální diagnostickou kvalitu pro hodnocení.

Topic:

Optimization of exposure values in computed tomography
MUDr. Jiří Bejček, Department of Imaging Methods, FH Pilsen

Introduction:

Stroke is one of the most frequent diseases in the human population, the second most frequent cause of death in economically developed countries. Early diagnosis and rapid treatment play a key role. Computed tomography can be used to diagnose stroke and select optimal therapy for the patient. However, rising CT scans increase the radiation exposure of the population.

Aim:

The aim of this work was to analyze the stroke protocol used in the Department of Imaging Methods in Pilsen, which is used in the diagnosis of acute cerebral ischemia. In addition, the aim was to design a modification of the protocol in order to reduce the radiation exposure, maintain the diagnostic quality of the image for evaluation and verify the feasibility in daily routine.

Methods:

The circulation times of the original (test) protocol were analyzed retrospectively. Based on this analysis, a shortened protocol was set according to test bolus performed in CT angiography. 134 patients were examined with this protocol. Subsequently, a reduction of the voltage to 70 kV was performed and 108 patients were examined. Further protocol adjustments were made according to the width of test bolus curve. 38 patients were examined with this protocol. Reduction of the radiation exposure was assessed by the standard dose indicators $CTDI_{vol}$ and DLP and then it was converted to effective dose. Furthermore, the diagnostic quality of the image for evaluation was assessed.

Results:

In the original (test) protocol, the mean value of the significant increase of density in ascending aorta during test bolus was 9.4 s (5–17 s), the mean maximum density was 24.7 s (9–26 s) and the mean value of no longer decreasing density was 21.5 s (15–47 s). The mean value of significant increase density in arteria cerebri media (ACM) during perfusion was 11.9 s (50–18 s), mean maximum density was 23.5 s (15–48 s), the mean value of maximum density in sinus sagittalis superior (SSS) was 23.5 s (15–48 s), the mean value of no longer decreasing density was 40 s (29–50 s). Except of one examination, all examinations of optimized protocols achieved sufficient image quality for diagnosis and decision for further therapy. Image data (number of layers) has been reduced from 4470 (original protocol) to 1204 (optimized protocol 3). All of the optimized protocols have reduced radiation exposure. Radiation exposure was most reduced in optimized protocol 3, where a dose reduction of 68% was achieved against the original protocol.

Conclusion:

This work has demonstrated that data of test bolus can be used effectively to set a perfusion scan. Moreover, with this modification, the radiation exposure can be significantly reduced with the simultaneous use of a reduced voltage value, while maintaining optimal diagnostic quality for evaluation.

OBSAH

1 Úvod do problematiky	8
2 Technika CT vyšetření	10
2.1 Historie výpočetní tomografie	10
2.2 Konstrukce CT přístroje	10
2.3 Počet CT přístrojů a vyšetření v České republice	12
2.4 Primární skenovací parametry	14
2.5 Dual energy CT (DE-CT)	16
2.6 Perfuzní CT	19
2.7 Monitorace dávky při CT	21
3 Možnosti optimalizace a redukce dávky	25
3.1 Provedení vyšetření	25
3.1.1 Centrace pacienta	26
3.1.2 Rozsah vyšetření	27
3.1.3 Vícefázová vyšetření	28
3.1.4 Automatická modulace proudu	29
3.2 Nízkodávková CT vyšetření	31
3.2.1 Ultra nízkodávkové CT	32
3.3 Iterativní rekonstrukce	33
3.4 Cínový filtr	35
3.5 Současné technické aspekty a možný budoucí vývoj	36
3.6 Vývoj radiační zátěže	38
4 Cévní mozková příhoda	42
4.1 Ischemická cévní mozková příhoda	42
4.2 Hemoragická cévní mozková příhoda	44
4.3 Patofyziologie ischemické CMP	46
4.4 Terapeutické okno	48
4.5 Stroke protokol	48
4.5.1 Stroke protokol používaný na Klinice zobrazovacích metod FN Plzeň	51
5 Cíl práce	53
6 Materiál a metodika	55
6.1 Soubory pacientů	55
6.2 Technika vyšetření	56
6.3 Způsob analýzy obrazových dat a radiační zátěže	60
7 Výsledky	62
7.1 Analýza perfuzního vyšetření / intrakraniální cirkulace	62
7.2 Analýza testovacího bolusu / oběhu pacienta	64
7.3 Srovnání testovacího bolusu s intrakraniální cirkulací	65
7.4 Optimalizované protokoly	65

7.5 Analýza radiační zátěže	66
8 Diskuze	70
9 Závěr	76
10 Literatura	78
11 Zkratky	89
12 Publikační činnost	91

Teoretická část

1 Úvod do problematiky

Neustálý technologický vývoj v oblasti zdravotnictví je možná nejvýrazněji patrný v případě zobrazovacích metod. Díky rychlému rozvoji výpočetní techniky a zdokonalení technických prvků se radiologie a obecně zobrazovací metody zařadily v posledních letech k jednomu z nejdynamičtěji se rozvíjejících lékařských oborů. Na jednu stranu vede tento fakt ke zpřesnění a zrychlení diagnostiky, na druhou stranu však roste počet vyšetření metodami využívajícími rentgenového záření a tím pádem k větší radiální zátěži pacientů.

V roce 2006 bylo v USA provedeno přibližně 62 milionů CT vyšetření, v roce 2000 pak 46 milionů, v roce 1990 asi 13 milionů vyšetření [Brenner 2007]. Tento zvyšující se trend v případě CT diagnostiky lze sledovat ve většině ekonomicky rozvinutých zemí, což potvrzují různé statistické ukazatele (1). Narůstající počet CT vyšetření je dán především jejich vysokou výtěžností, která nahrazuje méně přesná a více invazivní vyšetření. Zároveň se významně zvýšila dostupnost této metody vlivem většího množství CT přístrojů, jejichž pořizovací náklady spíše klesají a zároveň také roste efektivita přístrojů, které jsou schopné provést více vyšetření v daném časovém období. Je však nutné brát v potaz zvyšující se radiální zátěž populace způsobenou lékařským ozářením a také následná potenciální zdravotní rizika.

Průměrná dávka z CT vyšetření je 1–15 mSv. Tato dávka je srovnatelná s roční dávkou z přirozených zdrojů záření jako je radon či kosmické záření, která činí 1–10 mSv [National Council on Radiation Protection and Measurements, 1987]. Celoživotní riziko maligního onemocnění se po CT vyšetření s dávkou 1 mSv zvyšuje o 0,05% [Committee of Asses Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation 2006]. Tento údaj představuje pouze potenciální riziko, nikoli prokázané. Zdravotní rizika při efektivní dávce 50–100 mSv jsou z hlediska radiální epidemiologie a biologie příliš malá až zanedbatelná [Health Physics Society 2004]. Přesto je nutné neustále dodržovat koncept ALARA (As Low As Reasonably Achievable) k minimalizaci rizika a maximalizaci profitu pacienta. Nejhorší dávka, kterou pacient obdrží je ta, která neposkytne odpověď na klinickou otázku či neupřesní léčebný postup. Na druhou stranu je tyto teoretické

formulace často velmi obtížné aplikovat v rutinní klinické praxi. Péče o radiační zatížení pacientů by určitě měla být řešena komplexně a v součinnosti všech zainteresovaných osob. V posledních letech se spíše než snížení radiační dávky používá termín optimalizace, který přesněji vystihuje danou problematiku. Radiační dávku totiž nelze snižovat trvale a v některých případech je pro zachování diagnostické kvality nutné radiační dávku zvýšit.

Ke snížení radiační zátěže se pak nabízí několik řešení na různých úrovních, které jsou často v principu i možnostech realizace velmi odlišné. Jedná se například o zpřísnění indikací CT vyšetření, které by vedlo ke snížení počtu vyšetření, což by ale mohlo vést i ke zhoršení kvality lékařské péče. Na druhou stranu je nezpochybnitelný fakt, že dobrá dostupnost, jednoduchost a rychlost vyšetřovací metodiky vede k jejímu nadužívání. Nastavení indikačních algoritmů patří mezi nejnáročnější, ale zároveň nejdůležitější procesy v jednotlivých zdravotnických zařízeních. Další možností je nahrazení CT jinou zobrazovací metodou, která nevyužívá rentgenové záření. V úvahu připadá zejména použití magnetické rezonance a sonografie. V případě magnetické rezonance je hlavním problémem její menší dostupnost a delší doba vyšetření, u sonografie je pak limitací habitus pacienta a senzitivita. Z hlediska proveditelnosti je nejsnazším způsobem snaha o optimalizaci radiační dávky na úrovni samotného CT přístroje, kdy již zmíněný technický vývoj umožňuje významnou redukci expozičních parametrů při zachování diagnostické kvality jednotlivých vyšetření. Konkrétně této problematice je věnována teoretická část dizertační práce s praktickou aplikací u specifického typu vyšetření, perfuzního CT mozku.

2 Technika CT vyšetření

2.1 Historie výpočetní tomografie

Uvedení CT přístroje do klinické medicíny způsobilo revoluci v zobrazování lidského těla. Za konstrukci CT přístroje byla v r. 1978 udělena Nobelova cena Godfrey Hounsfieldovi, další Nobelovu cenu pak obdržel ve stejném roce Allan Cormack za teoretické principy vzniku obrazu. První CT přístroj byl představen v r. 1971, umožňoval zobrazení s malým rozlišením, jedno zobrazení se provádělo v řádech jednotek minut a bylo možné zobrazit pouze mozek. Zpočátku velmi rigidní metody zobrazení založené na sekvenčním zobrazení v širokých vrstvách se změnily během několika desítek let na metody umožňující vyšetřit téměř jakýkoliv patologický proces v řádech jednotek až desítek sekund. Multidetektorové CT přístroje umožnily zrychlení zobrazení a následně zvýšení prostorového rozlišení. V roce 2006 byl představen první CT přístroj se dvěma zdroji záření. V současnosti lze použít CT kromě statických zobrazení též ke 4D funkčním zobrazením.

2.2 Konstrukce CT přístroje

Mezi základní konstrukční prvky výpočetního tomografu patří zobrazovací systém skládající se ze zdroje rentgenového záření (rentgenka) a detekční soustavy (detektory), dále sem patří vyšetřovací stůl, výpočetní systém a zdroj vysokého napětí. V rámci historického vývoje CT přístrojů se rozlišují čtyři generace. Do první generace patří původní rotačně translační systém, do druhé generace vícedetektorový rotačně-translační systém. Současný koncept CT přístrojů vychází z třetí generace, která je založena na plně rotačním systému rentgenka-detektor. Slepou vývojovou větev představuje čtvrtá generace s detektory umístěnými po celém obvodu statické části gantry a rotující rentgenkou [Ferda 2002].

Zdroj rentgenového záření, zkráceně rentgenka, je trubice s vakuem, která obsahuje žhavicí katodu a je zdrojem elektronů. Katoda je připojena na zdroj vysokého napětí. Při průchodu elektrického proudu katodou dochází vlivem vysoké teploty k termoemisi elektronů, které jsou výrazně urychleny rozdílným potenciálem mezi katodou a anodou. Při dopadu urychlených elektronů na určité místo anody dochází k uvolnění

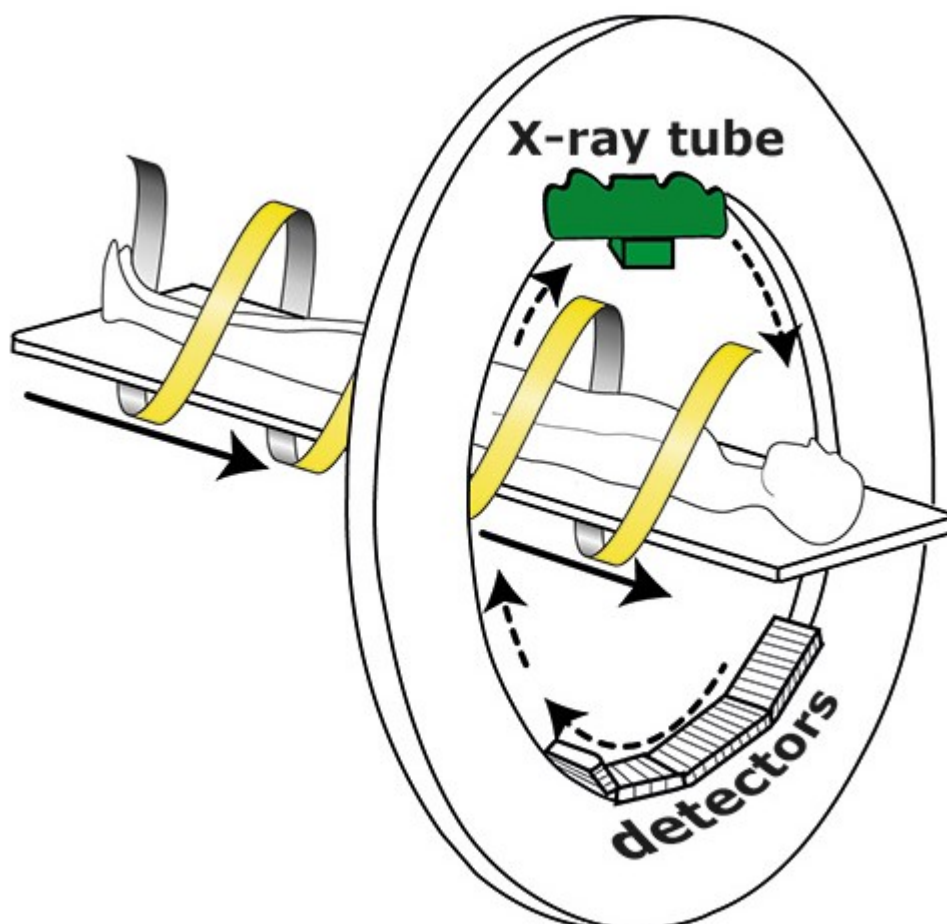
obrovského množství kinetické energie fotonů. Pouze 1% uvolněné energie fotonů se přemění na rentgenové záření, zbylých 99% energie se přemění na teplo. Tím dochází k velkému zahřívání anody. Anoda je vyrobena z wolframu, který má vysoký bod tání a zároveň vysoké atomové číslo wolframu (74) zvyšuje produkci fotonů. Anoda dále rotuje, aby se snížilo její zahřívání během expozice. U rentgenek, které jsou součástí nejnovějších CT přístrojů, rotuje též rentgenka jako celek. Rentgenka použitá v CT přístrojích musí mít velkou tepelnou zatížitelnost, jelikož jsou kladeny velké nároky na příkon rentgenky, která během doby expozice pracuje s hodnotami napětí až 150 kV a proudem dosahujícím až 1300 mA. Dochází k aktivnímu chlazení anody, která je v přímém kontaktu s chladícím médiem. V některých typech přístrojů jsou vnější součástí rentgenky také vychylovací cívky, které pomocí indukovaného magnetického pole vychylují svazek elektronů v průběhu rotace.

Detekční soustava je tvořena sektorem detektorů, jejichž velikost, struktura a citlivost mají zásadní vliv na kvalitu obrazu a radiační dávku pacienta. Technologie detektorů prodělala během vývoje CT též velmi významné změny. Nejprve byl k dispozici jednořadý systém dovolující získat pouze jednu stopu vyšetření. V roce 1994 bylo představeno dvouřadé spirální CT (Elscint Twin), na přelomu milénia v roce 1998 4-řadý systém, v roce 2001 16-řadý systém. Od 4-řadých systémů se používá termín multidetektorové CT (MDCT). V roce 2006 bylo uvedeno CT se dvěma zdroji záření a cone-beam CT. V současnosti mají nejmodernější dvouzdrojové přístroje 192-řadý systém detektorů, některé CT přístroje mají až 320 řad detektorů.

Revoluční změnu ve vývoji detektorů představuje matrixové uspořádání detektorové soustavy. Dalším důležitým prvkem je materiál, ze kterého jsou detektory vyrobeny. V minulosti se používaly plynné detektory – xenonem plněné ionizační komory s účinností pouze kolem 70 %. Pro potřeby výpočetní tomografie se recentně používají scintilační detektory, které mají téměř 100 % detekční účinnost. Scintilační materiál musí mít dostatečně vysoký světelný výkon, dostatečnou schopnost absorbovat foton, dostatečně krátkou dobu vyhasínání, krátký dosvit, vysokou odolnost proti záření a zároveň dobrou časovou a teplotní stabilitu. Nejčastěji se pro výrobu detektorů používají keramické materiály ve formě mono- či polykrystalů. Tyto materiály poskytují dobrou transparentnost, vysoký světelný výkon a velmi krátké doby vyhasínání.

Scintilační detektory obsahují tři základní komponenty. První je scintilační materiál, který transformuje energii zachycených fotonů na fotony viditelného světla. Druhou je fotodioda, na kterou dopadají fotony viditelného světla. Energie těchto fotonů je dále

převědena na elektrický signál. Třetí komponenta je analogově-digitální konvertor, který přenáší elektrický signál k elektronice, kde dochází k jeho zesílení a dalšímu zpracování. V moderních detektorech jsou fotodiody a konvertor integrovány v těsné blízkosti, čímž dochází k redukci šumu vytvořeného detektorem.

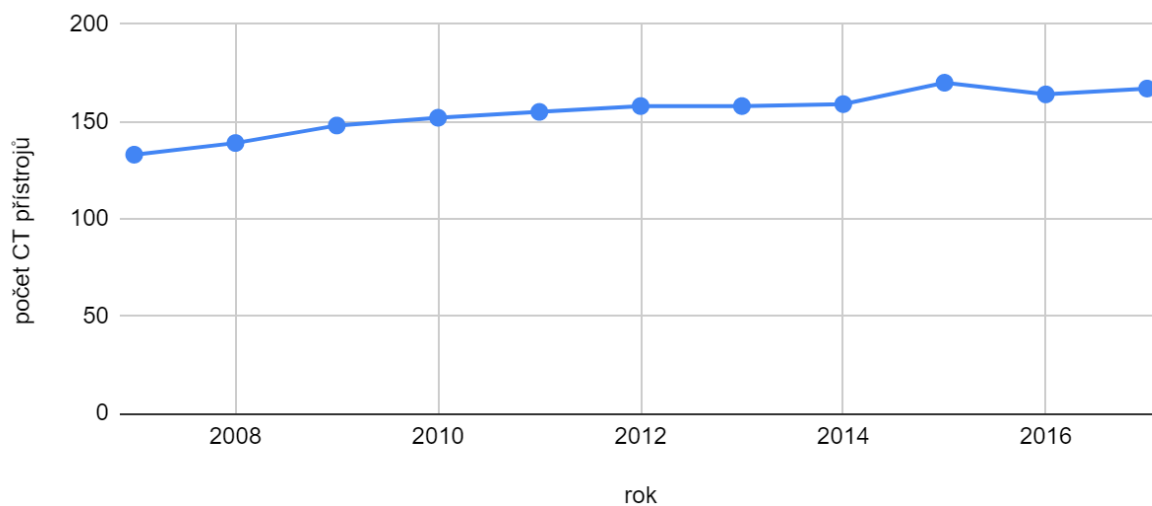


Obrázek 3 – Schéma principu vyšetření helikálním (spirálním) CT (zdroj: www.startradiology.com)

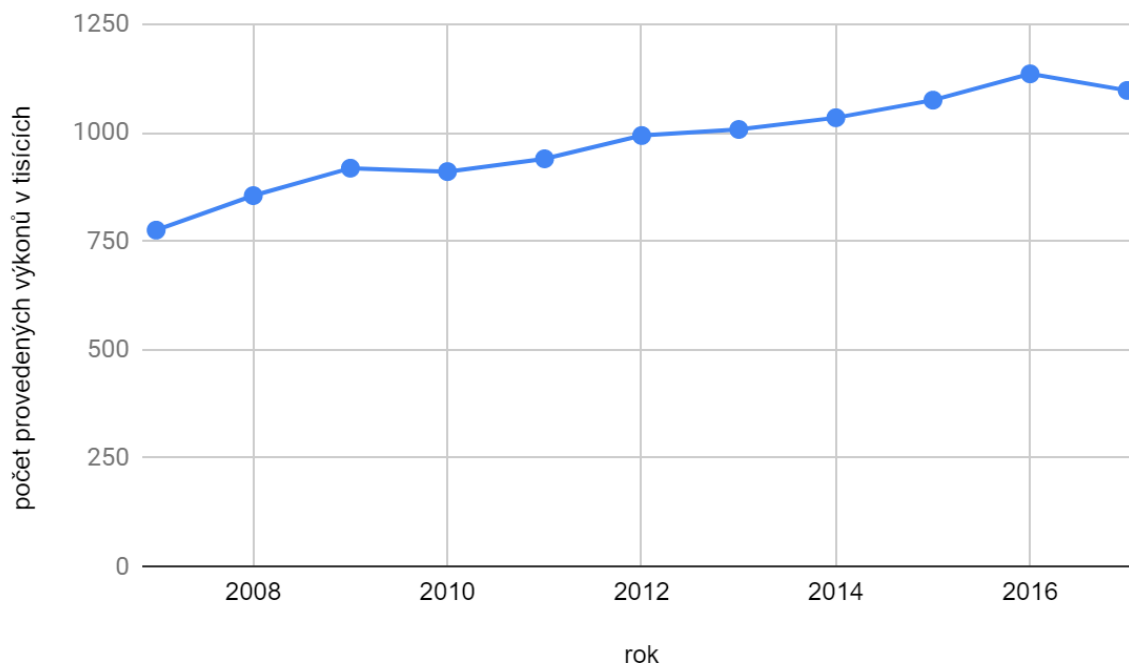
2.3 Počet CT přístrojů a vyšetření v České republice

V České republice pokračuje vzestupný trend počtu nově instalovaných CT přístrojů. Podle dostupných údajů z Ústavu zdravotnické informatiky a statistiky bylo koncem roku 2015 evidováno a vykázáno 170 CT přístrojů, v průběhu roku 2015 bylo provedeno téměř 1,1 milionu vyšetření. Ve srovnání s rokem 2006 to představuje nárůst o 36 CT přístrojů a 332 tisíc vyšetření. Za posledních 10 let se počet CT přístrojů v přepočtu na milion obyvatel zvýšil o 23,7%. z 11,4 na 16,1 přístrojů a počet vyšetření vzrostl o 41%. Od roku 2006 jsou přístroje sledovány ve dvou kategoriích a to jako

konvenční a helikální, které se rozlišují podle počtu detektorů. V roce 2006 mělo 60% přístrojů jednu či dvě řady detektorů, v roce 2015 mělo 89% CT přístrojů 16 a více řad detektorů. Celorepublikově dochází k obměně přístrojového vybavení a nárůstu počtu provedených vyšetření (2).



Obrázek 1 – Počet CT přístrojů v České Republice v období 2007–2017



Obrázek 2 – Vývoj počtu CT vyšetření v České Republice v období 2007–2017

2.4 Primární skenovací parametry

Expoziční parametry jsou představovány napětím mezi katodou a anodou rentgenky udávaného v kilovoltech (kV), elektrickým proudem udávaným v miliampérech (mA) a dobou expozice udávanou v sekundách (s). Produktem miliampérů a sekund jsou miliampér-sekundy (mAs). V minulosti se běžně provádělo manuální nastavení těchto parametrů, které pak byly během samotného vyšetření konstantní. V současnosti by naopak mělo být rutinní používání různých adaptačních technik (např. automatická kontrola expozice - automatic exposure control).

Napětí

Hodnota maximálního napětí určuje penetraci fotonů rentgenového záření. Při vyšší hodnotě napětí jsou produkovány fotony s vyšší energií, které mají větší penetraci a méně se absorbují ve tkáni ve srovnání s nízkoenergetickými fotony, které jsou produkovány při nižší hodnotě napětí a jsou z velké části absorbovány zejména v povrchových partiích vyšetřovaného objektu. Radiační dávka je pak úměrná čtverci maximální hodnoty napětí. Pro CT vyšetření lze změnit maximální hodnotu napětí v závislosti na velikosti pacienta a typu provedeného CT vyšetření. Při CT vyšetření lze volit

různé hodnoty napětí v závislosti na typu přístroje, nejnovější přístroje umožňují používat napětí od 70 kV po 150 kV.

Současná komerčně dostupná technologie CT zatím nedovoluje modulovat napětí během jednoho CT vyšetření, pro každé CT vyšetření je tedy vybrána jedna hodnota napětí. Hodnota napětí má zásadní vliv na charakter a kvalitu obrazu. Nevýhodou nižších hodnot napětí je zvýšený obrazový šum. Na druhou stranu dochází při nižších hodnotách napětí k významně vyšší absorpci záření v jodové kontrastní látce. Nižší hodnotu napětí je tedy vhodné zvolit při skenování méně objemných pacientů, zejména dětí, dále při skenování struktur s vysokým rozdílem absorpce, kdy zvýšený šum nelimituje diagnostiku (např. vedlejší nosní dutiny, či detekce renálních konkrementů). Zcela zásadně ovlivnila možnost používat nízké hodnoty napětí vyšetření tepen (CT angiografii). Naopak u větších pacientů, kteří mají vyšší atenuaci záření, může nižší napětí vést ke zhoršení kvality obrazu.

V průběhu posledních 20 let se postupně u všech výrobců CT přístrojů stalo standardem používání různých automatizovaných softwarů pro optimalizaci expozičních parametrů pro konkrétního vyšetřovaného pacienta. Například u břišních protokolů dochází k tendenci skenovat s hodnotou napětí 80 kV či 100 kV, místo obvykle volených 120 kV. Důležité je, aby snížení hodnoty napětí poskytovalo diagnosticky přijatelnou kvalitu obrazu. Tyto systémy fungují na více úrovních a je jim věnována zvláštní kapitola.

Proud

Hodnota elektrického proudu určuje množství fotonů. Čím větší je hodnota proudu, tím více je produkováno fotonů. Obecně platí, že zvýšením proudu je dosaženo lepší výsledné kvality obrazu, menšího šumu v obraze a zvýšení dávky. Produktem proudu a doby expozice jsou miliampér-sekundy (mAs) zmíněné výše. Konstantní mAs odpovídají samostatnému výběru hodnoty proudu a času před vyšetřením, zatímco ostatní faktory zůstávají neměnné. Určují množství fotonů během doby expozice. Dávka je přímo úměrná mAs, zvýší-li se mAs dvojnásobně, bude výsledná dávka dvojnásobně vyšší. Pro potřebu multidetektorového spirálního CT je použit termín efektivní mAs (miliampér-sekundy), který označuje mAs na řez. Efektivní mAs jsou dány vztahem mezi mAs a pitch faktorem:

$$\text{Efektivní mAs} = \text{mAs/pitch}$$

Mají-li být efektivní mAs zachovány, zvýší-li se pitch, musí se též zvýšit hodnota proudu.

Proud může být nastaven manuálně radiologickým asistentem, většina systémů využívá automatické modulace proudu (automatic tube current modulation – ATCM). Jedná se o přizpůsobení hodnoty proudu v závislosti na topogramu pacienta. Tato modulace pracuje na principu expoziční automatiky. Dopadne-li na detektor dostatečné množství fotonů, je expozice ukončena. ATCM moduluje proud ve směru osy z, zohledňuje tedy habitus pacienta. Tato modulace se označuje jako podélná modulace proudu. Jsou použity různé hodnoty mAs v závislosti na skenovaných regionech. V oblastech s menší atenuací (plíce, hrudník) lze hodnotu proudu snížit, napak v oblastech s vyšší atenuací (ramena, pánev) je nutné použití vyšší hodnoty proudu. K další modulaci proudu dochází též při rotaci rentgenky kolem pacienta. Tato modulace se označuje jako úhlová modulace proudu. Například v oblastech ramen je atenuace vyšší v laterolaterálním směru a tudíž je nutné použití vyšší hodnoty proudu, naopak v předozadním směru je atenuace menší a je možno použít nižší hodnotu proudu. Automatická modulace proudu má různé názvy podle výrobce, například Siemens používá označení CARE Dose4D. Učítou variantou modulace proudu je též orgánová modulace (organ – based modulation). Při CT hrudníku a plic dochází k ozáření prsou, aniž by byly vyšetřovaným orgánem. Orgánová modulace nevede k celkovému snížení dávky, ale k redistribuci dávky a snížení ozáření radiosenzitivních orgánů (prsy, bulby).

2.5 Dual energy CT (DE-CT)

Dvouzdrojové CT přineslo kromě zvýšení časového rozlišení a rychlosti skenování též možnost skenovat s dvojitou energií záření. Na dvouzdrojovém CT lze nastavením různých hodnot napětí získat dvě odlišná spektra záření [Johnson 2007, Johnson 2012]. Na základě rozdílů spekter lze stanovit a kvantifikovat složení vyšetřované tkáně. Každý výrobce při vyšetřování s duální energií záření využívá různého způsobu náběru dat. Již první generace dvouzdrojového CT umožnila simultánní získání dvou datových sad získaných skenováním s odlišným napětím na jednotlivých rentgenkách. Následná analýza těchto dat umožnila řadu nových klinických využití. Druhá generace dvouzdrojových CT přístrojů poskytla některá inovativní technická řešení. Modifikovaný úhel 95° mezi zdroji záření poskytl prostor pro integraci druhého většího detektoru. Díky tomu se rozšiřuje zobrazované pole na 55 cm a 33 cm, čímž se zajišťuje větší pokrytí

vyšetřovaných oblastí. Další novinkou je cínový filtr, který zvýrazňuje spektrum záření poskytované rentgenkou s napětím 140 kV z 69 keV na 89 keV. Toto zesílení spektra umožňuje použití vyššího napětí na druhé rentgence z 80 kV na 100 kV. Použití vyšších hodnot napětí zlepšuje kvalitu obrazu v oblastech s vysokou atenuací záření, jako jsou ramena či malá pánev a také u obézních pacientů. Rekonstruovaný obraz z filtrované rentgenky s napětím 140 kV a druhé s napětím 100 kV pak přesně odpovídá obrazu pořízenému při použití jednozdrojového systému s napětím 120 kV. Dávka během vyšetření z dvouzdrojového CT vyšetření je přibližně stejná jako u jednozdrojového systému. Kvalita výsledného obrazu získaná dvojí energií záření je stejná či dokonce může být i vyšší než u jednozdrojového systému. Použitím iterativních rekonstrukcí u obou sad obrazů má větší potenciál dále zlepšit kvalitu výsledného obrazu než u jednozdrojového systému.

Klinické využití DE-CT

CT s dvojí energií záření může poskytovat kromě morfologické informace další důležité informace. Identifikace a kvantifikace určitých materiálů umožňuje některá specifická a funkční vyšetření. Jednou z oblastí je CT angiografie (CTA) a to zejména krčních a intrakraniálních tepen a tepen dolních končetin. Po subtrakci kostní tkáně a kalcifikací lze rychle a efektivně zobrazit stenózy či detekovat aneurysmata [Zhang 2010]. Při podezření na plicní embolizaci je metodou volby CTA plicnice. Kromě zobrazení truncus pulmonalis a jeho větví je možné zobrazit plicní parenchym pomocí barevně kódovaných map na základě kvantifikace jodové kontrastní látky a zároveň lze detekovat ventilaci za pomoci inhalace xenonu [Chae 2008, Chae 2010, Goo 2008]. Kombinace morfologického a funkčního zobrazení může přispět v diagnostice patologických procesů plic [Kang 2010, Park 2010, Sugino 2017]. V pneumoonkologii se může uplatnit v diagnostice tumorů, v některých případech lze rozlišit vlastní nádorovou masu od atelektázy, u přítomného metastatického postižení uzlin lze sledovat odpověď na antitumorózní terapii [Baxa 2014]. U tumorů plic lze též posoudit odpověď na léčbu pomocí kvantifikace jodu [Baxa 2017]. Ke zpřesnění informace může duální energie přispět také v hodnocení parenchymových orgánů, jako jsou játra či ledviny. Subtrakcí jodu lze získat virtuálně nativní zobrazení a tím ušetřit nativní fázi vyšetření. U primárních či sekundárních nádorů jater lze posoudit viabilitu nádorové tkáně po radiofrekvenční ablací [Lee 2011, Vandembroucke 2015]. U cystických lézí ledvin lze zvýšit a zpřesnit

senzitivitu k odhalení prostých cyst od patologicky se sytících lézí [Cha 2016, Mileto 2017]. Diferenciace materiálového složení se uplatňuje v diagnostice močových konkrementů, pomocí duální energie lze určit jejich složení a tím určit správnou terapii [Hidas 2010, Qu 2011, Stolzmann 2010]. Fotony s vysokou energií mají menší atenuaci, tudíž rekonstrukční algoritmy mohou redukovat artefakty z utvrzení záření či kovové artefakty vznikajících v okolí kovových implantátů [Guggenberger 2012, Zhou 2011].

Samostatnou kapitolou je využití CT s dvěma zdroji záření v zobrazování srdce a koronárních tepen [Alkadhi 2010, Hausleiter 2009, Leschka 2009]. Největší limitací CT koronarografie je jejich pohyb koronárních tepen během srdeční revoluce, zejména během kontrakce síní a dále jejich malý průměr (obvykle do 4 mm). Kvůli těmto skutečnostem byla invazivní selektivní koronarografie dlouhou dobu jedinou možností k hodnocení koronárních tepen. Multidetektorové CT poskytlo požadované prostorové a časové rozlišení a dále krátké akviziční časy k zobrazení koronárních tepen pomocí CT. Multicentrická studie, jež zahrnovala 64-řadé CT systémy od různých výrobců, prokázala 99% senzitivitu a 64% specificitu identifikovat pacienty se stenózou nejméně jedné koronární tepny s nízkým až středním rizikem stenotického postižení koronárních tepen [Meijboom 2008]. Vysoká negativní prediktivní hodnota (99%) dovoluje vyloučit stenotické postižení. Pozitivní prediktivní hodnota je menší (86%), což je způsobeno nadhodnocením stupně stenózy při CTA koronarografií. Dvouzdrojové CT poskytuje dvakrát vyšší časové rozlišení než jednozdrojové CT, což poskytuje lepší výsledky. Velký význam má průkaz aterosklerotických plátů, které nezpůsobují stenózu, ale zvyšují kardiovaskulární riziko a mortalitu.

DE-CT a radiační zátěž

Zásadní limitací klinického využití DE-CT byla v minulosti vyšší hladina radiační zátěže při odpovídajícím rozsahu v porovnání s běžnými CT protokoly využívajícími jen jeden zdroj záření. Díky následnému vývoji však došlo k výrazné redukci radiační dávky, kdy hlavním důvodem bylo již zmíněné použití cínové filtrace. Na současných moderních dvouzdrojových CT přístrojích lze dosáhnout srovnatelné dávky při DE-CT vyšetření při srovnání s klasickým jednozdrojovým, ale s jednoznačně vyšší informační hodnotou. Zcela jednoznačným příkladem je možnost vytváření tzv. virtuálně nativních obrazů, což umožňuje neprovádět klasické nekontrastní vyšetření a snížit tím radiační zátěž téměř na polovinu. DE-CT může také v některých situacích sloužit jako alternativa perfuzním či

vícefázovým protokolům, zejména v případě parenchymových orgánů dutiny břišní, srdce a plic. Zásadní přínos může mít DE-CT pro redukci metalických artefaktů, což lze také nepřímo považovat za nástroj optimalizace radiační dávky.

2.6 Perfuzní CT

Perfuzní vyšetření je jedna ze speciálních technik prováděna pomocí CT a historie perfuzního vyšetření sahá do roku 1980, kdy bylo navrženo opakované skenování během prvního oběhu (first pass) kontrastní látky. Zásadním krokem pro provádění tohoto vyšetření bylo zavedení spirálního skenování, nicméně na starších CT přístrojích bylo možné provádět opakované skeny jen v jedné dané vrstvě bez možnosti pohybu stolu. Tím byl samozřejmě význam tohoto vyšetření výrazně limitován, protože nebylo možné tímto skenem pokrýt celé orgány či patologické útvary. K relativně rutinnímu praktickému využití došlo jen v případě mozku, kdy vzhledem k jasné distribuci ischemických změn s ohledem na cévní zásobení byl v některých případech tento rozsah pro diagnostiku postačující. Současným standardem je pak možnost tzv. objemového perfuzního vyšetření, kdy skenovací sekvence dokáže pokrýt celé orgány (mozek, srdce, játra, pankreas), nebo patologické procesy (např. plicní tumory). Tohoto stavu bylo dosaženo jednak rozšířením detektorové soustavy, kdy některé CT přístroje dokáží na bez pohybu stolu skenovat v rozsahu až 20 cm. Další možností jsou opakované změny směru skenování (tzv. "shuttle" mód).

V minulosti bylo perfuzní vyšetření prováděno pomocí metod nukleární medicíny, v současnosti se běžně používají čistě radiologické metody. Zobrazení pomocí perfuze je nejčastěji prováděno pomocí CT, může se však použít magnetická rezonance či kontrastní ultrasonografie. Ve srovnání s metodami nukleární medicíny lze hodnotit a kvantifikovat více parametrů.

Z hlediska vyhodnocení je principem stanovení křivky syčení v daném konkrétním objemu, z kterého je pak možné po aplikaci matematických modelů odvodit jednotlivé farmakokinetické parametry. Tyto parametry jsou udávány v číselných hodnotách, pro snazší hodnocení jsou převedeny do barevně kódovaných map.

Nejčastěji se stále perfuzní CT používá v diagnostice akutní mozkové ischemie. U cévních onemocnění mozku se perfuzní CT dále dá použít při poruchách prokrvení následkem vazospasmů vznikajících při subarachnoidálním krvácení nebo u chronické ischemie k hodnocení cerebrovaskulární rezervy. V onkologii se perfuzní CT používá k

hodnocení vaskularizace tumorů a efektu antitumorózní terapie [Gareia-Figueras 2013]. Tuto metodu lze využít pro hodnocení intrathorakálních i intraabdominálních tumorů [Hansen 2013, Malavasi 2017]. Perfuzní CT lze též použít jako funkční zobrazení srdce v klidu a při zátěži [Carrascoca 2017].

Perfuzní CT spočívá v hodnocení změny denzit v čase po aplikaci kontrastní látky v mikrocirkulaci dané tkáně. Výhodou perfuze provedené pomocí CT proti jiným modalitám je přímo úměrný vztah mezi denzitou a koncentrací jódu. Tento fakt usnadňuje kvantifikaci farmakokinetických parametrů.

Perfuzní CT v minulosti automaticky patřilo k technikám s vysokou radiační zátěží a je takto označováno i v současnosti. Tato skutečnost je samozřejmě způsobena zmíněným principem perfuzního CT, tedy vícečetnými opakovanými skeny, nicméně je třeba si uvědomit, že hlavním přínosem perfuzního CT není detailní anatomická informace. Pro vytvoření funkčních perfuzních map s možností kvantifikace není nezbytná a ani žádoucí maximální obrazová kvalita CT obrazů. Naopak lze v této metodice využít nízké hodnoty napětí a také širší kolimaci, což způsobí výrazný pokles radiační zátěže. Na druhou stranu stále platí zásadní pravidlo pečlivého zvážení indikací k vyšetření, především u mladších nemocných [Brix 2015].

Zásadním problémem perfuzního CT je také větší celková délka vyšetření, která ovlivňuje zejména provádění perfuzní analýz orgánů a patologií v oblasti hrudníku, břicha či pánve. Důvodem je nutnost zadržetí dechu na dobu přes 30 sekund, což u některých pacientů představuje zásadní limitaci. Přestože současné softwarové aplikace umožňují velmi kvalitní korekci pohybových artefaktů, jedná se o významný faktor, který také zhoršuje obrazovou a funkční kvalitu perfuzních vyšetření. Za hranici pro funkční hodnocení lézí se obecně považuje velikost 1 cm.

V případě perfuzního CT mozku u pacientů s ischemickou CMP je zase problémem s horší spoluprací, vzhledem ke klinickým potížím.

Farmakokinetické parametry

Z křivek sycení jsou v jednotlivých voxelech vypočítány farmakokinetické parametry. K jejich výpočtu se používají data získaná opakovaným skenováním během prvního oběhu kontrastní látky. Intervaly mezi skenováním odpovídají rychlosti oběhu a přizpůsobují se použitému matematickému modelu, který se co nejvěrohodněji zohledňuje vlastnosti vyšetřované tkáně. V praxi se jedná o 1–2,5 s [Mírka]. Výsledkem jsou barevně

kódované mapy. Průtok krve tkání (BF - blood flow), lze spočítat jako poměr objemu krve (BV) a středního tranzitního času (MTT). Uvádí se v ml/100 g nebo 100 ml/min. Objem proteklé krve (BV) je množství krve proteklé tkání. Odvozuje se z křivky sycení, kde odpovídá ploše pod křivkou. Udává se v ml/100 ml. Střední tranzitní čas (MTT - mean transit time) je definován jako polovina časového intervalu mezi začátkem vzestupu křivky sycení a koncem poklesu. Poskytuje informace o rychlosti cirkulace. Vypočítá se jako poměr objemu (BV) a průtoku krve (BF). Čas do maxima (TTP - time to peak) je čas do maximální dosažené denzity. Stejně jako střední tranzitní čas ukazuje rychlost oběhu. Dalšími méně užívanými parametry jsou drenážní čas (TTD - time to drain), který představuje průměrný čas, kdy kontrastní látka opouští voxel. Permeabilita (P - permeability) označuje část kontrastní látky, která přestupuje do intersticia. Udává se v ml/100 g. Zvýšení permeability nastává při poruchách hematoencefalické bariéry či při přítomnosti insuficientních cév.

4D CT angiografie

Získaná data z perfuzní analýzy lze s výhodou použít k vytvoření dynamické rekonstrukce cévního systému a zároveň sledovat průběh sycení či směr toku. Využívá se především při hodnocení arteriovenózních zkratů a směru toku kolaterál.

2.7 Monitorace dávky při CT

V současné době je požadavkem, aby CT přístroje zobrazovaly informace o protokolu (hodnoty proudu, napětí, pitch) a také vybrané veličiny dozimetrie (CTDI_{vol} a DLP). Během průchodu rentgenového paprsku je energie uložena v ozářených orgánech. Absorbovaná dávka je množství energie na jednotku hmotnosti. Ekvivalentní dávka zohledňuje typ záření. Efektivní dávka (ED) zohledňuje ekvivalentní dávku pro všechny exponované orgány a jejich radiosenzitivitu. Hlavní výhodou efektivní dávky je pak srovnání jednotlivých modalit, jako je například prostý skiagram hrudníku a CT hrudníku.

Specifikace množství záření je vyjádřena pomocí dozimetrické veličiny CTDI (CT dose index), která se měří na cylindrickém akrylovém fantomu umístěným do izocentra CT přístroje. CTDI se získá použitím 100 mm dlouhé tužkovité ionizační komory v jedné ze dvou velikostí fantomu. Většina výrobců používá 16-cm fantomy pro výpočet CTDI pro CT vyšetření hlavy a 32-cm fantom pro CT vyšetření těla (včetně krku). Pro daný CT

přístroj a určité nastavení parametrů je hodnota CTDI nezávislá na velikosti pacienta a délce skenování. CTDI nepředstavuje množství záření, které pacient obdrží, udává pouze záření produkované CT přístrojem.

Tabulka 1 – Přehled jednotlivých typů CTDI (CT dose index)

veličina	jednotka	význam
CTDI ₁₀₀	mGy	Průměrná kerma ve 100 mm ionizační komůrce, vydělená šíří záření na jednu rotaci rentgenky.
CTDI _{air}	mGy	CTDI měřený v isocentru CT přístroje bez použití fantomu či pacienta.
CTDI _p	mGy	CTDI měřený na periférii (1 cm od kraje) akrylového cylindrického fantomu.
CTDI _c	mGy	CTDI měřený v centru akrylového cylindrického fantomu.
CTDI _w	mGy	Hodnota rovna součtu $\frac{1}{3}$ (CTDI _c) a $\frac{2}{3}$ (CTDI _p) u 16–cm fantomu pro hlavu a 32–cm fantomu pro tělo.
CTDI _{vol}	mGy	Hodnota rovna CTDI _w /pitch faktorem. Určuje průměrnou dávku v akrylovém dozimetrickém fantomu během helikálního CT, který pokrývá celý fantom.
DLP	mGy.cm	Produkt CTDI _{vol} a délky skenování (v centimetrech). Měření celkového množství záření použitého k provedení jakéhokoli vyšetření CT.

Obdržená radiační dávka se významně liší podle velikosti pacienta. Pokud je se stejnými parametry vyšetřován novorozenec a středně velký dospělý, je výsledná efektivní dávka podstatně vyšší u novorozence než u dospělých. Při použití konstantních technik jsou dávky u větších pacientů nižší, protože je rentgenové záření více atenuováno u velkých pacientů.

Celkové množství použitého záření (DLP) je přímo úměrné efektivní dávce pacienta. Poměrem efektivní dávky a DLP je získán konverzní faktor, který lze použít k přepočtu DLP na efektivní dávku. Například při vyšetření CT hrudníku může být efektivní dávka odhadnuta vynásobením hodnoty DLP odpovídajícím ED/DLP konverzním faktorem. ED/DLP faktory jsou použitelné pro specifikovaný typ vyšetření a typ pacienta.

Konverzní ED/DLP faktory berou v úvahu velikost fantomu, váhové faktory určené Mezinárodní komisí pro radiační ochranu (ICRP), anatomickou oblast, napětí rentgenky a dále věk a velikost pacienta.

Hodnoty $CTDI_{vol}$ mohou sloužit pro stanovení národních a mezinárodních referenčních norem. Hodnoty DLP umožňují porovnávat množství záření použitého pro stejný typ vyšetření. K přesnému srovnání je však nutné znát přesné rozměry a hmotnost pacienta. Hodnoty DLP mohou být převedeny na efektivní dávku. Toto umožňuje srovnávat různé typy vyšetření, jako je prostý snímek hrudníku, CT hrudníku nebo ventilačně-perfuzní skenování. Efektivní dávka může sloužit ke srovnání dávky z pozadí a limity dávek radiačních pracovníků a běžného obyvatelstva.

$CTDI_{vol}$ a DLP jsou jediné parametry CT radiační zátěže, které lze univerzálně interpretovat. CT protokoly poskytující údaj o proudu a napětí jsou nedostatečnými ukazateli dávky, proto by všechny protokoly měly obsahovat údaje o hodnotě $CTDI_{vol}$ a DLP.

Tabulka 2 – Referenční hodnoty jednotlivých zemí pro CT vyšetření

referenční hodnoty		Švýcarsko	Německo	Evropská unie	USA
CT hlavy	$CTDI_{vol}$ (mGy)	45	65	60	75
CT hrudníku	$CTDI_{vol}$ (mGy)	15	12	30	nedostupné
CT břicha	$CTDI_{vol}$ (mGy)	15	20	35	25

Size-specific dose estimate (SSDE) je nově používaný parametr odvozený od CT, který zahrnuje velikost pacienta jako modifikující korekční faktor pro lepší odhad radiační zátěže. SSDE se stanoví vynásobením $CTDI_{vol}$ konverzním faktorem odvozeným od efektivního průměru pacienta. Efektivní průměr pacienta je definován jako druhá odmocnina součína předozadního a laterolaterálního rozměru. SSDE umožňuje odhad dávky ve středu určitého rozsahu CT, nebere však v úvahu odchylky v radiačních dávkách při změnách v průběhu skenovacího rozsahu. Proto je dobrým předpokladem správná centrace pacienta. SSDE nelze použít pro odhad orgánové ani efektivní dávky. Navzdory těmto omezením je SSDE dobrým krokem k monitorování a kontrole radiační zátěže. Některé práce se zabývali využitím SSDE u pediatrických pacientů [Brady 2012, Strauss

2012] a velikostí pacienta a radiační zátěže při použití automatické proudové modulace [Christner 2012].

3 Možnosti optimalizace a redukce dávky

Optimalizace dávky znamená, že dávka má být co nejmenší k získání dostatečné a kvalitní diagnostické informací. V praxi se jedná o dodržování principu ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Optimalizaci je nutné adaptovat potřebám daného pracoviště, vlastnostem CT přístroje a typu vyšetření.

3.1 Provedení vyšetření

Indikace

Rozhodnutí o provedení jakékoliv zobrazovací metody je důležitou součástí celého diagnostického algoritmu. Zcela zásadní je však v případě metody využívajících rentgenové záření, kdy se zároveň jedná o důležitou složku optimalizace radiační zátěže. Na teoretické úrovni existují různé definice či doporučení, které jsou však logicky velmi obecné: pokud neexistuje jiná metoda, kterou by bylo možné dospět ke stejnému výsledku, pokládá se použití dané metody za zdůvodněné. V praxi je samozřejmě celý proces závislý na místních podmínkách a dostupnosti jednotlivých diagnostických metod, jejichž možnosti se překrývají. Z hlediska právní úpravy existuje v České republice závazný předpis – indikační kritéria, jehož skutečný reálný přínos v praxi je velmi diskutován (3). Důležitým pravidlem však je, že indikující lékař by měl dobře znát princip a limitaci vyšetření. Indikace k CT vyšetření se totiž stále rozšiřují, a tudíž se dá předpokládat, že počty vyšetření budou narůstat. Tento fakt je dán především větší dostupností CT, rychlostí vyšetření a diagnostickou informací. V současnosti existuje velké množství zcela jednoznačných situací, kdy je CT nepochybnou metodou první volby (např. polytrauma, cévní mozková příhoda, akutní plicní embolizace, atd.). Na druhou stranu, v mnohých případech se indikace k CT vyšetření překrývají s metodami, které nepoužívají ionizující záření, jako je sonografie či magnetická rezonance nebo existují metody s pravděpodobně větším přínosem (PET/CT či PET/MR). V případě magnetické rezonance je limitem její dostupnost a rychlost, v případě sonografie pak zkušenosti vyšetřujícího lékaře, habitus pacienta či pneumatizace.

Vyšetření pomocí CT lze rozdělit na akutní a elektivní. Mezi prováděná akutní CT patří celotělové CT při polytraumatu, v oblasti hrudníku CTA plicnice při podezření na

embolii, CTA hrudní aorty při podezření na disekci. V oblasti dutiny břišní se CT provádí k vyloučení náhlé příhody břišní. CT lze také použít při poranění skeletu, neposkytne-li prostý snímek dostačující informaci. Akutní CT se používá při podezření na cévní mozkovou příhodu. Elektivní CT hrudníku se používá k diagnostice ložiskových změn, intersticiálních plicních procesů či v onemocnění mediastina a hrudní stěny. Elektivní CT břicha lze použít k diagnostice téměř každého orgánu v dutině břišní. Určitou výjimku tvoří pouze tračník a tenké střevo, které je možno po speciální přípravě též kvalitně vyšetřit. Pod CT navigací lze provádět bioptická vyšetření, perkutánní radiofrekvenční ablace tumorů, drenáže tekutinových kolekcí a terapeutické obstríky nervů.

Provedení vyšetření

Před zahájením vlastního vyšetření je nutné seznámit pacienta s průběhem vyšetření. Každý pacient podepisuje informovaný souhlas s CT vyšetřením. Od pacienta je odebrána anamnéza se zaměřením na údaj o alergické reakci na kontrastní látku a alergické reakce obecně, dále onemocnění ledvin, štítné žlázy a srdce. U pacienta s nefropatií lze snížit množství kontrastní látky a zajistit následnou rehydrataci. Při intravenózním podání kontrastní látky musí být zajištěn žilní vstup kanylací. Nejčastěji se používá flexibilní kanyla šíře 16–20 gauge. Poté je pacient uložen na vyšetřovací stůl. Je nutné pacienta správně centrovat. Vyšetřovaný orgán či oblast by měla být co nejpřesněji v izocentru, tedy v ose, která probíhá kolmo na rovinu gantry středem rotace. Sofistikované systémy, které jsou součástí nejnovějších CT přístrojů, mohou výrazně usnadnit zvolení optimální polohy. Nesprávná centrace do izocentra vede v důsledku k větší radiační zátěži pacienta. Dále radiologický asistent zvolí pro provedení vlastního vyšetření oblast skenu a rozsah skenování. Hodnota DLP je přímo úměrná délce vyšetření, s delším rozsahem skenování tedy roste radiační zátěž. Při aplikaci kontrastní látky je též nutná správně zvolená technika a načasování skenování. Při nedostatečné opacifikaci cílového orgánu (např. plicnice k vyloučení embolizace) je nutné vyšetření opakovat. Narůstá tím nejen radiační zátěž, ale i množství podané kontrastní látky.

3.1.1 Centrace pacienta

Správná centrace pacienta má vliv na radiační zátěž. Před zahájením vlastního CT vyšetření je povinností radiologických asistentů provést správnou centraci pacienta.

Zvláště důležitá je při použití automatické modulace proudu. Není-li pacient umístěn do izocentra, dochází k nárůstu dávky. Autoři udávají, že při špatné centraci pacienta může dojít k nárůstu dávky až o 38% u dospělých pacientů, u dětských pacientů o 21% a u novorozenců o 12% [Kaasalainen 2014]. Zároveň je v obraze přítomný větší šum kvůli horšímu uplatnění filtrace. Bylo zjištěno, že špatná centrace pacienta vede i ke zkreslení topogramu. Je-li pacient blíže detektorům vzhledem k izocentru, topogram může být menší. Naopak větší, je-li pacient umístěn blíže k rentgence vzhledem k izocentru. Toto zkreslení topogramu vede k volbě odlišných skenovacích parametrů a též ke změně radiační zátěže. Nejnovější CT přístroje mají inovativní technická řešení, které napomáhají správné centraci pacienta. Firma Siemens používá 3D kameru, která je umístěná nad vyšetřovacím stolem. Tato kamera provádí 3D měření, které zachytí tvar, umístění a výšku pacienta ve třech rozměrech. Pomocí infračerveného světla dokáže rozpoznat konturu těla. Bylo zjištěno, že použitím automatické centrovací techniky může přispět k správnému centrování snížení až 30% povrchové dávky [Li 2007].



Obrázek 4 – Integrovaná 3D kamera nad vyšetřovacím stolem pro správnou centraci pacienta

3.1.2 Rozsah vyšetření

Nejnovější CT přístroje umožňují provádět vyšetření s rychlostí skenování až 737 mm/s (posun stolu). Toto má za následek pokrytí velkého rozsahu během krátkého časového intervalu, což umožňuje provádění vyšetření u neklidných pacientů či u dětských pacientů bez nutnosti analgosedace. Vysoká rychlost skenování dovoluje též provádět vyšetření bez nutnosti zadržení dechu s výrazným snížením počtu pohybových

artefaktů. Takto rychlé skenování klade enormní zátěž na rentgenku, která musí dodávat během krátké doby velké množství elektronů k zachování diagnostické kvality vyšetření. Zároveň musí být zabezpečeno dostatečné chlazení anody, aby nedocházelo k přehřívání a znehodnocení materiálu.

S větším rozsahem vyšetření narůstá radiační zátěž pacienta. V některých indikacích CT není snížení rozsahu žádoucí ani možné. Rozsah vyšetření by však měl být omezen na potřebné minimum, například u zobrazení srdce, u kterého není nutný zvýšený rozsah skenování.

I když je zvolena optimální délka, helikální CT vyžaduje k získání hrubých dat oblast na začátku a na konci vyšetření mimo zvolený rozsah. Zvláště u vyšetření, kdy je použit vysoký pitch, dochází k nevyužití dávky na okrajích skenu. Je to způsobeno tím, že přístroj udržuje efektivní mAs konstantní při zvyšování pitch faktoru zvýšením proudu. Následně se zvýší dávka, i když se počet otáček nemění. Tento efekt může být částečně redukován použitím dynamické z-kolimace. Na rozdíl od pevného kolimátoru, který je otevřen v celém rozsahu skenování, dynamický z-kolimátor otevírá pouze tu část kolimátoru vstupující do rozsahu skenování. Dynamický z-kolimátor se asymetricky otevírá a zavírá na začátku a na konci helikálního skenování. Následkem toho dochází k zablokování záření, které není použito k rekonstrukci obrazu. Bylo prokázáno, že díky dynamické kolimaci lze u nejnovější generace dvouzdrojových CT přístrojů snížit tuto dávku přibližně o 50% [Booij 2017].

3.1.3 Vícefázová vyšetření

Kromě naplánování správného rozsahu vyšetření má zásadní vliv na dávku počet fází vyšetření. Důležitá je správná indikace k provedení vícefázového CT vyšetření. Vícefázová CT se nejčastěji používají při zobrazování jaterních lézí. Provádí se vyšetření v arteriální, portovenózní a v některých případech v odložené fázi. V případě nálezu ložisek jsou u těchto pacientů nutné další kontroly k posouzení vývoje ložiska. V arteriální fázi lze dobře detekovat tepenné zásobení jater a léze, které se časně sytí. Z benigních ložisek je nejčastější hemangiom či fokální nodulární hyperplazie, v případě maligních ložisek se jedná o hypervaskularizované metastázy renálního karcinomu či neuroendokrinních tumorů pankreatu. Zvýšené syčení kontrastní látkou může vykazovat též hepatocelulární karcinom. V portovenózní fázi lze hodnotit portální a jaterní žíly, dále se dobře detekují ložiska, které se nesytí kontrastní látkou, jako jsou jaterní cysty či

hypovaskularizované metastázy kolorektálního karcinomu. Jaterní léze do 1 cm jsou příliš malé na to, aby mohly být charakterizovány. Hepatocelulární karcinom může být v arteriální fázi hyper-, iso- i hypodenzní, stejně se může zobrazovat i v portovenózní fázi vyšetření. V některých případech může být multifokální. Zařazením odložené fáze skenování lze detekovat malá ložiska hepatocelulárního karcinomu (do 2 cm) s větší senzitivitou než při použití pouze arteriální a portovenózní fáze [Monzawa 2007]. V některých případech lze provést nejprve nativní fázi. Zařazením nativního CT lze vytvořit barevné mapování pomocí arterial enhancement fraction, což může přispět k rozlišení benigních lézí od maligních. CT urotraktu je další indikací, kde se provádí více fází. Nativní CT je vysoce senzitivní k detekci litiázy, arteriální a venózní fáze detekuje ložiskové léze a napomáhá určit jejich dignitu. Lze též zobrazit cévní zásobení ledvin, což má velký význam při plánování chirurgických výkonů. Pro zobrazování vývodného systému se používá vylučovací fáze, která dobře zobrazí kalichopánvičkový systém, uretery a případné patologické procesy močového měchýře. Použitím techniky se sníženou dávkou (low-dose) během nativní a vylučovací fáze vyšetření lze snížit radiační zátěž a zachovat diagnostickou hodnotu vyšetření, je-li použita standardní dávka při kortikomedulární fázi [Dahlman 2012]. Při skenování s duální energií lze vynechat nativní fázi vyšetření a použít virtuálně nativní obraz pomocí subtrakce jodu z kontrastního vyšetření, čímž lze ušetřit jednu fázi vyšetření.

3.1.4 Automatická modulace proudu

Při konstantním použití hodnoty proudu je šum v obraze ovlivněn atenuací pacienta. Oblasti s vyšší atenuací jako jsou ramena a pánev budou obsahovat větší množství šumu a tím pádem nižší kvalitu zobrazení. Naopak u některých oblastí bude použito neadekvátně větší množství fotonů, než je zapotřebí k optimální kvalitě zobrazení. Jedná se o oblast hrudníku, kde je atenuace pacientem nejmenší. Zvýšení proudu má za následek zlepšení kvality obrazu, snížení šumu obrazu a zvýšení dávky. Obecně je vztah mezi proudem a dávkou pacienta v podstatě lineární.

Kalender WA a jeho spolupracovníci provedli simulační studie, kterými zjistili, že radiační dávka může být významně nižší, pokud je hodnota proudu upravována (modulována) podle atenuace záření v závislosti na úhlu natočení [Kalender 1999]. V současné době již všichni výrobci CT přístrojů nabízejí systém automatické modulace proudu. Tyto systémy umožňují zvýšení proudu v oblastech s největším útlumem a

snížení v oblastech s nejnižším útlumem. Automatická modulace proudu ve většině případů snižuje dávku pacienta a zároveň minimalizuje artefakty z fotonového hladovění. Automatická modulace proudu pracuje na různých principech v závislosti na konkrétním výrobcu. Obecně se používá kombinace čtyř strategií:

- 1) modulace proudu podle habitu pacienta vyjádřeného pomocí topogramu,
- 2) modulace osy z mění proud nepřetržitě podél osy z v závislosti na atenuaci pacienta v každém bodě,
- 3) úhlová modulace (v ose x, y) mění proud v závislosti na rotaci rentgenky kolem pacienta,
- 4) kombinovaná modulace (v ose x, y, z) upravuje proud ve všech osách v závislosti na atenuaci pacienta.

V praxi to znamená, že na základě topogramu dojde ke kvantifikaci atenuace v ose Z a úpravě nastavené výchozí referenční hodnotě. K dalším úpravám expozice dochází aktuálně během skenu. Výsledkem pak je odlišná hodnota expozice v místech s rozdílnou atenuací.

Limitace automatické modulace proudu

Pacienti s malým habitem či pediatričtí pacienti musí být správně umístění do gantry CT, jinak se mohou produkovat obrazy s vysokým šumem a příliš nízkými hodnotami proudu. V těchto případech je vhodná správná centrace pacienta či zvýšení hodnoty referenčních mAs pro menší pacienty. V případě použití automatické modulace proudu při skenování hlavy je nutná správná centrace v gantry, neboť i malá odchylka hlavy od izocentra může mít za následek zvýšení šumu v obraze. Ruce pacienta, pokud to pacientův stav umožňuje, by měly být mimo zobrazený rozsah při topogramu i při vlastním skenování. Nesoulad mezi topogramem a axiálními obrazy může nepříznivě ovlivnit funkci algoritmu a teoreticky zvýšit dávku. Pro každé skenování nemusí být nutné stejné hladiny šumu. V případě skenování s ultra nízkými dávkami lze snadněji použít protokol s nízkou fixní hodnotou proudu. U extrémně obézních pacientů může dojít k

rozporu mezi specifikovaným indexem šumu a maximální hodnota proudu nemusí být dostatečná pro poskytnutí diagnostické kvality zobrazení. U obézních pacientů vyšetřených na nejnovějších CT skenerech je v některých případech nutné nastavit maximální přípustnou hodnotu proudu, protože rentgenky těchto přístrojů mohou produkovat extrémně vysoké hodnoty proudu. Použití proudové modulace by pak u těchto pacientů mohlo výrazně zvýšit radiační dávku s cílem dosáhnout optimální úrovně šumu.

Nastavení automatické proudové modulace pro pediatrické pacienty by nemělo být používáno pro dospělé a naopak, protože některé softwary používají oddělené modulační křivky pro děti a dospělé. V případě záměny může toto použití zvýšit radiační dávku pro děti nebo vést k nedostatečným dávkám pro dospělé.

3.2 Nízkodávková CT vyšetření

CT se sníženou dávkou (low-dose CT) je způsob vyšetření, kdy snížení expozičních parametrů vede k redukci radiační zátěže pacienta. Dochází ke snížení hodnot proudu až na 20 mAs a napětí na 100 kV nebo 80 kV, v některých případech na 70 kV. Využívají se především při vyšetřování orgánů s nízkou absorpcí a velkým kontrastem proti okolním strukturám (plíce, tračník, vedlejší nosní dutiny, čelisti, zuby, CT urografie) a při vyšetřování dětských pacientů. Negativním důsledkem snižování expozičních parametrů je vyšší hladina obrazového šumu, která ovlivňuje zejména kvalitu zobrazení měkkých tkání. Z tohoto důvodu se při těchto vyšetřeních nepoužívá kontrastní látka, s výjimkou vylučovací urografie, kde je však koncentrace kontrastní látky v uretotech velmi vysoká a opět tedy obrazový šum nelimituje diagnostickou kvalitu.

Klinické využití

Nízkodávkové CT plic se využívá v detekci a u kontrol ložiskových a difúzních plicních procesů, dále též při screeningu karcinomu plic [Veronesi 2014, Rampinelli 2012]. U intersticiálních plicních procesů může být výsledná obrazová kvalita snižovaná, většina se však používá k hodnocení vývoje procesu. Zhoršená je však hodnotitelnost mediastina a hrudní stěny. Někteří autoři uvádějí, že nízkodávkový protokol může poskytovat výsledky srovnatelné se standardním CT protokolem plic, což dále podporuje používání nízkodávkového CT [Kubo 2016]. Použitím technologií jako jsou nejnovější generace

iterativních rekonstrukcí a cínové filtru lze dosáhnout velmi nízkých efektivních dávek pohybujících se v desetinách mSv [Martini 2015].

Dlouhou dobu byl prostý snímek hlavní metodou při zobrazování mnohočetného myelomu. Hlavní nevýhodou standardních CT protokolů byla vyšší radiační zátěž. Celotělové nízkodávkové CT skeletu lze využít k detekci osteolytických lézí s větší senzitivitou a nižší radiační zátěží pacienta [Lambert 2017]. CT bylo zavedeno jako diagnostické kritérium při onemocnění mnohočetným myelomem.

V oblasti hlavy lze s výhodou použít nízkodávkové CT v detekci patologických procesů paranasálních sinů, kdy lze dosáhnout velmi nízké dávky, která se blíží úrovni prostých RTG snímků.

V zobrazování patologických procesů urotraktu lze nízkodávkové CT použít při detekci urolitiázy. Přítomnost vysoce kontrastního materiálu v okolních měkkých tkáních dovoluje tyto změny hodnotit i při vyšším šumu v obraze. Použitím iterativních rekonstrukcí a cínové filtru lze získat lepší kvalitu obrazu a zároveň efektivně snížit dávku.

3.2.1 Ultra nízkodávkové CT

Nízkodávková CT vyšetření jsou vzhledem k nižším expozičním hodnotám zatížena větším množstvím šumu, což v některých případech může znehodnotit kvalitu hodnocení. Nejnovější generace iterativních rekonstrukcí jsou schopné tento šum efektivně odstranit, a tudíž se nabízí možnost provádět vyšetření při nastavení velmi nízkých expozičních parametrech.

Nejnovější (třetí) generace dvoudrojového CT a třetí generace iterativních rekonstrukcí umožňuje podstatné snížení radiační zátěže. Publikované studie ve Spojených státech prokázaly 20% snížení mortality u rakoviny plic u populace s vysokým rizikem při použití nízkodávkového CT ve srovnání s prostým snímkem [Chudgar NP 2012]. U těchto pacientů jsou většinou nutné opakované kontroly pomocí nízkodávkového CT k posouzení vývoje ložisek či provedení standardního kontrastního CT nebo PET/CT. Použití ultra nízkodávkového CT pro screening lze dosáhnout stejné kvality jako při použití nízkodávkového CT [Fujita 2017]. Detekce plicních uzlů je však možné provádět na nejnovějších CT přístrojích s použitím iterativních rekonstrukcí s průměrnou efektivní dávkou 0,06 mSv [Gordic 2014, Jin 2018]. V oblasti hrudníku lze též ultra nízkodávkové CT použít při podezření na plicní embolii, kdy lze dosáhnout průměrné efektivní dávky

1,38 mSv se zachovalou diagnostickou kvalitou hodnocení [Sauter 2016]. V minulosti se průměrná efektivní dávka při CTA plicnice pohybovala kolem 10,7 mSv [Takahashi 2013].

Díky těmto technickým a postprocessingovým inovacím se efektivní dávka ultra nízkodávkového CT dostává na stejnou hodnotu jako efektivní dávka při prostém snímku plic (0,1 mSv), avšak s mnohonásobně větší diagnostickou informací.

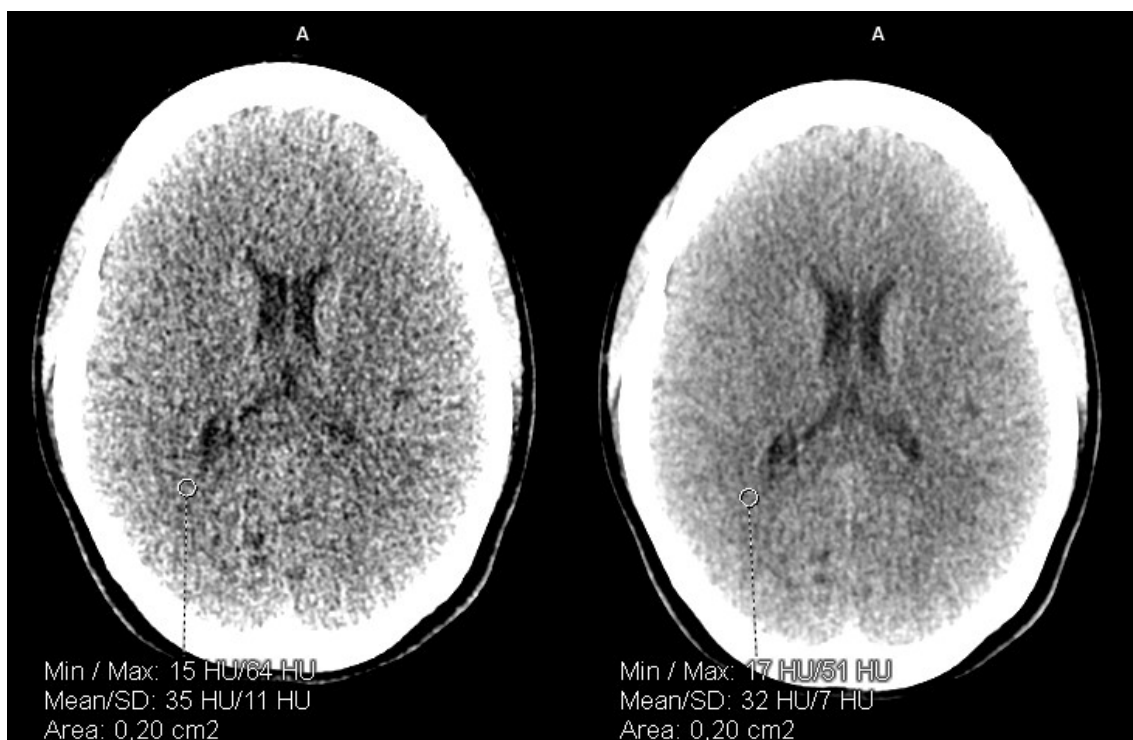
3.3 Iterativní rekonstrukce

K rekonstrukci výsledných obrazů z hrubých dat pořízených pomocí CT se používají různé matematické algoritmy. Tyto algoritmy na rozdíl od hodnot expozice přímo neovlivňují dávku. Nově používané algoritmy však snižují obrazový šum, což dovoluje použít CT techniky s nižší dávkou se zachovalou kvalitou výsledného obrazu. Kromě redukce šumu mohou některé algoritmy také zlepšit prostorové rozlišení a redukovat artefakty.

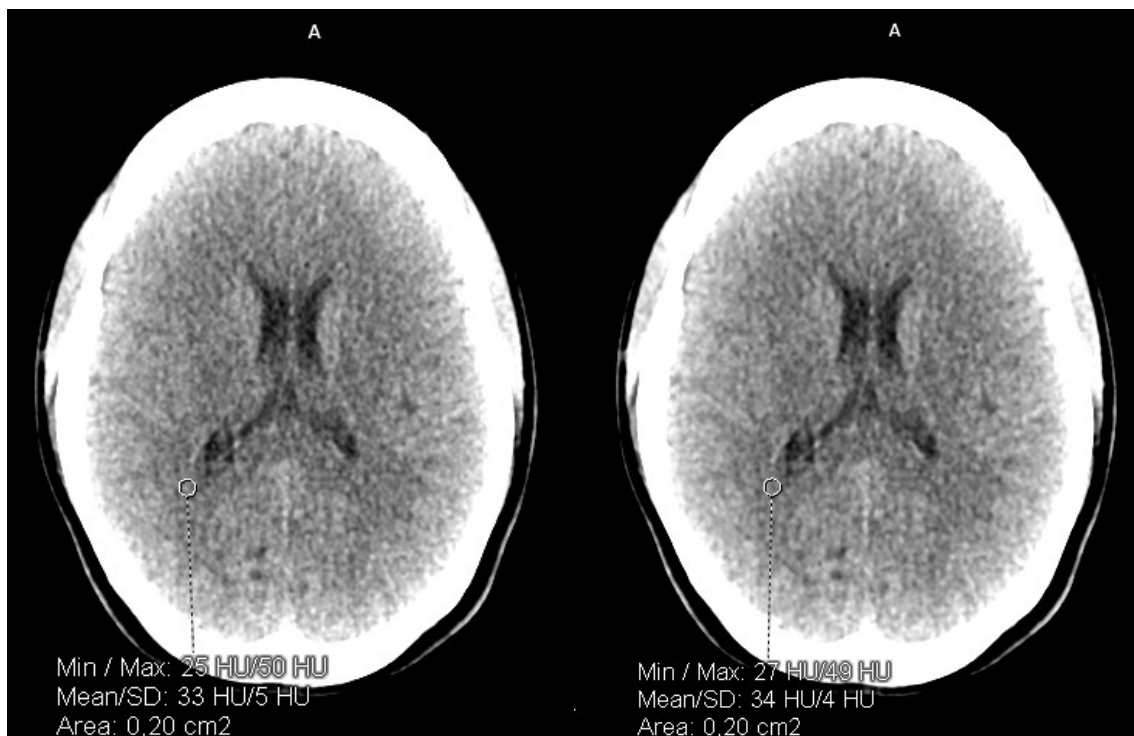
Filtrovaná zpětná projekce (filtered back projection - FBP) je základní matematická rekonstrukční technika. Byla zavedena v začátcích výpočetní tomografie v 70. letech. Výhoda filtrovaná zpětné projekce je rychlost a menší náročnost na výpočetní systémy. Nevýhoda je vysoký šum ve výsledném obraze, který pomocí filtrované zpětné projekce nelze odstranit, protože jsou hrubá data bez úprav převedena do výsledného obrazu.

Iterativní rekonstrukce představují moderní a sofistikovaný přístup ve zpracování hrubých dat. Iterativní rekonstrukční algoritmus začíná počátečním odhadem objektu. Postupnými iteracemi (kroky) se zlepšuje počáteční odhad hodnoty atenuace porovnáváním teoretické projekce se získanými daty projekce. Čistě iterativní rekonstrukční techniky kladou velké nároky na výpočetní systém a výrazně prodlužují dobu rekonstrukce obrazu. Hybridní iterativní rekonstrukční metody kombinují filtrovanou zpětnou projekci a iterativní rekonstrukci. Většina redukce obrazového šumu se děje v obrazovém prostoru. Hybridní rekonstrukce tedy zvyšují rychlost vzniku obrazu. Postupně byly výrobci uvedeny nové generace iterativních rekonstrukcí. V roce 2011 uvedla firma Siemens druhou generaci iterativních rekonstrukcí SAFIRE (sinogram affirmed iterative reconstruction), která kombinuje výsledky jednotlivých iterací v obrazové prostoru a v prostoru hrubých dat. Při použití CT s duální energií záření a současným použitím iterativní rekonstrukce SAFIRE může být dosaženo stejné dávky jako při použití CT s jednou energií záření [Ferda 2013]. Recentně byly představeny nejnovější generace iterativních rekonstrukcí. ADMIRE (advanced modeled iterative reconstruction) patří do třetí generace

iterativních rekonstrukcí. Spolu s předchozí generací patří do kategorie statistických metod iterativních rekonstrukcí, které jsou označovány jako modelové. Používá se zde vážení v prostoru hrubých dat následované zpětnou projekcí a dále modelování v obrazovém prostoru dat. Dalším krokem jsou generována "pseudo-hrubá data", která jsou porovnávaná s hrubými daty. Nová generace iterativních rekonstrukcí má další potenciál významně snížit dávku a to zejména u nízkodávkových CT plic, CT břicha či CT temporální kosti. Stejně jako u předchozí generace lze zvolit faktor rekonstrukce 1-5. U faktoru 5 je nejvíce redukován šum a doba vzniku obrazu je delší, u faktoru 1 je tomu naopak. Jednou z nevýhod iterativních rekonstrukcí je zkreslení obrazu při překročení optimálního počtu iterací. Následkem toho pak dochází k fenoménu zvanému overfitting. Vzniklé obrazy mohou být uměle vyhlazené či mají skvrnitý vzhled [Žižka 2011].



Obrázek 5 a 6 – Vlevo hodnota šumu (SD) bez použití iterativní rekonstrukce, vpravo při použití iterativní rekonstrukce (ADMIRE) faktor 1 (tloušťka řezu 1 mm)



Obrázek 7 a 8 – Vlevo hodnota šumu (SD) při použití iterativní rekonstrukce (ADMIRE) faktor 3, vpravo faktor 5 (tloušťka řezu 1 mm)

3.4 Cínový filtr

Cínové filtry jsou speciální typy filtrů, které jsou vloženy mezi zdroj záření a standardní bowtie filtr. Cínové filtry mají tloušťku 0,4–0,6 mm v závislosti na výkonu zdroje záření. Mohou být použity u dvouzdrojových i jednozdrojových CT přístrojů. Použitím cínové „prefiltrace“ má za následek redukci nízkoenergetických fotonů spektra záření. Tímto způsobem dochází ke snížení radiační zátěže a zároveň se zvyšuje průměrná energie fotonů. Pomocí cínové filtrace může být dosaženo přibližně 20% snížení radiační zátěže než bez použití cínového filtru. Cínová filtrace je dobře využitelná, jsou-li vyšetřovány struktury s vysokým kontrastem, jako je skelet a vzduch. Proto je cínová filtrace dobře využitelná při vyšetřování hrudníku, vedlejších dutin nosních a v kolonografii [May 2017, Lell 2015, Wuest 2016]. Další využití cínové filtrace je při CT s duální energií záření, kdy současné použití cínové filtrace u rentgenky s vyšším napětím (140 kV) zvyšuje schopnost rozlišit mezi vápníkem a jodem bez zvýšení celkové radiační zátěže pacienta. Cínový filtr dále zlepšuje kvalitu zobrazení, jelikož u virtuálně nativního zobrazení snižuje obrazový šum o 30%.

3.5 Současné technické aspekty a možný budoucí vývoj

Výpočetní tomografie prodělala od svého zavedení do klinické praxe enormní technické pokroky. Tyto inovační pokroky vedly k rozšíření spektra klinických indikací s následným velkým dopadem na péči o pacienta.

Jednou z největších předností současných CT přístrojů je rychlost zobrazení. Nárůst zobrazovací rychlosti je v podstatě exponenciální. Od zavedení CT v 70. letech vzrostl o více než 7 řádů. Zvýšení rychlosti spolu se zlepšením detekce a kvality obrazu učinilo z CT metodu významně zlepšující péči o pacienty. Kliničtí lékaři považují CT za jednu z nejdůležitějších technických inovací v lékařství. Hlavními hnacími silami technologického vylepšení byla poptávka lékařů pro zlepšení kvality obrazu, rychlosti vyšetření a nových klinických využití. S rostoucím využitím a počtem vyšetření však roste radiační zátěž populace, i když se vlastní radiační zátěž během CT snižuje. Přínosy CT převyšují riziko, ale znepokojení a obavy z radiační zátěže se staly hlavními prvky ovlivňující vývoj CT. Očekává se, že vývoj technologií CT bude v nadcházejícím období ovlivněn zejména zlepšením kvality obrazu, rychlosti akvizice, novými indikacemi a snížením radiační zátěže.

Dvouzdrojové CT významně urychluje akvizici dat pomocí dvou rentgenových zdrojů a dvou detektorových sad. To snižuje minimální periodu rotace pro získání potřebných dat z potřebných 180° přibližně na polovinu, čímž se sníží minimální perioda rotace pro danou rychlost o faktor dva. Nepředpokládá se, že by v budoucnu bylo možné instalovat více zdrojů záření než dva.

Dalším technickým omezením limitující nižší periody rotace je dostředivá síla působící na komponenty v gantry, zejména na rentgenku. Od poloviny 90. let došlo k výraznému nárůstu těchto sil. Na komponenty v gantry působí dostředivé síly, které jsou téměř 40x větší než gravitační síla země. Lze předpokládat, že dojde ke snížení periody rotace ze současně nejkratší periody rotace 0,25 s na 0,2 s či méně. Hlavní klinickou indikací, která vedla k vyššímu časovému rozlišení je zobrazování srdce. Vzhledem k současnému časovému rozlišení pod 1 s je možné spustit akvizici dat v určité fázi srdečního cyklu, vícefázové zobrazení může být provedeno za účelem zobrazení srdeční funkce. I při velmi dobrém časovém rozlišení mohou srdeční struktury způsobit rozmazání obrazu díky pohybovým artefaktům. Nové algoritmy jsou schopné odhadnout pohyb srdce jako součást procesu rekonstrukce a vytvářet korekci zbytkového pohybu během sběru dat. Lze vytvářet obrazy s menším počtem artefaktů.

Možnost redukce radiační dávky pomocí úpravy expozičních parametrů je závislá na kvalitě detekce a úpravy obrazových parametrů. Důležitým faktorem je pak určité prostorové rozlišení detektoru. V minulosti došlo k významnému zlepšení prostorového rozlišení detektorů, od roku 2000 se prostorové rozlišení detektorů pohybuje na konstantní úrovni. Důvodem je technologie detektorů, která byla použita v CT. Všechny komerční systémy využívají scintilační fotodiodové detektory. Scintilátory jsou individuálně řezané a leštěné, obklopené reflektory k zamezení tzv. crosstalku detektorů. Crosstalk detektorů je jev, při kterém detektor přijímá signál určený pro sousední detektor. Detektory jsou opticky spojeny s fotodiodami. Rentgenové záření absorbované scintilátory se přemění na světlo, které je fotodiodou přeměněno na elektrický signál. Vzdálenost detektorů je přibližně 1 mm, tloušťka reflektoru je přibližně 0,1 mm. Rentgenové paprsky dopadající na reflektory jsou ztraceny, detektory mají ve dvou rozměrech účinnost asi 80%. Konstrukce detektorů s vyšším rozlišením by vyžadovala konstrukci menších scintilátorů, což je technologicky obtížné. Navíc by byla větší část detektoru pokryta reflektorem, což by vedlo ke snížení geometrické účinnosti.

Teoreticky, velmi vysoké rozlišení detektorů by bylo schopné detekovat dva malé signály v těsné blízkosti. Dalším technickým omezením současných detektorů je elektronický šum. Jediným způsobem, jak lze tento šum snížit, je zvýšení signálu, což způsobí zvýšenou radiační zátěž pacienta, či snížení úrovně elektronického šumu systému. Byly navrženy technologie detektorů, které potlačují současné limitace detektorů. Jsou k dispozici detektory s přímou konverzí fotonů. Crosstalk mezi sousedním detektory je zamezen polovodičem, v kterém jsou nabitě částice pomocí siločar usměrněny. Tyto detektory nevyžadují reflektory, aby se zabránilo crosstalku. Tímto způsobem omezují geometrickou neefektivnost a zvyšují prostorové rozlišení. Jestliže je systém navržen tak, aby jednotlivé fotony byly detekovány a spočítány, může se potlačit elektrický šum. Systém detektorů může být navržen tak, aby kalkuloval s více signálními pásmy. Tímto způsobem je pak možná selekce fotonů do energetických intervalů. Systém musí obsahovat vlastní spektrální detektor. Výhodou těchto přímých detektorů s počítáním fotonů je 100% geometrická účinnost, žádný elektronický šum, vyšší prostorové rozlišení a schopnost spektrálního zobrazení. Technologie počítání fotonů (photon-counting) je velmi slibným prvkem v technickém vývoji CT zobrazování. Je však nutné dalšího vývoje a optimalizace v oblasti hardwaru tak i algoritmů zpracování dat. Hlavní technická limitace vyplývá z počtu detektorů. Tyto systémy nejsou schopny zpracovat vysoký tok rentgenových paprsků dopadajících na detektor.

3.6 Vývoj radiační zátěže

Narůstající počet CT vyšetření a rozšiřování indikací vede ke zvýšení radiační zátěže. V roce 1980 byl podíl ozáření z lékařských zdrojů přibližně čtvrtinový, v roce 2006 byl poloviční. V roce 2006 radiační zátěž z CT představovala polovinu z lékařských zdrojů, tedy asi čtvrtinu celkové radiační zátěže. Výrobci CT přístrojů byly tímto faktem značně ovlivněni a hledali způsoby, kterými by bylo možné radiační zátěž snížit. Názorným příkladem je CT vyšetření srdce, konkrétně zobrazování koronárních tepen. Technologický vývoj vedl ke snižování radiační zátěže během vyšetření, dostupností nových technik, rychlejší akvizicí dat a zlepšení obrazové kvality.

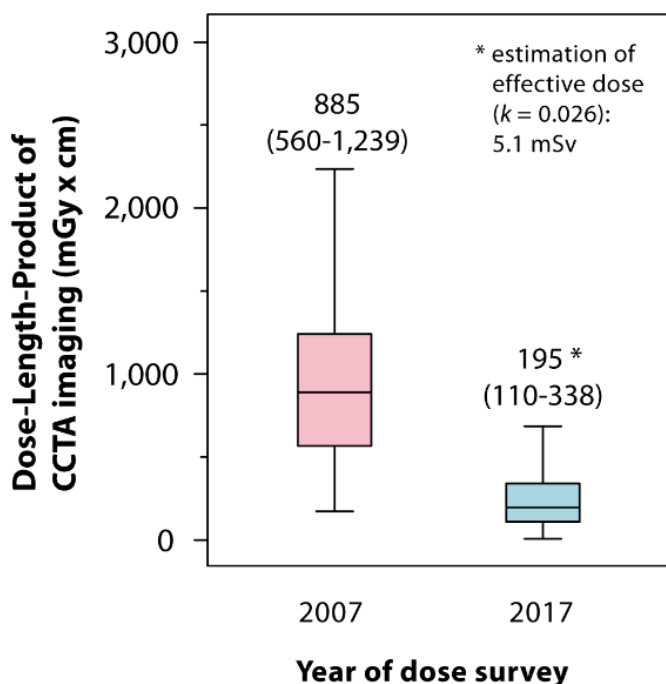
S uvedením 4-řadého CT a nástupem éry multidetektorových CT přístrojů bylo možné vyšetřit koronární tepny pomocí CT. Nevýhodou počátečních vyšetření byla dlouhá doba vyšetření, značné pohybové artefakty, artefakty způsobené přítomností vysoce kalcifikovaných lézí a přítomností stentů. S přibývajícím počtem řad detektorů se zvýšila rychlost akvizice dat a tudíž menší náchylnost k pohybovým artefaktům. Ve zhodnocení 1965 CT koronarografií byl zjištěn průměrný DLP 885 mGy.cm, odpovídající efektivní dávce 12 mSv. Byly však zaznamenány případy, kdy efektivní dávka byla 30 mSv [Hausleiter 2007]. Pro srovnání, průměrná dávka během invazivní selektivní koronarografie se pohybuje v rozmezí 5–7 mSv [Coles 2006, Gerber 2009]. Data pro konstrukci obrazu byla pořízena během celé fáze srdečního cyklu, k rekonstrukci však byla použita pouze z určití fáze srdečního cyklu. To mělo za následek vysokou radiační zátěž a produkci redundantních dat.

S postupujícími zkušenostmi s prováděním CT koronarografie se zároveň snižovala perioda rotace a byly dostupné širokořadé CT přístroje. Byly uvedeny inovativní techniky, jako je adaptivní EKG-pulsing, při které dochází ke snížení hodnoty proudu během fáze, která nebude použita pro rekonstrukci koronárních tepen. Zároveň je však možné hodnotit struktury, pro které není potřeba vysoká kvalita obrazu (srdeční komory, chlopně). Interval akvizice dat pro CT koronarografie je získán s plnou dávkou. Efektivní dávka se pohybovala od 4–9 mSv. Prospektivní EKG-triggering, nazývaný též technika step and shoot či sekvenční skenování byla další možností, pomocí které se dále snížila radiační zátěž [Earls 2008, Herzog 2008, Husmann 2008, Maruyama 2008, Scheffel 2008, Stolzmann 2008]. Tato technika skenovala určitou část srdce během předdefinovaného

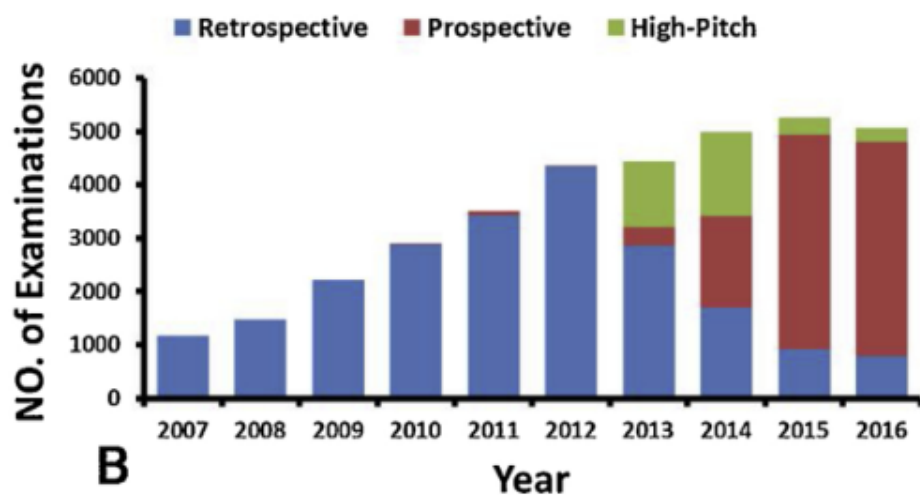
intervalu na EKG. Efektivní dávka se u tohoto typu vyšetření pohybovala od 1–3 mSv, s průměrnou hodnotou 2,3 mSv.

V roce 2006 bylo uvedeno do klinické praxe dvouzdrojové CT. Díky dvou zdrojům záření bylo možné nastavení vysoké hodnoty pitch faktoru až na 3,2 s dosažením časové rozlišení až 75 ms [Achenbach 2010, Flohr 2009, Hausleiter 2009]. U některých pacientů s nízkou a střední srdeční frekvencí (do 70/min) lze pořídit sken srdce během jedné srdeční revoluce. Efektivní dávka během této techniky je méně než 1 mSv s velmi dobrou kvalitou zobrazení. Třetí generace dvouzdrojových CT přístrojů umožňuje další snížení radiační zátěže a použití vysokých hodnot pitch faktoru u pacientů s vyšší hodnotou srdeční frekvence [Linsen 2016].

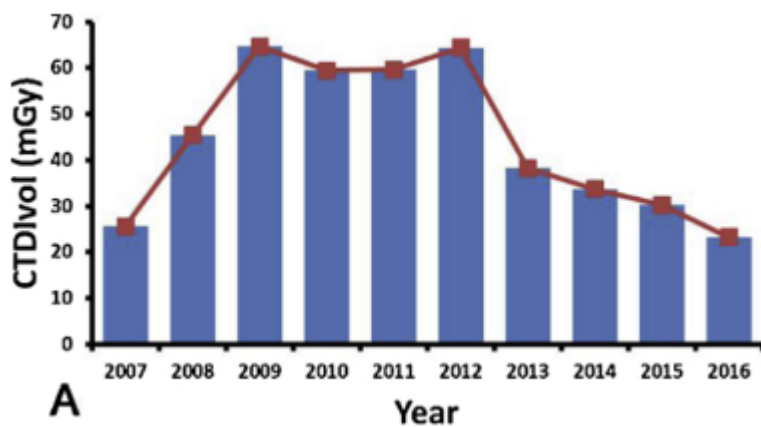
Kontinuální technický vývoj a nové trendy v zobrazování, jako jsou iterativní rekonstrukce, vedly ke snížení radiační zátěže. Reprezentativním příkladem je CT koronarografie. Z metody prvně prováděné na 4-řadém přístroji se značnou radiační zátěží a omezenou diagnostickou výtěžností se postupně stala metoda, která je již ve většině případů plnohodnotnou alternativou k diagnostické invazivní selektivní koronarografii s efektivní dávkou 5–7x menší.



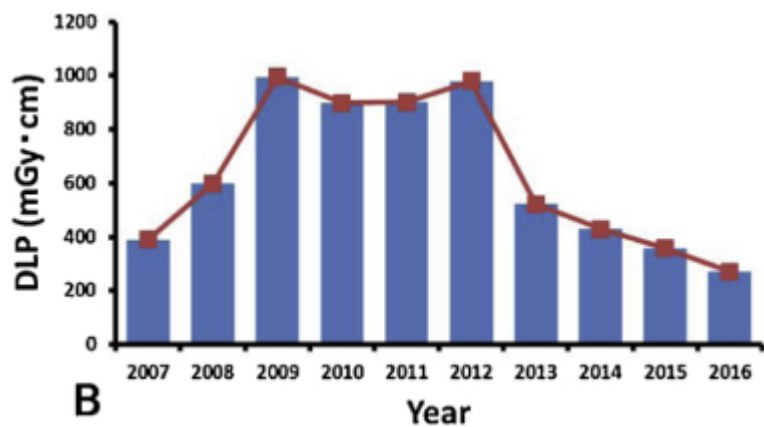
Obrázek 8 – Hodnota DLP při CT koronarografii (zdroj: www.acc.org)



Obrázek 9 – Vývoj zastoupení technik k provádění CT koronarografie (zdroj: doi: 10.1016/j.ejrad.2019.02.012.)



Obrázek 10 – Vývoj průměrného CTDI při CT koronarografii (zdroj: doi: 10.1016/j.ejrad.2019.02.012.)



Obrázek 11 – Vývoj průměrného DLP při CT koronarografii (zdroj: doi: 10.1016/j.ejrad.2019.02.012.)

4 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda je syndrom rychle se rozvíjejícího neurologického deficitu, který vzniká na podkladě mozkové ischemie či krvácení.

4.1 Ischemická cévní mozková příhoda

Ischemická cévní mozková příhoda představuje nejčastější typ cévního postižení mozku, tvoří 80–85% všech iktů. Ischemické cévní mozkové příhody vznikají při snížení prokrvení určité části nebo celého mozku, kdy mozková perfuze klesá pod 20 ml/100 g mozkové tkáně/min. Příčiny ischemických cévních mozkových příhod jsou různorodé a často se kombinují.

Etiopatogeneze ischemických cévních mozkových příhod

Nejčastější příčiny cévních mozkových příhod se rozdělují na lokální a globální.

Mezi lokální příčiny patří:

- angiopatie
 - ateroskleróza
 - small vessel disease
 - zánětlivé angiopatie (lupus erythematosus, arteritis gigantocellularis, polyarteritis nodosa, parainfekční vaskulitidy)
 - amyloidní angiopatie
 - fibromuskulární dysplazie
 - arteriální disekce
 - postradiační angiopatie
 - onemocnění moyamoya
 - geneticky podmíněné angiopatie (syndrom CADASIL, MELAS)
 - cévní spasmy při migréně

- embolizace
 - embolizace z oblouku aorty, karotických a vertebrálních tepen

- kardioembolizace – fibrilace síní, flutter síní, stav po infarktu myokardu, aneurysma levé komory srdeční, trombus levé komory, dilatační kardiomyopatie, paradoxní embolizace

Mezi globální příčiny patří:

- hypoxie
 - hypoxická
 - stagnační
 - anemická
 - z reologických příčin

Klasifikace ischemických cévních mozkových příhod

Podle průběhu iktu se rozlišuje:

- Tranzitorní mozková příhoda (TIA, transient ischemic attack) je fokální porucha mozkové funkce nebo zraku bez vývoje mozkového infarktu. Jde o krátkodobý jev se spontánní úpravou, který do několik minut odezní (maximálně do 24 hodin).
- Reverzibilní mozková příhoda (RIND, reversible ischaemic neurological deficit) je cévní mozková příhoda s náhle vzniklou klinickou symptomatologií, která samovolně odeznívá, většinou do 14 dnů. Může vzniknout drobný neurologický deficit.
- Dokončená cévní mozková příhoda (completed stroke) je cévní mozková příhoda s náhle vzniklou klinickou symptomatologií, funkční postižení je trvalé.
- Progredující mozková příhoda (stroke in evolution) je mozková ischemie s postupnou progresí klinických příznaků. Jedná se o méně častý klinický obraz iktu.

Podle příčiny iktu se rozlišuje na:

- Onemocnění velkých tepen (makroangiopatie) je příčinou ischemického iktu přibližně v 50 %. Jedná se o postižení magistrálních přívodných tepen mozku. Nejčastěji vzniká jako následek aterotrombosklerotického procesu, vzácněji pak na podkladě disekce či fibromuskulární dysplazie.
- Onemocnění malých tepen (mikroangiopatie) je příčinou ischemického iktu asi ve 25 %. Příčinou je postižení drobných perforujících tepen odstupujících z Willisova okruhu fibrinoidní nekrózou, lipohyalinózou a aterosklerózou (souhrný název small vessel disease complex), vzácněji pak vaskulitidy či amyloidní angiopatie.
- Kardioembolizace představuje asi 20 % všech ischemických iktů. Příčinou jsou onemocnění srdce doprovázená tvorbou trombu v levé komoře či síni, případně defekt srdečního septa při paradoxní embolizaci.
- Ostatní a blíže neurčené příčiny iktu.

4.2 Hemoragická cévní mozková příhoda

Hemoragická mozková příhoda vzniká jako následek intrakraniálního krvácení. Jedná se méně častý typ cévní mozkové příhody. Je zastoupena v 15–20 %.

Intracerebrální krvácení

Intracerebrální krvácení (ICH, intracerebrální hemoragie) tvoří 10–15 % všech iktů. Krvácení do mozkové tkáně vzniká při ruptuře cévní stěny tepen, daleko méně častěji žil.

Etiopatogeneze intracerebrálního krvácení

Na etiopatogenezi intracerebrálního krvácení se podílí tři faktory: anatomické, hemodynamické a hemokoagulační.

- anatomické
 - small vessel disease complex
 - amyloidní angiopatie

- cévní anomálie - aneurysma, arteriovenózní malformace, kavernom, venózní angiom
 - mozkový infarkt - hemoragická transformace
 - trombóza žilních splavů
- hemodynamické
 - systémová arteriální hypertenze
 - hemokoagulační
 - antikoagulační a trombolytická léčba
 - hematologická onemocnění

Klasifikace intracerebrálního krvácení

Intracerebrální krvácení se obvykle rozděluje podle místa vzniku na typická a lobární.

- Typická krvácení vznikají jako následek systémové arteriální hypertenze (80 %), nejčastěji postiženou lokalitou jsou centrální oblasti mozkových hemisfér, méně často je postižena oblast mozkového kmene či mozeček.
- Lobární krvácení se nachází více povrchně, uložena většinou subkortikálně. Příčinou jsou cévní anomálie či amyloidní angiopatie.

Subarachnoidální krvácení (SAK)

Subarachnoidální krvácení představuje asi 5% všech iktů.

Etiopatogeneze a klasifikace subarachnoidálního krvácení

Nejčastější příčinou subarachnoidálního krvácení je ruptura aneuryzmatu tepen Willisova okruha. Jedná o krvácení do zevního likvorového prostoru. Někdy se může vyskytovat současně či izolovaně krvácení do komorového systému. Současně se může jednat o krvácení do mozkové tkáně (intracerebrální hematom). Většinou se jedná o

onemocnění s vysokou mortalitou. Subarachnoidální krvácení se klasifikuje podle Hunt a Hesse do 5 stupňů na základě subjektivních příznaků a objektivního neurologického nálezu.

- stupeň I – lehká bolest hlavy, mírná ztuhlost šíje, bez ložiskových mozkových příznaků
- stupeň II – prudká bolest hlavy, meningeální syndrom, paréza hlavových nervů
- stupeň III – somnolence, lehké až středně těžké ložiskové příznaky
- stupeň IV – sopor, středně těžké až těžké ložiskové příznaky
- stupeň V – koma, decerebrační syndrom

4.3 Patofyziologie ischemické CMP

Funkční integrita buněk centrálního nervového systému je zajištěna vysokým obratem oxidativní glykolýzy, což činí mozkovou tkáň závislou na aerobním metabolismu. Autoregulační mechanismy mozku zachovávají konstantní perfuzi během výkyvů systémového tlaku krve a srdečního výdeje přibližně v rozmezích středního arteriálního tlaku 60–150 mm Hg. Autoregulační mechanismy jsou komplexní změny neurogení, myogenní a metabolické povahy, patří mezi ně kontrakce a relaxace hladké svaloviny v arteriolách a uvolňování vazoaktivních látek – CO₂, O₂, H⁺, K⁺, Ca²⁺, adenosinu a endoteliálních faktorů, především oxidů dusíku [Ferda 2007].

Normální hodnota mozkové perfuze je v šedé hmotě 50 ml/100g mozkové tkáně/min, hodnota perfuze v bílé hmotě je nižší. Funkční změny mozku jsou též ve velké míře závislé na saturaci krve kyslíkem. Za optimálních podmínek saturace je kritická minimální hodnota perfuze mozku 15–25 ml/100g/min, při poklesu pod 10–15 ml/100g/min vede ke smrti mozkové buňky. Na variabilitě přežívání mozkových buněk rychlost vzniku hypoperfuze, tělesná teplota, hodnota glykémie a další faktory. Jestliže průtok neklesá pod 12 ml/100 mg/min, je mozková tkáň schopna různě dlouhou dobu přežít se zachovalou buněčnou integritou, avšak s vymizelými funkcemi.

Neuron potřebuje ke své správné funkci neustálý přísun glukózy a kyslíku. Při ischemii dochází ke kaskádě změn, kdy dochází k selhání funkce mitochondrií a produkci ATP. To vyvolává další změny, které vyvrcholí poškozením buněk. V nejčasnějších fázích mozkové ischemie se v teritoriu uzavřené tepny začíná rozvíjet nekróza tkáně v oblastech, kde perfuze poklesne pod 12 ml/100 mg/min, tato oblast se nazývá jádrem ischemie

(core). Mozková tkáň, která doposud nepropadla nekróze, se nazývá zona penumbra (ischemický polostín). Osud penumbry závisí na rekanalizaci tepny a obnovení mozkové perfuze. Mezi oblastí normální perfuzí a oblastí zona penumbra se nachází různě široká oblast oligémie, kde mozková perfuze dostačuje k udržení integrity buněk i jejich funkce.

Rekanalizace okludované tepny může nastat samovolně zvýšením perfuzního tlaku nebo spontánně trombolýzou vnitřními mechanismy. Další možností je aplikace trombolytika intravenózně, lokálně intraarteriálně endovaskulární cestou či endovaskulární mechanická trombektomie. Pokud nedojde k obnovení průtoku v oblasti postižené ischemií, dochází postupně ke zvětšování nekrózy na úkor penumbry.

Reakce mozkové tkáně na ischemii probíhá relativně uniformně. Pokud se mozková perfuze sníží pod kritickou hodnotu, odumírají mozkové buňky v následujícím pořadí: nejprve neurony, poté astrocyty, pak oligodendroglie a jako poslední odumírají mikroglie. Nejčasnější změnou projevující se již kolem 20. minuty od počátku je dysfunkce sodíko-draslíkové pumpy dependentní na ATP. Zánik sodíko-draslíkové pumpy má za následek zvětšování objemu buňky kvůli nahromadění vody, na které má také vliv zvyšující se koncentrace glutamátu. Intracelulární cytotoxický edém je první zobrazitelným morfologickým znakem na MR a CT. Přibližně za 4 až 6 hodin je ischemie dokončená, neurony se srašťují a dochází k dezintegraci synapsí. Po 24 hodinách je dezintegrace mozkové tkáně dokončená a začíná úklidová reakce fáze ischemie, která začíná na periférii ischemie a pokračuje centrálně.

S úklidovou reakcí se zároveň objevuje porucha hematoencefalické bariéry, která je zodpovědná za pronikání látek z intravaskulárního prostoru přímo do mozkové tkáně. Obnova hematoencefalické bariéry nastává po 7 až 14 dnech. U maligního typu ischemie pak může vznikat extracelulární edém, který je nejvýraznějším projevem porušení hematoencefalické bariéry. Tento edém po prodělané ischemii zapříčiňuje vznik nitrolební hypertenze a vznik mozkových či v případě infratentoriální ischemie mozečkových hernií.

V některých případech se může objevit krvácení do ischemických ložisek kvůli porušení endotelu cév v akutní fázi ischemie. Toto krvácení se nazývá malacia rubra – červená malacie. Nejčastěji vzniká v temporálním laloku na rozhraní střední a zadní mozkové tepny. Nejedná se o krvácení destruktivního typu při hypertenzním krvácení, ale o průchod erytrocytů do malatické tkáně přes narušenou strukturu stěny cév. Ke spontánnímu aktivnímu krvácení do ischemického ložiska dochází nejčastěji v povodí

střední mozkové tepny. Vznikne-li tento typ krvácení, jedná se ve většině případů o reperfuční destruktivní krvácení.

4.4 Terapeutické okno

Jedinou kauzální terapií ischemické CMP je včasné zahájení reperfuční terapie od začátku příznaků. V přístupu k terapii CMP lze najít určité podobnosti s terapií infarktu myokardu – časná rekanalizace okludované tepny k obnovení perfúze v zachránitelné tkáni. U indikovaných pacientů je prováděna intravenózní trombolýza (IVT) podáním rekombinantního tkáňového aktivátoru plasminogenu. První zprávy o IVT u CMP jsou z roku 1958. Až do roku 1995 zůstala CMP bez prokázané léčby. Roku 1996 bylo ve Spojených státech zahájeno podávání IVT. Od té doby byly provedeny studie na posunutí časového limitu pro podání IVT. Další možností je více invazivní způsob pomocí endovaskulární terapie (EVT). Nejprve byly u pacientů intraarteriálně aplikovány léky do místa okluze. V roce 2004 byla zahájena éra mechanického odstranění trombu podpořená studií MERCI (Mechanical Embolus Removal in Cerebral Ischemia) [Smith 2005]. Od té doby proběhla řada studií, která se zabývala vlivem mechanické trombektomie s různě slibnými výsledky.

Recentně publikované výsledky studie DEFUSE 3 (Endovascular Therapy Following Imaging Evaluation for Ischemic Stroke) prokázaly lepší funkční stav u pacientů s okluzí velké tepny (proximální úsek ACM, ACI) a zároveň s malým objemem jádra na perfučním vyšetření, kteří podstoupili mechanickou trombektomii (MT) a IVT než u pacientů léčených pouze IVT [Albers 2018]. Pacienti v této studii byli léčeni až do 16 hodin od začátku klinických příznaků. Podobně slibné výsledky byly publikovány i v další studii DAWN (Clinical Mismatch in the Triage of Wake Up and Late Presenting Strokes Undergoing Neurointervention With Trevo) [Nogueira 2018].

Tyto nové poznatky naznačují, že v nadcházejících letech budou zobrazovací metody představovat v diagnostice a v přesnější selekci pacientů pro reperfuční terapii narůstající a důležitou roli.

4.5 Stroke protokol

CMP

Cévní mozková příhoda (CMP) je syndrom způsobený omezeným průtokem krve do určité části mozku v důsledku okluze tepny nebo následkem krvácení při ruptuře tepny, což vede k poškození buněk a způsobuje náhlou ztrátu fokálních mozkových funkcí. Ve Spojených státech se jedná o 3. nejčastější příčinu morbidit s 550 000 případy a 150 000 úmrtími ročně. V České republice je incidence přibližně 285/100 000 obyvatel, v roce 2007 bylo pro CMP hospitalizováno téměř 42 000 pacientů. V posledních letech se epidemiologie CMP v ČR vyvíjela příznivě, vzhledem ke stárnutí populace však nelze vyloučit, že se incidence a prevalence CMP může zvýšit. Jediná léčba akutní mozkové příhody je včasná rekanalizační terapie. V současné době je Evropskou unií schváleno podání alteplázy, což je rekombinantní aktivátor plasminogenu. Přínos intravenózní trombolýzy od začátku příznaku postupně klesá. Pacienti musí být vybíráni přesně a včas. V tomto procesu hrají zobrazovací metody klíčovou roli tím, že vyloučí krvácení či patologický proces, který svými klinickými příznaky může imitovat ischemickou CMP.

Postavení CT v diagnostice CMP je velmi dominantní. Obecně je CT rychlá a logisticky nenáročná metoda, proveditelná v uspokojivé kvalitě i u pacientů v těžkém stavu, kteří jsou závislí na podpůrných a monitorovacích zařízeních. Zařazení CT angiografie (CTA) a perfuzního CT (PCT) do standardního protokolu pro pacienty s CMP významně zvyšuje diagnostickou hodnotu s ohledem na správnou volbu terapie. Tzv. multimodální CT vyšetření, které právě kombinuje nativní CT (NCT), CT angiografii a perfuzní CT zlepšuje detekci akutního infarktu, umožňuje stanovení místa vaskulární okluze, dále určit velikost jádra ischemie a zachrannitelné tkáně (penumbry) a může posoudit míru kolaterálního oběhu. Tento multimodální přístup vyžaduje pouze 10–15 minut více než samotné nativní CT.

Nativní CT mozku (NCT)

Nativní CT mozku by mělo být provedeno co nejdříve od začátku příznaků. NCT je vysoce senzitivní pro detekci krvácení. Hlavní úloha NCT tedy spočívá k vyloučení hemoragické CMP nebo detekovat léze, které mohou CMP imitovat (tumory). Krvácení se zobrazuje jako hyperdenzní oblast (60–80 HU). Na základě velikosti intrakraniálního hematomu či jeho provalení do komorového systému lze predikovat vývoj klinického stavu pacientů. NCT je však málo senzitivní k detekci časných ischemických změn v prvních 24

hodinách a tedy i v terapeutickém okně pro rekanalizační terapii. Některé známky časné ischemie lze hodnotit na NCT jsou:

- hypodenzní oblast
- setřetí struktury šedé a bílé hmoty mozkové v oblasti bazálních ganglií
- vymizení kortikálního sulku
- tzv. insular ribbon sign – ztráta hranice mezi šedou a bílou hmotou v oblasti laterální insuly
- příznak hyperdenzní tepny

Tyto příznaky jsou spojeny s horší prognózou a horším funkčním stavem, ale nejsou kontraindikací k léčbě. Hyperdenzní obsah v arteria cerebri media (ACM) je však patrný pouze u 30% pacientů a navíc může být chybně interpretován u pacientů se zvýšeným hematokritem, kalcifikací stěny tepny či u polycytémie. Bylo vyvinuto několik metod, jako je ASPECTS (Alberta stroke program early CT score), které standardizovaly analýzu časných ischemických příznaků.

CT angiografie krčních a intrakraniálních tepen (CTA krčních a intrakraniálních tepen)

Hlavní úlohou CTA je určit morfologii velkých krčních a intrakraniálních tepen, detekovat místo případné okluze, zobrazit arteriální disekci, charakterizovat aterosklerotické změny a určit stupeň kolaterálního oběhu. CTA zároveň poskytuje cenné informace intervenčnímu radiologovi k případnému provedení mechanické trombektomie či intraarteriální trombolýzy. CTA je též důležitá pro detekci trombózy ve vertebrobazilárním povodí, jelikož tato oblast je při nativním CT zatížena artefakty z utvrzení záření a nemusí být pokryta na perfuzním vyšetření. CTA se provádí po intravenózním podání časově optimalizovaného bolusu kontrastní látky v rozsahu od aortálního oblouku po Willisův okruh.

Perfuzní CT (PCT)

Perfuzní CT se provádí opakovaným skenováním mozku po aplikaci bolusu kontrastní látky. Průchod kontrastní látkou způsobí změny denzit, které jsou přímo úměrné množství kontrastní látky v krvi. Tento průchod se využívá ke generování

časových křivek v tepně (arteria cerebri media či anterior - ACM či ACA), žíle (sinus sagittalis superior - SSS) a v každém voxelu mozkové tkáně. Matematickými modely jsou získány hodnoty různých parametrů dokumentující stav mozkové cirkulace. Hlavními parametry jsou: objem proteklé krve (cerebral blood volume–CBV), průměrná doba průchodu (mean transit time–MTT), čas do maximální denzity (time to peak–TTP) a průtok krve mozkem (cerebral blood flow–CBF). Analýza mapy TPP či MTT slouží k detekci perfuzních abnormalit a usnadňuje zobrazení ischemické oblasti. Následná analýza CBV a CBF slouží k rozlišení penumbry od infarktu (jádra ischemie).

Perfuzní vyšetření lze provádět jako limitované či objemové vyšetření. Limitované vyšetření se provádí v omezené vrstvě mozkové tkáně (1,5–3 cm). Hlavní strategií tohoto vyšetření je pokrytí oblasti v místě předpokládaných ischemických změn v závislosti na klinických příznacích či nálezů na NCT či CTA. Multidetektorové přístroje s širokou řadou detektorů umožňují pokrýt celý mozek během jednoho otočení či kyvadlovým pohybem stolu. Limitované perfuzní vyšetření má díky menšímu rozsahu menší DLP a tudíž i efektivní dávku, nelze jím však zachytit změny mimo skenovanou oblast.

Data z perfuzního vyšetření lze použít k 4D CT angiografii (4D CTA). Lze provádět dynamické rekonstrukce tepenného i žilního systému mozku, sledovat časový průběh sycení či směr toku kontrastní látky. S výhodou lze 4D CTA použít k hodnocení arteriovenózních zkratů a směru kolaterálního oběhu. Ve vhodných případech může být 4D CTA alternativou invazivního vyšetření pomocí digitální subtrakční angiografie.

4.5.1 Stroke protokol používaný na Klinice zobrazovacích metod FN Plzeň

Nativní CT mozku:

- bez použití kontrastní látky
- rozsah: od baze lební po vertex
- referenční hodnota proudu: 273 mAs (CARE Dose4D)
- referenční hodnota napětí: 100 kV (CAREkV)
- kolimace: 128 x 0,6 mm
- kernel: Br38 iMAR, Br62
- rekonstrukce: MPR axiální, sagitální a koronární (6mm)

CTA krčních a intrakraniálních tepen:

- 45 ml kontrastní látky (10 ml testovací bolus + 35 ml angiografie)
- rozsah: od aortálního oblouku po Willisův okruh
- referenční hodnota proudu: 114 mAs (CARE Dose4D)
- hodnota napětí: 80 kV (CAREkV)
- kolimace: 128 x 0,6 mm
- kernel: Br38 3 iMAR
- rekonstrukce: MIP 16 mm axiální, MPR axiální (2mm)

Perfuzní CT mozku:

- 40 ml kontrastní látky
- rozsah: od baze lební po vertex
- 4D rozsah: 150 mm, délka skenu 1,5 s, standardní počet skenů: 30
- hodnota proudu: 185 mAs
- hodnota napětí: 70 kV
- kolimace: 32 x 1,2 mm
- kernel: Br34
- rekonstrukce: perfuzní mapy CBV, CBF, TTP, TTD, P

Praktická část

5 Cíl práce

V následující části je představen původní (testovací) soubor pacientů, jehož analýza se stala východiskem pro úpravy perfuzního protokolu. Dále jsou představeny soubory pacientů, kteří byli vyšetřeni optimalizovanými perfuzními protokoly. Sběr dat probíhal na Klinice zobrazovacích metod FN Plzeň v letech 2016–2019. Cílem bylo analyzovat původní protokol perfuzního CT, navrhnout úpravu s cílem snížit radiační zátěž a zlepšit obrazovou kvalitu dokumentace a následně otestovat protokol v praxi.

V rámci studie byly stanoveny následující cíle (hypotézy):

1. Analyzovat standardně prováděný protokol pro perfuzní CT mozku z hlediska variability časových intervalů intrakraniální cirkulace (délka skenu standardního protokolu pokrývá výrazně delší časový úsek než je křivka vývoje denzity po aplikaci bolusu kontrastní látky)
2. Analyzovat časové data z testovacího bolusu kontrastní látky prováděného standardně pro správné časování CT angiografie mozkových tepen a porovnat s intrakraniálními daty (data z testovacího bolusu lze využít pro optimalizaci perfuzního CT skenu)
3. Navrhnout optimalizaci perfuzního CT protokolu s cílem snížit radiační zátěž a zlepšit jeho spolehlivost s ohledem na různé cirkulační poměry (na základě údajů testovacího bolusu je možné upravit začátek i délku perfuzního skenu)
4. Zhodnotit vliv úpravy na radiační zátěž (je možné významně snížit radiační dávku při perfuzním CT skenu)

5. Zhodnotit diagnostickou kvalitu pro hodnocení a celkový přínos optimalizovaných protokolů (nastavené úpravy neovlivní diagnostickou kvalitu výsledných perfuzních map a zvýší spolehlivost protokolu)

6 Materiál a metodika

Studie byla rozdělena na část retrospektivně-analytickou a část s prospektivním sledováním. V retrospektivní analýze byla použita dostupná data z archivu Kliniky zobrazovacích metod, v prospektivní části studie byly na základě získaných dat provedeny postupné úpravy nastavení CT protokolu pro perfuzní vyšetření. V rámci studie nedocházelo k vyšetřování mimo rámec nastavené rutinní diagnostiky a v analytické části bylo pracováno s anonymizovanými daty. Z tohoto důvodu nebylo požadováno schválení Etickou komisí FN Plzeň.

6.1 Soubory pacientů

soubor pro retrospektivní analýzu / původní CT protokol

Retrospektivně byl analyzována CT vyšetření u 46 pacientů (25 mužů, 21 žen, průměrný věk souboru 66,5 let, věkové rozpětí 27 - 93 let), kteří byli v období roku 2016 vyšetřeni na Klinice zobrazovacích metod v rámci diagnostiky podezření na CMP. Jako vstupní kritéria byla stanovena: 1) provedení kompletního standardního protokolu při podezření na CMP (nekontrastní CT, CTA a perfuzní CT mozku), 2) nepřítomnost okluze či významné stenózy (>50 %) na karotickém či intrakraniálním řečišti. Jediným vylučujícím kritériem byla nedostatečná kvalita perfuzního CT vyšetření.

prospektivní sledování / optimalizované protokoly

V následujícím období jsme již prospektivně zařazovali do studie pacienty, kteří byli na základě klinických projevů standardně vyšetřováni s podezřením na cévní mozkovou příhodu. Postupně byla v následných časových obdobích u těchto pacientů prováděna CT vyšetření s upravenými parametry perfuzního CT. Tato data byla průběžně analyzována a po získání dostatečného množství dat došlo k další úpravě. Celkem byla takto získána data pro 3 optimalizované CT protokoly:

1) **optimalizovaný protokol č. 1** - 134 osob (82 mužů, 52 žen, průměrný věk souboru 69,6 let, věkové rozpětí 32–92 let);

2) **optimalizovaný protokol č. 2** - 108 pacientů (57 mužů, 51 žen, průměrný věk souboru 70,7 let, věkové rozpětí 36–96 let);

3) **optimalizovaný protokol č. 3** - 38 pacientů (23 mužů, 15 žen, průměrný věk souboru 66,1 let, věkové rozpětí 41–95 let).

6.2 Technika vyšetření

CT vyšetření

Všechna vyšetření v naší studii byla provedena na dvouzdrojových CT přístrojích (SOMATOM Definition Flash a Definition Drive, Siemens Healthineers, Forchheim, Německo). V celé studii byla použita stejná struktura celého protokolu (nekontrastní CT, CT angiografie a perfuzní CT), jehož součástí je také tzv. testovací bolus v úrovni hrudní aorty. Při provedení protokolu bylo celkově aplikováno 85 ml kontrastní látky (testovací bolus - 10 ml; CT angiografie - 35 ml; perfuzní CT - 40 ml). V případě jednotlivých souborů byly pozměněny parametry perfuzního CT prováděného standardně v rozsahu celého mozku.

Testovací bolus

Testovací bolus kontrastní látky byl proveden opakovanými skeny (120 kV, 20 mAs) v oblasti vzestupné aorty po intravenózní aplikaci 10 ml neionické jodové kontrastní látky iomeprolum (Iomeron 350, Bracco Imaging GmbH, Konstanz, Německo) rychlostí 6 ml/s (obr. 13).

Původní (standardní) protokol

Při tomto protokolu byl synchronizovaný začátek skenování a aplikace (spouštěno současně) kontrastní látky a bylo provedeno 30 opakovaných skenů (trvání 1,5 sekundy). Celkem tedy sken trval 45 s. Perfuzní vyšetření bylo provedeno po aplikaci 40 ml rychlostí 6 ml/s, s následným proplachem 50 ml fyziologického roztoku rychlostí 6 ml/s. Perfuzní

vyšetření bylo provedeno a rekonstruováno s těmito parametry: fixní hodnota proudu 185 mAs, hodnota napětí 80 kV, kolimace 32 x 1,2 mm a šíře rekonstruované vrstvy 1 mm.

Tabulka 3 – Souhrnný přehled protokolů

protokol	původní	optimalizovaný 1	optimalizovaný 2	optimalizovaný 3
délka skenu (s)	45	30	30	24
počet opakování skenu (n)	30	20	20	16,1
počet vrstev k analýze (n)	4470	2980	1500	1208
expoziční parametry (mAs/kV)	185/80	185/80	185/70	185/70
šíře vrstvy (mm)	1	1	1,5	1,5
princip skenování během perfuze	bez zpoždění / fixně 30 skenů s aplikací kontrastní látky	zpoždění podle nárůstu denzity testovacího bolusu / fixně 20 skenů	zpoždění podle nárůstu denzity testovacího bolusu / fixně 20 skenů	variabilní nastavení délky skenu podle šíře křivky testovacího bolusu / průměrně 16 skenů
množství a rychlost podané kontrastní látky během perfuze	celkově 40 ml rychlostí 6 ml/s	celkově 40 ml rychlostí 6 ml/s	celkově 40 ml rychlostí 6 ml/s	celkově 40 ml rychlostí 6 ml/s

Optimalizovaný protokol 1

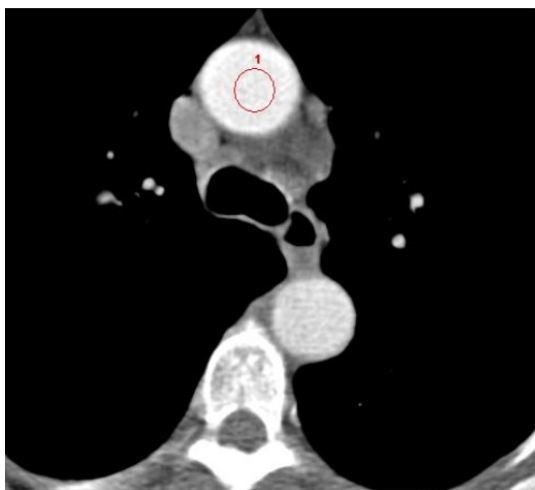
Oproti původnímu (standardnímu) protokolu byl posunut start skenu podle výsledku analýzy testovacího bolusu. Konkrétně na hodnotu, která předcházela nárůstu denzity ve vzestupné hrudní aortě o více než 20 HU. Zároveň byl snížen počet opakovaných skenů z 30 na 20. Ostatní parametry skenu zůstaly totožné.

Optimalizovaný protokol 2

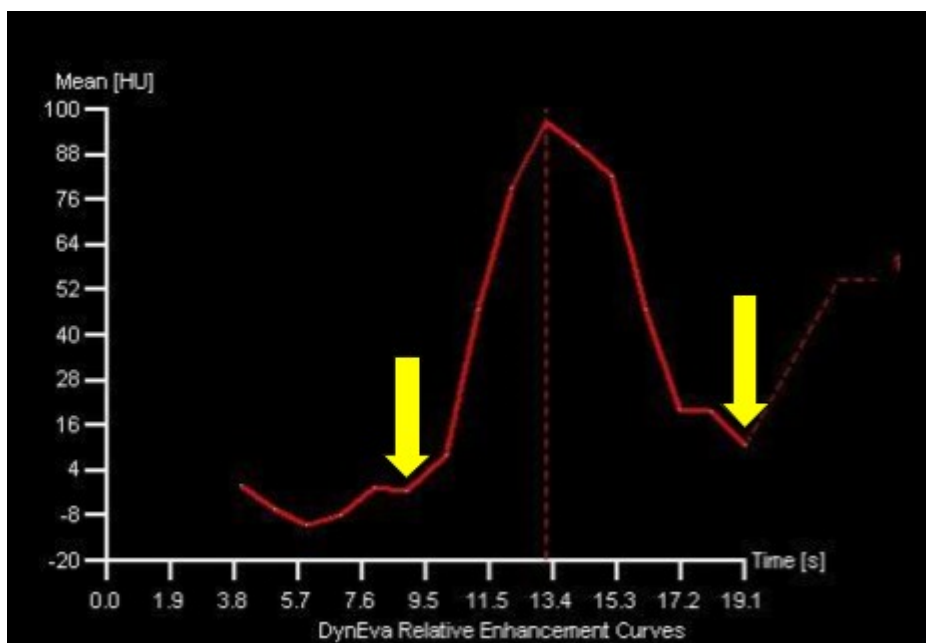
Oproti předchozím protokolům byl zkrácen počet opakování v rámci perfuzního skenu z 30 na 20, tedy celková délka poklesla na 30 s. Zároveň došlo ke změně expozičních parametrů s použitím 70 kV, hodnota proudu zůstala neměnná – 185 mAs. Pro rekonstrukci byla zvýšena šíře vrstvy z 1 mm na 1,5 mm.

Optimalizovaný protokol 3

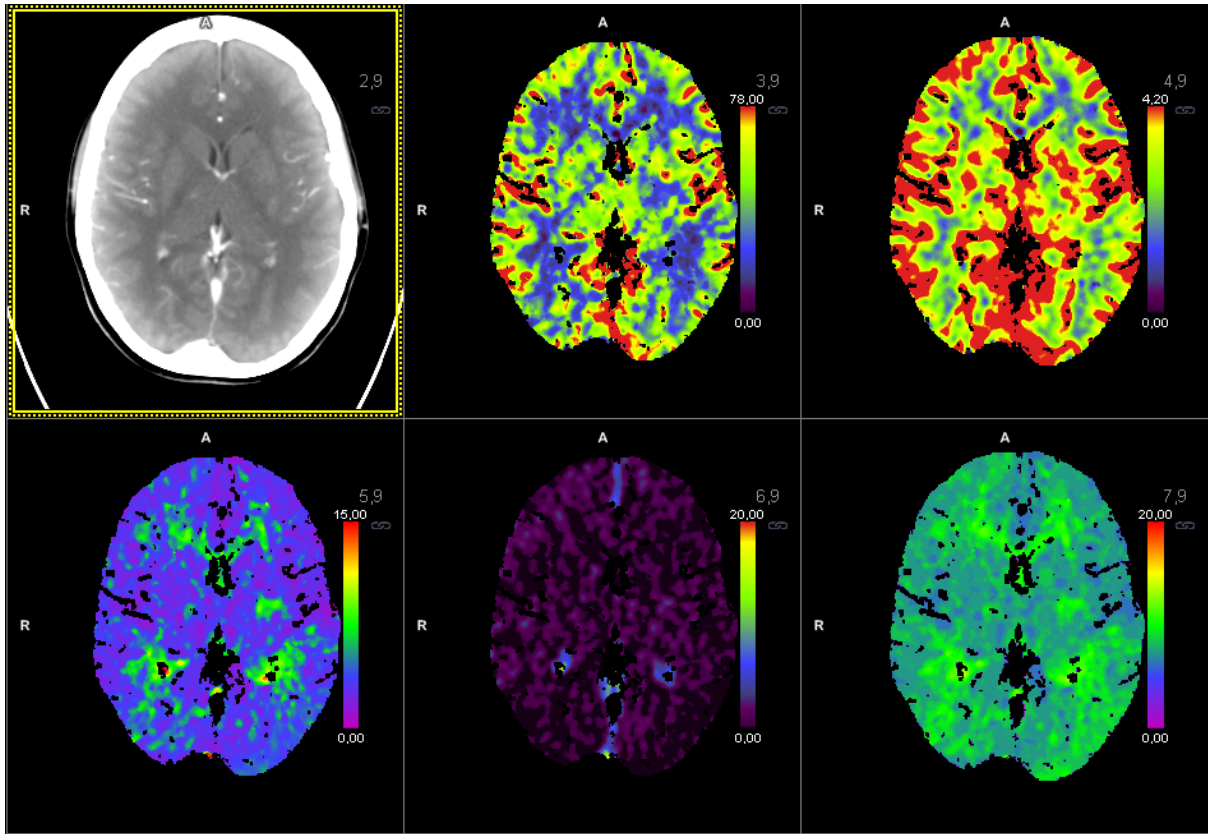
Na základě analýzy testovacího bolusu byl upraven počet opakování. Výpočet byl stanoven dle výsledků předchozích analýz: délka trvání průchodu bolusu kontrastní látky ve vzestupné aortě + 6 / 1,5. Hodnota 6 s byla stanovena z předchozích analýz jako průměrná hodnota rozdílu délky trvání průchodu bolusu při testovacím bolusu v aortě a plném množství kontrastní látky intrakraniálně. Hodnota 1,5 s je délka trvání jednoho opakování perfuzního vyšetření. Výsledek výpočtu byl zaokrouhlen vždy na vyšší celé číslo a tato hodnota nastavena na CT přístroji. Ostatní skenovací parametry byly totožné s optimalizovaným protokolem 2.



Obrázek 12 – Ukázka analýzy testovacího bolusu. ROI (“*region of interest*”) umístěn do vzestupné hrudní aorty



Obrázek – 13 Analýza testovacího bolusu u pacienta v optimalizovaném protokolu 3. Začátek stoupání v 9. sekundě a pokles pod hodnotu 20 HU v 19. sekundě (žluté šipky). 1) Hodnota **9 sekund** stanovena jako zpoždění startu skenování. 2) Dle stanovené kalkulace - $(19 - 9 + 6) / 1,5$ (19 a 9 jsou hodnoty zjištěné z analýzy, 6 je rozdíl délky trvání aplikace kontrastní látky mezi testovacím bolusem a plnou dávkou, 1,5 je délka trvání jednoho skenu perfuzního vyšetření) byla nastaveno celkem **11 skenů** perfuzního vyšetření (celková délka skenu 16,5 sekundy). Hodnota DLP byla 430 mGy.cm oproti předpokládané 782 mGy.cm při použití 20 skenů.



Obrázek 14 – Parametrické mapy perfuzního CT mozku získané pomocí optimalizovaného protokolu 3; horní řada: časový MIP, CBF a CBV; dolní řada: TTD, permeabilita (P) a TTP

6.3 Způsob analýzy obrazových dat a radiační zátěž

Obrazová analýza

Hodnocení získaných dat při testovacím bolusu byla prováděna na softwaru Syngo.DynEva (Siemens, Healthineers, Forchheim, Německo). Analýza obrazových dat perfuzního CT byla prováděna v aplikaci NeuroPerfusion (Syngo.Via, Siemens Healthineers, Forchheim, Německo) nezávisle dvěma radiology a použity průměrné hodnoty.

U testovacího souboru byla zhodnocena intrakraniální cirkulace kontrastní látky během perfuzního CT a dále byl zhodnocen časový průběh během testovacího bolusu.

K zhodnocení intrakraniální cirkulace byly vybrány referenční cévy – pro “arterial input function” (referenční arteriální struktura) byla zvolena arteria cerebri media (ACM), pro “venous output function” (referenční žilní struktura) byla zvolen sinus sagittalis

superior (SSS). U každého pacienta byl zhodnocen časový průběh v ACM a SSS. Byly zaznamenány marginální hodnoty – první časový údaj před signifikantním zvýšením denzity v ACM (A1) a dále poslední časový údaj v SSS (S2), kdy již denzita signifikantně neklesala. Byly zhodnoceny časové údaje maximálních denzit v ACM (pA) a SSS (pS).

Ve stejném souboru byl zároveň zhodnocena obrazová data z testovacího bolusu. Při analýze byl zakreslen ROI (region of interest – oblast zájmu) do ascendentní aorty a získán časový údaj před signifikantním zvýšením denzity minimálně o 15 HU (TB1), časový údaj, kdy bylo dosaženo maximální denzity (pTB) a časový údaj, kdy již dále denzita neklesala o více než 15 HU (TB2).

Všechny časové údaje byly vztaženy ke startu aplikace kontrastní látky do periferního žilního systému. Z těchto analyzovaných časů byly stanoveny průměrné hodnoty. Byly kalkulovány rozdíly mezi průměry TB1 a A1, TB2 a S2, pTB a A1, pS a pTB, pA a pTB a S2 a A1.

Při analýze byla subjektivně hodnocena kvalita obrazových výsledků (perfuzních map) s ohledem na rutinní diagnostiku, v konsenzu obou hodnotitelů.

Analýza snížení radiační zátěže

U původního protokolu a optimalizovaných protokolů byla zhodnocena radiační zátěž pacienta. K hodnocení byly použity standardně používané ukazatele dávky $CTDI_{vol}$ a DLP, které jsou zaznamenány společně s obrazovými daty v protokolu pacienta. Pro přepočítání na efektivní dávku byla použita standardní hodnota koeficientu (0,0021) pro přepočítání z hodnoty DLP. Byly určeny průměrné hodnoty u testovacího (původního) a optimalizovaných protokolů.

Statistické hodnocení

Pro vyhodnocení pozorování různých proměnných byly použity standardní popisné statistické nástroje (průměr, směrodatná odchylka). Pro srovnání různých hodnot mezi jednotlivými soubory byl použit Studentův t test. Všechna hodnocení byla prováděna pomocí dedikovaného softwaru MedCalc (MedCalc software, Belgium).

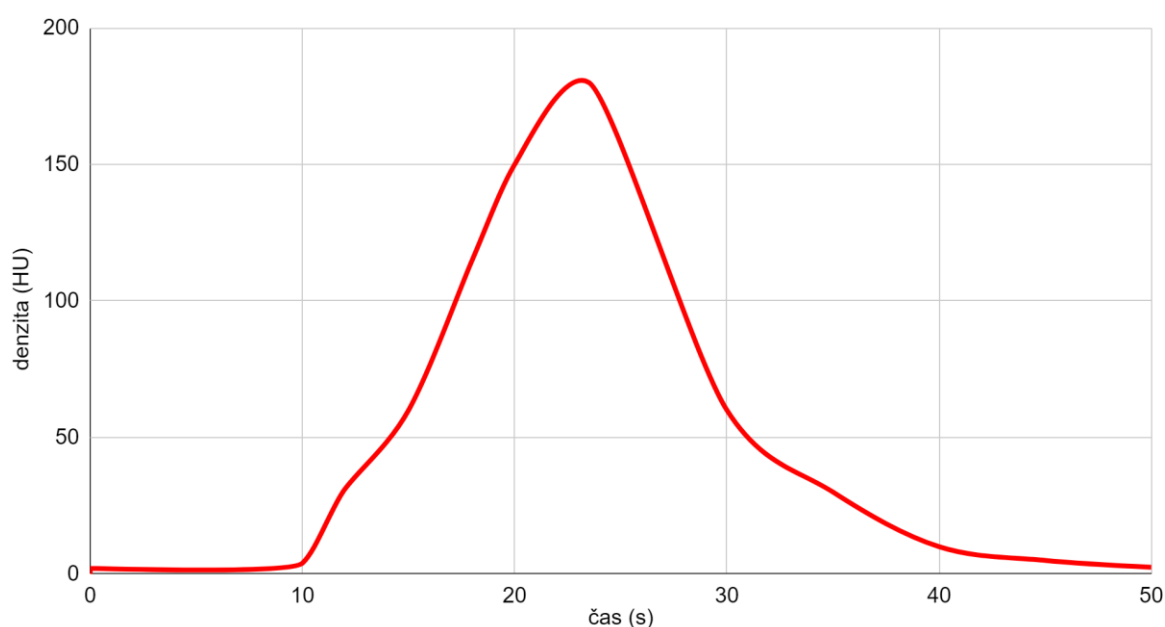
7 Výsledky

7.1 Analýza perfuzního vyšetření / intrakraniální cirkulace

Nejčasnější signifikantní zvýšení denzity v arteria cerebri media (ACM) bylo v 5. sekundě, nejčasnější dosažení maximální denzity bylo v 15. sekundě. Naopak nejpozději se denzita signifikantně zvýšila v 18. sekundě, nejpozději bylo dosaženo maximální denzity v 48. sekundě.

Nejčasnější dosažení maximální denzity v sinus sagittalis superior (SSS) bylo v 18. sekundě od počátku aplikace, naopak nejpozdější v 47. sekundě. Denzita v SSS dále neklesala nejdříve v 29. sekundě, nejpozději v 50. sekundě.

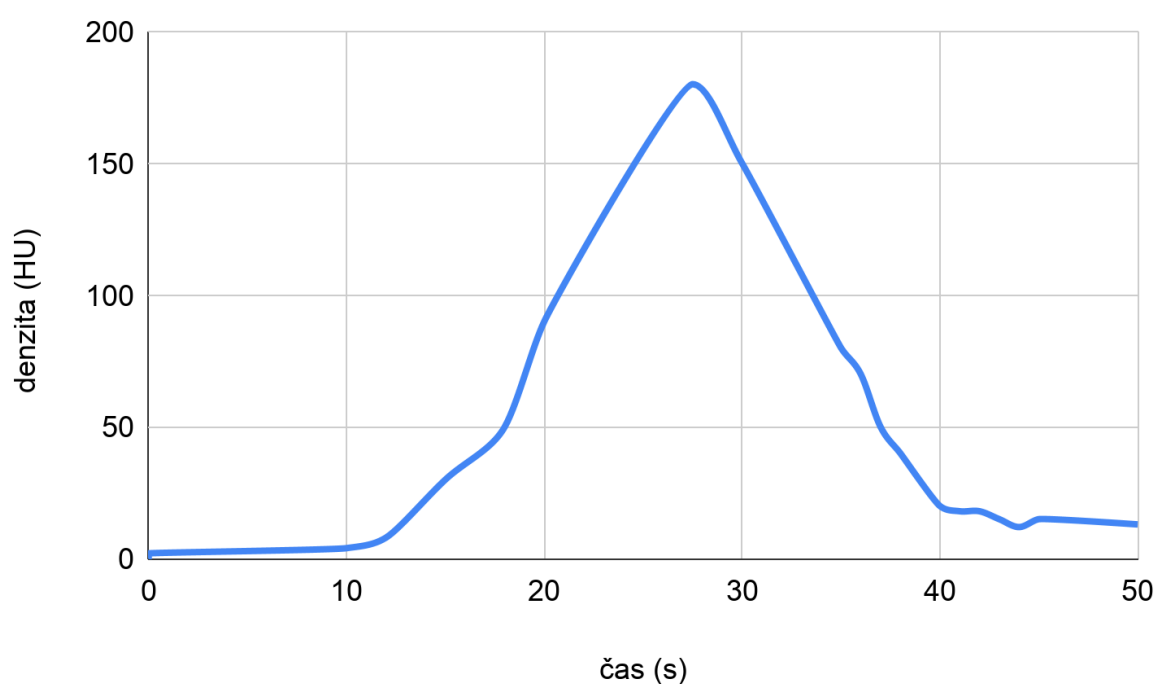
Průměrný čas signifikantního zvýšení denzity v ACM byl 11,9 s, průměrný čas maximální denzity byl 23,5 s. Průměrný čas maximální denzity v SSS byl 27,5 s, průměrný čas, kdy již denzita dále neklesala, byl 40 s.



Obrázek 15 – Průměrný časový vývoj denzit v arteria cerebri media (ACM) během perfuzního vyšetření

Tabulka 3 – Vývoj denzit v arteria cerebria media (ACM)

	minimální hodnota (s)	maximální hodnota (s)	průměr (s)
signifikantní zvýšení denzity (A1)	5	18	11,9
maximální denzita (pA)	15	48	23,5



Obrázek 16 – Průměrný časový vývoj v sinus sagittalis superior během perfuzního vyšetření

Tabulka 4 – Vývoj denzit v sinus sagittalis superior (SSS)

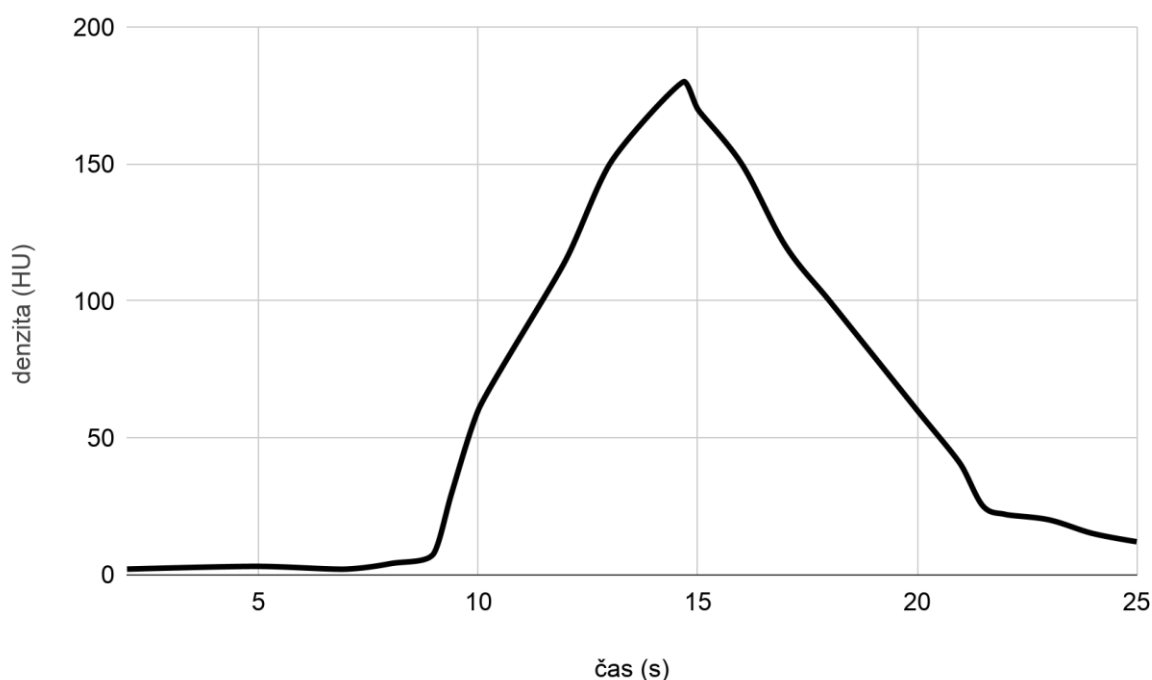
	minimální hodnota (s)	maximální hodnota (s)	průměr (s)
maximální denzita (pS)	18	47	27,5

čas, kdy již denzita signifikantně neklesala (S2)	29	50	40
---	----	----	----

7.2 Analýza testovacího bolusu / oběhu pacienta

Nejčasnější signifikantní zvýšení denzity testovacího bolusu (TB) bylo v 5. sekundě, nejpozdější v 17. sekundě. Průměrná hodnota byla 9,4 s. Nejčasnější dosažení maximální denzity bylo v 9. sekundě, nejpozdější v 26. sekundě. Průměrná hodnota byla 14,7 s. Nejčasněji denzita již signifikantně neklesala v 15. sekundě, nejpozději v 47. sekundě. Průměrná hodnota byla 21,5 s.

Obrázek 17 – Průměrný časový vývoj denzit během testovacího bolusu



Tabulka 5 – Vývoj denzit testovacího bolusu

	maximální hodnota (s)	maximální hodnota (s)	průměr (s)

signifikantní zvýšení denzity (TB1)	5	17	9,4
maximální denzita (pTB)	9	26	14,7
čas, kdy již denzita signifikantně neklesala (TB2)	15	47	21,5

7.3 Srovnání testovacího bolusu s intrakraniální cirkulací

Hodnoty rozdílů mezi průměry TB1 a A1, TB2 a S2, pTB a A1, pS a pTB, pA a pTB, a S2 a A1 jsou po přehlednost v tabulce.

Tabulka 6 – Srovnání testovacího bolusu s intrakraniální cirkulací

rozdíl	hodnota (s)
TB1 - A1	-2,6
TB2 - S2	-18,6
pTB - A1	2,9
pS - pTB	12,8
pA - pTB	8,8
S2 - A1	28,1

7.4 Optimalizované protokoly

Optimalizovaný protokol 1

V tomto souboru pacientů byl posunut začátek perfuzního skenování podle analýzy testovacího bolusu prováděného k plánování CT angiografie. Průměrná hodnota

zpoždění startu perfuzního vyšetření byla 10,5 s (hodnota před zvýšením denzity během testovacího bolusu o více než 20 HU). Snížil se počet provedených skenů z 30 na 20 a zároveň byl snížen počet obrazových dat z původních 4470 na 2980 (tabulka 3). Došlo ke snížení radiační zátěže proti původnímu protokolu (tabulka 7). Všechna vyšetření byla plně diagnostická.

Optimalizovaný protokol 2

V tomto souboru pacientů bylo sníženo napětí z původní hodnoty 80 kV na 70 kV. Ostatní hodnoty zůstaly neměnné. Začátek perfuzního vyšetření byl zpožděn stejně jako u optimalizovaného protokolu 1. Průměrná hodnota zpoždění byla 10,1 s. Došlo k dalšímu snížení radiační zátěže (tabulka 7) a počtu obrazových dat (tabulka 3). Kromě jednoho vyšetření byla všechna vyšetření plně diagnostická.

Optimalizovaný protokol 3

V tomto souboru pacientů došlo ve všech případech k úpravě celkového počtu opakovaných skenů z obvyklého počtu 20. Ve většině případů (32 z 38) došlo na základě časné analýzy testovacího bolusu ke snížení počtu skenů a průměrná hodnota byla 16,1. Pouze v 6 případech byl zvýšen počet skenů, maximální hodnota 23. Průměrná délka trvání hlavní křivky vývoje denzity testovacího bolusu byla 12,4 s a průměrný čas těsně před začátkem vzestupu denzity 10,7 s.

Celkově došlo k významnému snížení počtu rekonstruovaných obrazů (průměr 1208) oproti standardní hodnotě při 20 opakování (1500). Zároveň došlo k významnému poklesu průměrné hodnoty radiační dávky při srovnání s předchozími protokoly. Průměrná hodnota $CTDI_{vol}$ byla 41,4 mGy a DLP 641,4 mGy.cm. Přehledné srovnání je uvedeno v tabulce 3.

Z hlediska kvality byla všechna vyšetření hodnocena plně diagnostická bez jakékoliv limitace pro účely rozhodnutí o terapii.

7.5 Analýza radiační zátěže

Průměrná hodnota CTDI_{vol} (volume CT dose index) byla u původního protokolu 130,4 mGy, u optimalizovaného protokolu 1 byla 85,6 mGy, u optimalizovaného protokolu 2 byla 50,6 mGy a u optimalizovaného protokolu 3 byla 41,4 mGy.

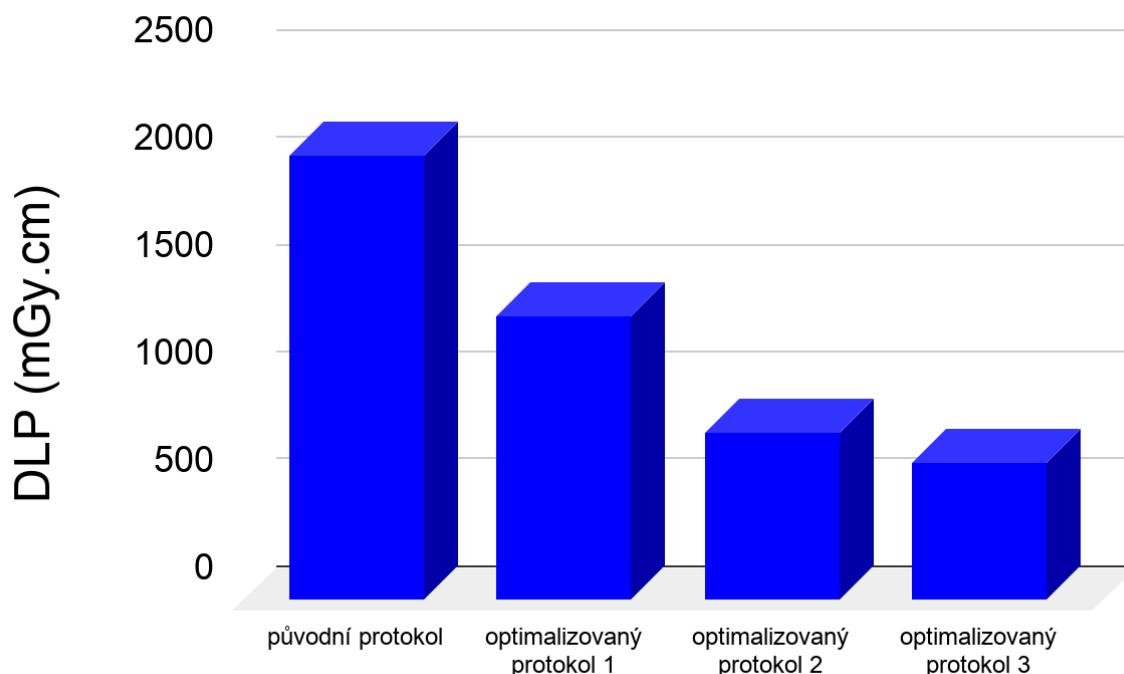
Průměrná hodnota DLP (dose length product) byla u původního protokolu 2068,2 mGy.cm, u optimalizovaného protokolu 1 byla 1326,4 mGy.cm, u optimalizovaného protokolu 1 byla 1326,4 mGy.cm, u optimalizovaného protokolu 2 byla 783,4 mGy.cm a u optimalizovaného protokolu 3 byla 641,4 mGy.cm.

Průměrná efektivní dávka u původního protokolu byla 4,3 mSv, u optimalizovaného protokolu 1 byla 2,8 mSv, u optimalizovaného protokolu 2 byla 1,6 mSv a u optimalizovaného protokolu 3 byla 1,3 mSv.

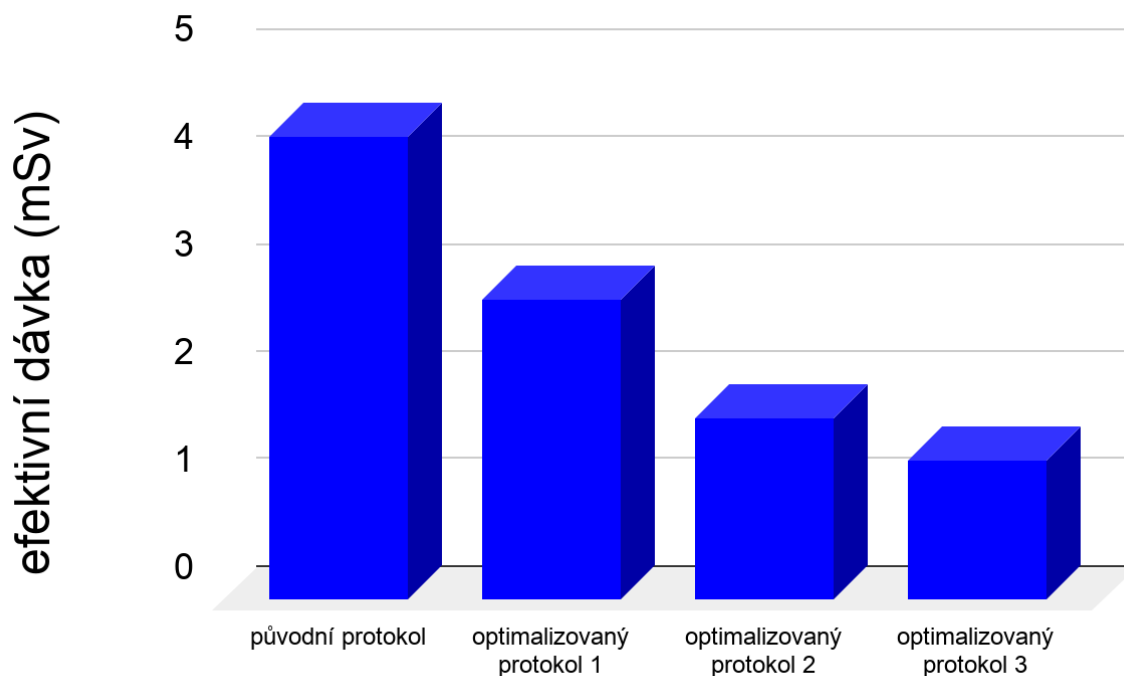
Tabulka 7 – Přehled radiační zátěže jednotlivých protokolů

protokol	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)	efektivní dávka (mSv)	p hodnota
původní	130,4	2068,2	4,3	
optimalizovaný 1	85,6	1326,4	2,8	< 0,001
optimalizovaný 2	50,6	783,4	1,6	< 0,001
optimalizovaný 3	41,4	641,4	1,3	0.0012

p hodnoty určují významnost rozdílu při srovnání s předchozím protokolem (optimalizovaný 1 vs. původní; optimalizovaný vs. optimalizovaný 1; optimalizovaný 3 vs. optimalizovaný 2)



Obrázek 18 – Průměrné hodnoty DLP u původního a optimalizovaných protokolů



Obrázek 19 – Průměrné hodnoty efektivní dávky u původního a optimalizovaných protokolů

Optimalizované protokoly byly z hlediska radiační zátěže méně zatěžující než původního protokol. U optimalizovaného protokolu 1 došlo ke snížení radiační zátěže o

34 % proti původnímu protokolu, u optimalizovaného protokolu 2 o 62 % a u optimalizovaného protokolu 3 až o 68 %.

8 Diskuze

Perfuzní CT dnes představuje velmi rychlou možnost detailního zhodnocení intrakraniální cirkulace, což je využitelné zejména v diagnostice ischemické CMP. Na druhou stranu jeho používání v České republice dnes není příliš rozšířené. Jedním z důvodů je také vysoká radiační zátěž, která sice vyplývá z principu metody, ale rozhodně již nedosahuje takové úrovně jako v minulosti. V posledním období se navíc objevily klinické studie, které prokázaly zásadní význam perfuzního CT v možnosti prodloužení časového okna pro intervenční terapii ischemické CMP [Albers 2018, Noguiera 2018]. Postupně je tedy potvrzována skutečnost, že intrakraniální cirkulace je velmi variabilní, zejména s ohledem na kolaterální oběh a použití striktního časového intervalu pro stanovení způsobu terapie tedy není optimální. Určení času od začátku potíží je často velmi nepřesné a v některých případech nemožné. Perfuzní CT pak může umožnit efektivní a relativně bezpečnou léčbu pro více pacientů [Ma 2019]. Je tedy pravděpodobné, že perfuzní CT bude součástí závazných doporučení pro diagnostiku CMP, nebo alespoň u některé skupiny pacientů.

V každém případě se v nadcházejících letech předpokládá další nárůst počtu CT vyšetření. Podle recentně publikovaných studií DEFUSE 3 a DAWN bude perfuzní CT používané k správné selekci pacientů nad horní hranici terapeutického okna, až do 24 hodin od začátku příznaků [Albers 2018, Noguiera 2018].

Větší množství prováděných vyšetření bude více zatěžující a časově náročnější pro hodnocení. Bude nutný vývoj sofistikovaných softwarů a zapojení prvků umělé inteligence do procesu hodnocení [Mayo 2018]. V současnosti se umělá inteligence používá k automatické detekci léze a k předpovědi prognózy pacienta [Lee 2017]. Budou zapotřebí nové automatické sofistikované systémy pro hodnocení velikosti jádra a penumbry k přesnějšímu a standardizovanému měření. Někteří autoři zkoumali vliv používaného softwaru na předpověď velikosti jádra infarktu po trombektomii [Austein 2016]. Byly zjištěny významné rozdíly mezi jednotlivými softwary. Do budoucna bude však nutné vytvářet velké datové soubory k co nejpřesnějšímu a nejefektivnějšímu využití umělé inteligence [Maier 2015, Wilke 2018].

Jinou možností je použití magnetické rezonance k detekci časně mozkové ischemie a rozlišení penumbry od jádra. Difuzně vážené obrazy (DWI) zobrazí intracelulární edém jako projev dysfunkce sodíko-draslíkové pumpy krátce po jejím

vzniku. Pomocí DWI lze též monitorovat vývoj ischemického ložiska [van Everdingen 1998, Wittsack 2002]. Perfuzní vyšetření lze provádět pomocí magnetické rezonance a lze též rozlišit jádro a zachranitelnou tkáň [Copen 2011, Grigoryan 2011]. Limitací magnetické rezonance zůstává detekce hemoragického iktu. Susceptibilně vážené obrazy (SWI) představují možnost zobrazení krvácení [Wycliffe 2004]. Zobrazení tepen lze provést pomocí magnetické rezonance (MRA). Může se provést dvojím způsobem. Jedním je technika „time-of-flight“ (TOF), což je MRA bez použití kontrastní látky. Druhým způsobem je provedení MRA po intravenózní aplikaci kontrastní látky stejně jako u CTA. Provedení MRA s kontrastní látkou dovoluje zobrazit extrakraniální tepny a intrakraniálně distálnější segmenty. Výhodou je též rychlejší akvizice dat [Seeger 2015]. Obecně lze konstatovat, že magnetickou rezonanci lze využít v diagnostice akutní mozkové ischemie. Její výhodou je absence ionizujícího záření. Mezi hlavní limitace MR patří menší dostupnost. Proti CT má však stále několik nevýhod. Mezi hlavní nevýhody patří delší doba vyšetření a větší náchylnost k pohybovým artefaktům, což dále prodlužuje čas „door-to-needle“.

Nové metody, jako je například arterial spin labeling, představují inovativní způsoby zobrazení akutní mozkové ischemie. Jedná se o techniku MR, která dovoluje měřit perfuzi tkáně bez použití kontrastní látky pomocí „magnetického značení“ přitékající krve. Metoda má stále výrazné limitace, představuje však slibnou metodu do budoucna [Zaharchuk 2015, Petersen 2006, Wang 2013]. Bude však nutný další výzkum ke zdokonalení této techniky a její aplikaci do klinické praxe.

délka perfuzního skenu

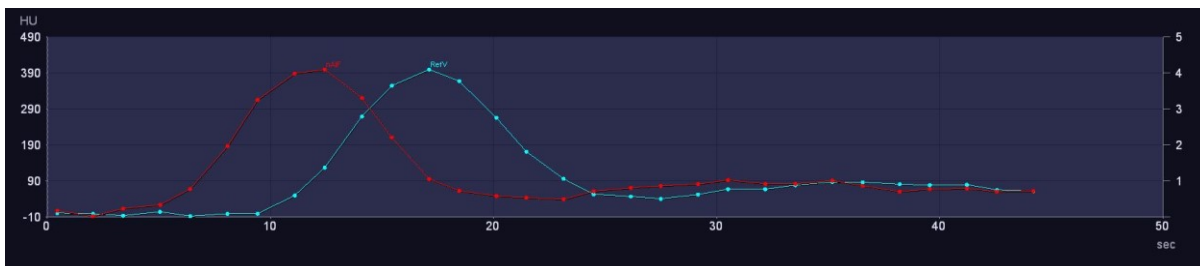
Systémová cirkulace krve je velmi variabilní z hlediska rychlosti toku, která je značně závislá na různých faktorech, z nichž většinu nelze ovlivnit. Při CT vyšetření je nutné se této skutečnosti přizpůsobit a v případě aplikace kontrastní látky je nutná co nejpřesnější synchronizace skenu a aplikace kontrastní látky injektorem. Zcela zásadní je tato synchronizace u CT angiografií, kdy je kromě synchronizace začátků nastavit i vhodnou rychlost skenování i aplikace kontrastní látky. K tomuto účelu je dnes nezbytné použití buď systému sledování bolusu kontrastní látky (*bolus monitoring*) nebo testovacího bolusu. Nevýhodou testovacího bolusu je sice nutnost aplikace samostatné dávky kontrastní látky (5-10 ml), na druhou stranu se jedná o přesnou analýzu cirkulačního času, včetně maximální koncentrace i poklesu.

Většina perfuzních CT protokolů používá fixně nastavenou dobu skenování, kdy je začátek vyšetření spuštěn společně se startem aplikace kontrastní látky. Délka skenování se pak podle potřeby pohybuje v rozmezí 40–90 s [Kasasbeh 2017]. Problémem je neznalost rychlosti systémové cirkulace a tedy nutnost dlouhého skenu, který zajistí pokrytí celého průchodu bolusové křivky, což však vede k náběru velkého množství redundantních dat (obr. 20). V případě rychlé cirkulace dojde k časnému a rychlému průběhu bolusové křivky a další skeny nemají význam a jen zvyšují radiační zátěž. Naopak v případě výrazně pomalého nástupu je velké množství skenu před křivkou, v extrémních případech ani sken trávající 60 sekund nemusí stačit pro získání dostatečných dat pro analýzu (obr. 21). V každém případě je nevýhodou tohoto způsobu skenování produkce relativně velkého množství redundantních dat s vysokou radiační zátěží pacienta [Hiratam 2005]. Vysoká radiační zátěž je jedním z hlavních argumentů proti provádění perfuzních vyšetření. Jednou z možností jak snížit radiační zátěž je adaptovat frekvenci skenů na začátku a na konci perfuzního skenu, kde je předpoklad výskytu redundantních dat.

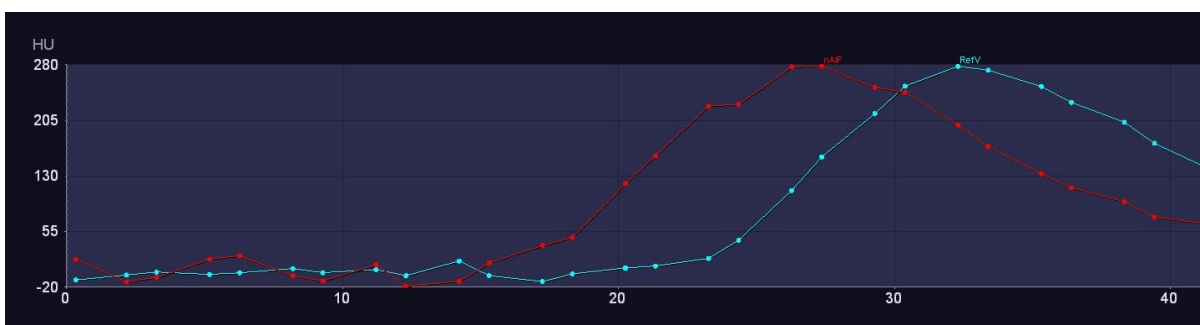
Naším dlouhodobým záměrem však bylo redukovat délku perfuzního skenu při cíleném načasování. V naší práci jsme se tedy pokusili postupně upravovat perfuzní protokoly a nastavit tak ideální načasování pro jednotlivé pacienty, aby byly křivky syčení co možná nejlépe pokryty a skeny obsahovaly co nejméně redundantních dat. Snížení délky a počtu skenů podle analýzy testovacího bolusu kontrastní látky představuje jeden z účinných nástrojů k optimalizaci protokolu. Radiační zátěž pacienta je pak významně snížena díky menšímu počtu provedených skenů. Někteří autoři zkoumali vliv snížení počtu skenů na výslednou obrazovou kvalitu, konkrétně na objem jádra [Karwacki 2015]. V některých případech může mít menší počet skenů za následek nadhodnocení velikosti jádra. V naší práci jsme kvalitu získaných obrazových dat posuzovali pouze subjektivně bez cílené analýzy rozsahu ischemických změn. Pouze v jednom případě optimalizovaného protokolu číslo 2 bylo dosaženo suboptimální kvality perfuzního CT vyšetření vlivem nedostatku obrazových dat k analýze. Důvodem bylo výrazné prodloužení intrakraniální cirkulace, kdy 20 skenovacích opakování nestačilo k získání optimálního množství dat. Z hlediska samotné analýzy je nutné, aby obrazová data obsahovala jednak alespoň jednu fázi před vzestupem denzity a alespoň 2 fáze s klesáním denzity po dosažení maximální hodnoty (peaku). Toto platí jak pro arteriální, tak venózní cirkulaci. V optimalizovaných protokolech 1 a 2 byl počet skenovacích opakování stejný pro všechny pacienty (30 resp. 20). Hodnota 20 u optimalizovaného

protokolu 2 byla zvolena na základě analýzy předchozího protokolu, kdy takovéto trvání skenu by bylo dostatečné pro všechny pacienty. Rychlost cirkulace je však velmi variabilní a u některých pacientů extrémně pomalá a tento počet skenů tedy nemusí být dostatečný. Tato limitace byla potvrzena a zároveň vyřešena v optimalizovaném protokolu 3, kdy pomocí nastavené kalkulace došlo u 6 pacientů (15 %) k prodloužení počtu skenů na více než 20.

Úpravy protokolů měly též za následek snížení velikosti obrazových dat, což zrychluje postprocessing a přenos dat mezi systémy. Hodnotící lékař má data dříve k dispozici a má možnost rychleji stanovit diagnózu. Může se se též zkrátit čas „door-to-needle“ [Caputo 2017], což je časový interval od příjmu pacienta se suspektní mozkovou ischemií po podání intravenózní trombolýzy. Má-li být pacient co nejefektivněji léčen, měl by být tento interval co nejkratší [Kamal 2014]. Inovativní možností je využití mobilních CT přístrojů, která jsou v některých zemích využívána [Lin 2018]. Jedná se o CT přístroje integrované ve speciálně upraveném vozidle záchranné služby. Tyto CT přístroje dovolují časně rozlišit etiologii iktu a tím pádem brzké zahájení léčby [Ragoschke-Schumm 2014, Walter 2015]. Použití těchto systému však klade vysoké požadavky na koordinaci jednotlivých participujících složek.



Obrázek 20 – Časný vzestup denzit intrakraniálně u původního protokolu, přibližně od 20. sekundy skenování jsou data redundantní pro analýzu



Obrázek 21 – Pozdní vzestup denzit intrakraniálně u původního protokolu, přibližně do 20. sekundy skenování jsou data redundantní pro analýzu

expoziční parametry a celková radiační zátěž

Další možností je úprava expozičních parametrů, kdy snížením hodnoty napětí lze docílit snížení radiační zátěže [Yamauchi–Kawara 2010]. Perfuzní vyšetření na starších CT přístrojích byly prováděny s použitím standardních hodnot napětí (120 kV), což i přes nižší hodnotu proudu vedlo k vysoké radiační dávce. Možnost postupného snižování hodnoty napětí byly umožněny obecným technickým vývojem CT technologie, zejména zvýšení “výkonu” rentgenky, což je nezbytným předpokladem skenování s nízkými hodnotami napětí. Nejnovější CT přístroje již umožňují skenovat s hodnotou 70 kV, což má zcela zásadní vliv na radiační dávku nejen při perfuzních vyšetřeních, ale také při vyšetřování dětských pacientů. Použitím 70 kV jsme dosáhli významného snížení radiační zátěže u našeho optimalizovaného protokolu 2 a 3.

Jinou možností je nastavení proudu, jehož hodnota může být nižší při srovnání se standardním protokolem pro vyšetření mozku. Na našem pracovišti používáme fixně nastavenou hodnotu 185 mAs, a přestože jsme snižovali hodnotu napětí, tak úprava této hodnoty nebyla nutná. Někteří autoři se zabývali nastavením různých hodnot proudu během jednotlivých skenů perfuzního CT [Othman 2015]. Správným nastavením expozičních parametrů lze samozřejmě efektivně snížit radiační zátěž pacienta, jedná se však o hodně komplexní problematiku a vše je nutné posuzovat s ohledem na ostatní parametry.

Naše postupná úprava vedla k signifikantně významnému snížení radiační zátěže oproti a to i mezi jednotlivými optimalizovanými protokoly. Průměrná hodnota efektivní dávky byla postupně snížena až na úroveň 1,3 mSv, což lze při srovnání s ostatními CT vyšetřeními považovat za velmi nízkou úroveň, která je nižší než nekontrastní CT mozku a odpovídá například CT plic. Navíc jistě existuje možnost dalšího snížení. Postup komplexního nastavení skenu použitý v optimalizovaném protokolu 3 zároveň vyžaduje cílené vyškolení radiologických asistentů, nebo přímou asistenci radiologa. Podařilo se nám ale prokázat jeho proveditelnost v rutinním provozu, i když zatím na relativně malém vzorku pacientů. Při použití tohoto protokolu jsme nezaznamenali žádný problém s kvalitou vyšetření.

limitace

Celý prezentovaný projekt má samozřejmě některé limitace, které je třeba zmínit. Problematické je zejména ověření obrazové kvality dat perfuzních vyšetření. V naší studii byla posuzována jen subjektivně bez kvantifikace. Na druhou stranu je nutné zmínit, že stejným způsobem probíhá hodnocení v průběhu rutinní diagnostiky ischemické CMP ve FN Plzeň, kdy také neprobíhá absolutní kvantifikace perfuzních hodnot. Pokud by bylo v budoucnosti zvažováno zařazení objektivní kvantifikace penumbry a jádra ischemie, bylo by nutné přesně ověřit přesnost kvantifikace při použití zkrácených (optimalizovaných) protokolů. Další limitace vyplývá z lokalizace testovacího bolusu, který je prováděn v úrovni horního mediastina a neodpovídá tedy přesně intrakraniální cirkulaci. Nicméně naše práce prokázala, že tyto cenné informace lze jednoznačně k tomuto účelu využít. Z hlediska samotného provedení, musí celý proces analýzy testovacího bolusu a kalkulace počtu opakování perfuzních skenů probíhat okamžitě v průběhu diagnostiky, což klade větší nároky na práci radiologického asistenta a vyžaduje úzkou spolupráci s odpovědným radiologem. Z časového hlediska nebyl prokázán problém s prodloužením celkové délky vyšetření. V případě, že perfuzní CT je prováděno na závěr celého iktového protokolu, je po provedení perfuzního CT krátký časový prostor pro takovou analýzu.

9 Závěr

Význam dosažených výsledků je rozdělen podle jednotlivých a předem položených cílů. Hlavním výstupem naší práce bylo analyzovat intrakraniální cirkulaci a optimalizovat protokol perfuzní CT mozku. Při správném načasování perfuzního skenování a správném nastavení expozičních hodnot lze významně snížit radiační zátěž a zároveň snížit délku vyšetření.

1) Analyzovat standardně prováděný protokol pro perfuzní CT mozku z hlediska variability časových intervalů intrakraniální cirkulace

Podářilo se nám analyzovat intrakraniální cirkulaci pacientů pomocí zhodnocení křivek sycení během perfuzního CT. Výsledky ukázaly značnou variabilitu v rychlosti intrakraniální cirkulace: vzestup denzity v arteria cerebri media 5–18 s, maximální denzita v arteria cerebri media 15–48 s, maximální denzita v sinus sagittalis superior 18–47 s, denzita dále signifikantně neklesala v sinus sagittalis superior 29–50 s.

2) Analyzovat časové data z testovacího bolusu kontrastní látky prováděného standardně pro správné časování CT angiografie mozkových tepen a porovnat s intrakraniálními daty

Podářilo se nám též analyzovat testovací bolus a určit rychlost cirkulace pacienta: průměrná hodnota signifikantního zvýšení denzity testovacího bolusu byla 9,4 s (5–17 s), průměrná hodnota maximální denzity byla 14,7 s (9–26 s), průměrná hodnota, kdy dále denzita signifikantně neklesla, byla 21,5 (15–47s). Porovnali jsme průměrné hodnoty testovacího bolusu s intrakraniální cirkulací (tabulka 6) a získali vzájemný vztah.

3) Navrhnout optimalizaci perfuzního CT protokolu s cílem snížit radiační zátěž a zlepšit jeho spolehlivost s ohledem na různé cirkulační poměry

Podle vzestupu křivky testovacího bolusu bylo načasováno zpoždění perfuzního protokolu k zajištění správného pokrytí křivek sycení intrakraniálně a redukcii redundantních skenů. U optimalizovaného protokolu 2 a 3 byla snižená hodnota napětí na 70 kV. U optimalizovaného protokolu 3 byl podle šíře křivky testovacího bolusu vypočten

optimální počet skenů s ohledem na intrakraniální cirkulaci. Všechny optimalizované protokoly prokázaly vysokou spolehlivost.

4) Zhodnotit vliv úpravy na radiační zátěž

U všech optimalizovaných protokolů byla dosaženo snížení radiační zátěže oproti původnímu protokolu. Nejvíce byla dávka redukována u optimalizovaného protokolu číslo 3, kde se nám podařilo snížit průměrnou radiační zátěž na 1,3 mSv.

5) Zhodnotit diagnostickou kvalitu pro hodnocení a celkový přínos optimalizovaných protokolů

Kromě jednoho vyšetření u optimalizovaného protokolu 2 byla všechna ostatní vyšetření plně diagnostická pro stanovení diagnózy a rozhodnutí o následné terapii. Zásadní přínos optimalizovaných protokolů byl ve snížení radiační zátěže a přizpůsobení „na míru“ intrakraniální cirkulaci pacienta. Podařilo se nám prokázat spolehlivost všech protokolů v praxi. Momentálně je na našem pracovišti rutinně využíván optimalizovaný protokol 2, který prokázal vysokou spolehlivost k a zároveň klade menší nároky na radiologické asistenty.

Obecně lze konstatovat, že náš dlouhodobý projekt optimalizace perfuzního protokolu prokázal, že radiační zátěž již není zásadním argumentem proti provádění perfuzního CT v diagnostice CMP. Cílené nastavení začátku i délky perfuzního skenu podle dat získaných z testovacího bolusu je proveditelnou technikou a v rámci rutinní diagnostiky a při správném zaškolení je lze ponechat v pravomoci radiologického asistenta. Tento způsob zároveň zvyšuje spolehlivost získání dostatečných dat pro perfuzní analýzu.

10 Literatura

Achenbach S, Marwan M, Ropers D, et al. Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition. *Eur Heart J*. 2010;31(3):340-6.

Albers GW, Marks MP, Kemp S et al. Thrombectomy for Stroke at 6 to 16 Hours with Selection by Perfusion Imaging. *N Engl J Med* 2018; 378:708-718.

Alkadhi H, Stolzmann P, Desbiolles L, et al. Low-dose, 128-slice, dual-source CT coronary angiography: accuracy and radiation dose of the high-pitch and the step-and-shoot mode. *Heart*. 2010;96(12):933-8.

Austein F, Riedel C, Kerby et al. Comparison of Perfusion CT Software to Predict the Final Infarct Volume After Thrombectomy. *Stroke*. 2016;47(9):2311-7.

Baxa J, Matoušková T, Krákorová G, et al. Dual-Phase Dual-Energy CT in Patients Treated with Erlotinib for Advanced Non-Small Cell Lung Cancer: Possible Benefits of Iodine Quantification in Response Assessment. *Eur Radiol*. 2016;26(8):2828-36.

Baxa J, Vondráková A, Matoušková T, et al. Dual-phase dual-energy CT in patients with lung cancer: assessment of the additional value of iodine quantification in lymph node therapy response. *Eur Radiol*. 2014;24(8):1981-8.

Booij R, Dijkshoorn ML, Straten MV. Efficacy of a dynamic collimator for overranging dose reduction in a second- and third-generation dual source CT scanner. *Eur Radiol*. 2017; 27(9): 3618–3624.

Brady SL, Kaufman RA. Investigation of American Association of Physicists in Medicine Report 204 size-specific dose estimates for pediatric CT implementation. *Radiology*. 2012;265(3):832-40.

Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography – an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007 Nov 29;357(22):2277-84.

Brix G, Lechel U, Nekolla E, et al. Radiation protection issues in dynamic contrast-enhanced (perfusion) computed tomography. *Eur J Radiol*. 2015;84(12):2347-58.

Caputo LM, Jensen J, Whaley M, et al. How a CT-Direct Protocol at an American Comprehensive Stroke Center Led to Door-to-Needle Times Less Than 30 Minutes. *Neurohospitalist*. 2017;7(2):70-73.

Carrascosa P, Capunay C. Myocardial CT perfusion imaging for ischemia detection. *Cardiovasc Diagn Ther*. 2017; 7(2): 112–128.

Coles DR, Smail MA, Negus IS, et al. Comparison of radiation doses from multislice computed tomography coronary angiography and conventional diagnostic angiography. *J Am Coll Cardiol*. 2006;47(9):1840-5.

Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation (2006) Health risk from exposure to low levels of ionizing radiation, BEIR VII Phase 2. Washington D.C.: National Academies Press.

Council on Clinical Cardiology and Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention of the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention. *Circulation*. 2009;119(7):1056-65.

Copen WA, Schaefer PW, Wu O. MR perfusion imaging in acute ischemic stroke. *Neuroimaging Clin N Am*. 2011;21(2):259-83.

Dahlman P, von der Molen AJ, Magnusson M et al. How Much Dose Can Be Saved in Three-Phase CT Urography? A Combination of Normal-Dose Corticomedullary Phase With Low-Dose Unenhanced and Excretory Phases. *American Journal of Roentgenology*. 2012;199: 852-86.

Earls JP, Berman EL, Urban BA, et al. Prospectively gated transverse coronary CT angiography versus retrospectively gated helical technique: improved image quality and reduced radiation dose. *Radiology*. 2008;246(3):742-53.

Flohr TG, Leng S, Yu L, et al. Dual-source spiral CT with pitch up to 3.2 and 75 ms temporal resolution: image reconstruction and assessment of image quality. *Med Phys*. 2009;36(12):5641-53.

Ferda J, Baxa J, Mírka H. CT s duální energií záření – redukce efektivní radiační dávky pomocí iterativní rekonstrukce dat algoritmem sinogram affirmed iterative reconstruction. *Ces Radiol* 2013; 67(1): 73–80 .

Ferda J, Kastner J, Kreuzberg B et al. Zobrazení akutní mozkové ischemie. *Ces Radiol* 2007; 61(3): 231–241.

Ferda J, Novák M, Kreuzberg B. Výpočetní tomografie. Galén, 2015, Praha. ISBN 80-246-0567-8.

García-Figueiras R, Goh VJ, Padhani AR, et al. CT perfusion in oncologic imaging: a useful tool? *AJR Am J Roentgenol*. 2013;200(1):8-19.

Gerber TC, Carr JJ, Arai AE, et al. Ionizing radiation in cardiac imaging: a science advisory from the American Heart Association Committee on Cardiac Imaging of the Council on Clinical Cardiology and Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention of the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention. *Circulation*. 2009;119(7):1056-65.

Goo HW, Chae EJ, Seo JB, et al. Xenon ventilation CT using a dual-source dual-energy technique: dynamic ventilation abnormality in a child with bronchial atresia. *Pediatr Radiol*. 2008;38(10):1113-6.

Gordic S, Morsbach F, Schmidt B, et al. Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection: first performance evaluation of single energy scanning with spectral shaping. *Invest Radiol*. 2014;49(7):465-73.

Grigoryan M, Tung CE, Albers GW. Role of diffusion and perfusion MRI in selecting patients for reperfusion therapies. *Neuroimaging Clin N Am*. 2011;21(2):247-57

Guggenberger R, Winklhofer S, Osterhoff G, et al. Metallic artefact reduction with monoenergetic dual-energy CT: systematic ex vivo evaluation of posterior spinal fusion implants from various vendors and different spine levels. *Eur Radiol*. 2012 ;22(11):2357-64.

Hansen ML, Norling R, Lauridsen C, et al. Computed Tomography (CT) Perfusion in Abdominal Cancer: Technical Aspects. *Diagnostics (Basel)*. 2013; 3(2): 261–270.

Hausleiter J, Bischoff B, Hein F, et al. Feasibility of dual-source cardiac CT angiography with high-pitch scan protocols. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2009;3(4):236-42.

Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, et al. Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography. *JAMA*. 2009; 301(5):500-7.

Health Physics Society (2004) Radiation Risk in perspective. Position Statement of the Health Physics Society: PS0101-1.

Herzog BA, Husmann L, Burkhard N, et al. Accuracy of low-dose computed tomography coronary angiography using prospective electrocardiogram-triggering: first clinical experience. *Eur Heart J*. 2008;29(24):3037-42.

Hirata M, Sugawara Y, Fukutomi Y. Measurement of radiation dose in cerebral CT perfusion study. *Radiat Med*. 2005;23(2):97-103.

Husmann L, Valenta I, Gaemperli O, et al. Feasibility of low-dose coronary CT angiography: first experience with prospective ECG-gating. *Eur Heart J*. 2008;29(2):191-7.

Cha D, Kim CK, Park JJ, et al. Evaluation of hyperdense renal lesions incidentally detected on single-phase post-contrast CT using dual-energy CT. *Br J Radiol*. June 2016; 89(1062).

Chae EJ, Seo JB, Goo HW, et al. Xenon ventilation CT with a dual-energy technique of dual-source CT: initial experience. *Radiology*. 2008;248(2):615-24.

Chae EJ, Seo JB, Lee J, et al. Xenon ventilation imaging using dual-energy computed tomography in asthmatics: initial experience. *Invest Radiol*. 2010;45(6):354-61.

Christner JA, Braun NN, Jacobsen MC, et al. Size-specific dose estimates for adult patients at CT of the torso. *Radiology*. 2012;265(3):841-7.

Chudgar NP, Bucciarelli PR, Jeffries EM, et al. Results of the National Lung Cancer Screening Trial: Where Are We Now? *Thorac Surg Clin*. 2015 May; 25(2): 145–153.

Jin S, Zhang B, Zhang L, et al. Lung nodules assessment in ultra-low-dose CT with iterative reconstruction compared to conventional dose CT. *Quant Imaging Med Surg*. 2018;8(5):480-490.

Johnson TR. Dual-Energy CT: General Principles. *American Journal of Roentgenology*. 2012;199: S3-S8.

Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol*. 2007;17(6):1510-7.

Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. II. Phantom measurements. *Med Phys*. 1999;26(11):2248-53.

Kaasalainen T, Palmu K, Reijonen V, et al. Effect of patient centering on patient dose and image noise in chest CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2014;203(1):123-30.

Kamal N, Holodinsky JK, Stephenson C, et al. Improving Door-to-Needle Times for Acute Ischemic Stroke: Effect of Rapid Patient Registration, Moving Directly to Computed Tomography, and Giving Alteplase at the Computed Tomography Scanner. *Circ Cardiovasc Qual Outcomes*. 2017;10(1). pii: e003242

Kang MJ, Park CM, Lee CH, et al. Dual-energy CT: clinical applications in various pulmonary diseases. *Radiographics*. 2010;30(3):685-98.

Karwacki GM, Vögele S, Blackham KA. Dose reduction in perfusion CT in stroke patients by lowering scan frequency does not affect automatically calculated infarct core volumes. *J Neuroradiol*. 2019. pii: S0150-9861(18)30080-4.

Kasasbeh AS, Christensen S, Straka M et al. Optimal CT Perfusion Scan Duration for Assessment of Acute Stroke Lesion Volumes. *Stroke*. 2016 Dec; 47(12): 2966–2971.

Kubo T, Ohno Y, Nishino M. Low dose chest CT protocol (50 mAs) as a routine protocol for comprehensive assessment of intrathoracic abnormality. *Eur J Radiol Open*. 2016; 3: 86–94.

Lambert L, Ourednicek P, Meckova Z, et al. Whole-body low-dose computed tomography in multiple myeloma staging: Superior diagnostic performance in the detection of bone lesions, vertebral compression fractures, rib fractures and extraskeletal findings compared to radiography with similar radiation exposure. *Oncol Lett*. 2017; 13(4): 2490–2494.

Lee EJ, Kim YH, Kim N, et al. Deep into the Brain: Artificial Intelligence in Stroke Imaging. *J Stroke*. 2017;19(3): 277–285.

Lee SH, Lee JM, Kim KW, et al. Dual-energy computed tomography to assess tumor response to hepatic radiofrequency ablation: potential diagnostic value of virtual noncontrast images and iodine maps. *Invest Radiol*. 2011;46(2):77-84.

Lell MM, May MS, Brand M, et al. Imaging the Parasinus Region with a Third-Generation Dual-Source CT and the Effect of Tin Filtration on Image Quality and Radiation Dose. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2015;36(7):1225-30.

Leschka S, Stolzmann P, Desbiolles L, et al. Diagnostic accuracy of high-pitch dual-source CT for the assessment of coronary stenoses: first experience. *Eur Radiol*. 2009;19(12):2896-903.

Li J, Udayasankar UK, Toth TL, et al. Automatic patient centering for MDCT: effect on radiation dose. *AJR Am J Roentgenol.* 2007;188(2):547-52.

Lin E, Calderon V, Goins-Whitmore J, et al. World's First 24/7 Mobile Stroke Unit: Initial 6-Month Experience at Mercy Health in Toledo, Ohio. *Front Neurol.* 2018; 9: 283.

Linsen PV, Coenen A, Lubbers MM et al. Computed Tomography Angiography with a 192-slice Dual-source Computed Tomography System: Improvements in Image Quality and Radiation Dose. *J Clin Imaging Sci.* 2016; 6: 44.

Ma H, Campbell BC, Parsons MW, et al. Thrombolysis Guided by Perfusion Imaging up to 9 Hours after Onset of Stroke. *N Engl J Med* 2019; 380:1795-1803.

Maier O, Schröder C, Forkert ND, et al. Classifiers for Ischemic Stroke Lesion Segmentation: A Comparison Study. *PLoS One.* 2015;10(12).

Malavasi S, Barone D, Gavelli F, et al, Multislice Analysis of Blood Flow Values in CT Perfusion Studies of Lung Cancer. *Biomed Res Int.* 2017. 3236893.

Maruyama T, Takada M, Hasuike T, et al. Radiation dose reduction and coronary assessability of prospective electrocardiogram-gated computed tomography coronary angiography: comparison with retrospective electrocardiogram-gated helical scan. *J Am Coll Cardiol.* 2008;52(18):1450-5.

Martini K, Higashigaito K, Barth B, et al. Ultralow-dose CT with tin filtration for detection of solid and sub solid pulmonary nodules: a phantom study. *Br J Radiol.* 2015; 88(1056).

May MS, Brand M, Lell MM, et al. Radiation dose reduction in parasinus CT by spectral shaping. *Neuroradiology.* 2017;59(2):169-176.

Mayo RC, Leung J. Artificial intelligence and deep learning - Radiology's next frontier? *Clin Imaging.* 2018;49:87-88.

Meijboom WB, Meijs MF, Schuijf JD, et al. Diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography coronary angiography: a prospective, multicenter, multivendor study. *J Am Coll Cardiol.* 2008;52(25):2135-44.

Mileto A, Allen BC, Pietryga JA, et al. Characterization of Incidental Renal Mass With Dual-Energy CT: Diagnostic Accuracy of Effective Atomic Number Maps for Discriminating Nonenhancing Cysts From Enhancing Masses. *AJR Am J Roentgenol.* 2017;(4):W221-W230.

Mírka H, Ferda J. Multidetektorová výpočetní tomografie – Perfuzní vyšetření. 2015. Galén. Praha. ISBN 978-80-7492-185-8.

Monzawa S, Ichikawa T, Nakajima H, et al. Dynamic CT for detecting small hepatocellular carcinoma: usefulness of delayed phase imaging. *AJR Am J Roentgenol.* 2007;188(1):147-53.

National Council on Radiation Protection and Measurements, 1987 Exposure of the population in the United States and Canada from natural background radiation. Report No. 94. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements.

Nogueira RG, Jadhav AP, Haussen DC et al. Thrombectomy 6 to 24 Hours after Stroke with a Mismatch between Deficit and Infarct. *N Engl J Med* 2018; 378:11-21.

Othman AE, Afat S, Brockmann MA, et al. Radiation dose reduction in perfusion CT imaging of the brain: A review of the literature. *J Neuroradiol.* 2016;43(1):1-5.

Park EA, Goo JM, Park SJ, et al. Chronic obstructive pulmonary disease: quantitative and visual ventilation pattern analysis at xenon ventilation CT performed by using a dual-energy technique. *Radiology.* 2010;256(3):985-97.

Petersen ET, Zimine I, Ho YC et al. Non-invasive measurement of perfusion: a critical review of arterial spin labelling techniques. *Br J Radiol.* 2006;79(944):688-701.

Qu M, Ramirez-Giraldo JC, Leng S, et al. Dual-energy dual-source CT with additional spectral filtration can improve the differentiation of non-uric acid renal stones: an ex vivo phantom study. *AJR Am J Roentgenol*. 2011;196(6):1279-87.

Ragoschke-Schumm A, Walter S, Haass A, et al. Translation of the 'time is brain' concept into clinical practice: focus on prehospital stroke management. *Int J Stroke*. 2014;9(3):333-40.

Rampinelli C, De Marco P, Origgi D, et al. Exposure to low dose computed tomography for lung cancer screening and risk of cancer: secondary analysis of trial data and risk-benefit analysis. *BMJ*. 2017 8;356:j34.

Seeger A, Klose U, Poli S, et al. Acute stroke imaging: feasibility and value of MR angiography with high spatial and temporal resolution for vessel assessment and perfusion analysis in patients with wake-up stroke. *Acad Radiol*. 2015;22(4):413-22.

Scheffel H, Alkadhi H, Leschka S, et al. Low-dose CT coronary angiography in the step-and-shoot mode: diagnostic performance. *Heart*. 2008;94(9):1132-7.

Suater A, Koehler T, Fingerle AA, et al. Ultra Low Dose CT Pulmonary Angiography with Iterative Reconstruction. *PLoS One*. 2016; 11(9): e0162716.

Smith WS, Sung G, Starkman S, et al. Safety and efficacy of mechanical embolectomy in acute ischemic stroke: results of the MERCI trial. *Stroke*. 2005;36(7):1432-8.

Stolzmann P, Kozomara M, Chuck N, et al. In vivo identification of uric acid stones with dual-energy CT: diagnostic performance evaluation in patients. *Abdom Imaging*. 2010;35(5):629-35.

Stolzmann P, Leschka S, Scheffel H, et al. Dual-source CT in step-and-shoot mode: noninvasive coronary angiography with low radiation dose. *Radiology*. 2008 ;249(1):71-80.

Strauss K. MO-B-218-01: Managing the Pediatric Patient's CT Dose: The Role of

SSDE. *Med Phys.* 2012;39(6Part21):3863-3864.

Sugino K, Kobayashi M, Nakamura Y, et al. Xenon-Enhanced Dual-Energy CT Imaging in Combined Pulmonary Fibrosis and Emphysema. *PLoS One.* 2017 20;12(1):e0170289.

Takahashi EA, Yoon HC. Four-Year Cumulative Radiation Exposure in Patients Undergoing Computed Tomography Angiography for Suspected Pulmonary Embolism. *Radiol Res Pract.* 2013: 482403.

van Everdingen KJ, van der Grond J, Kappelle LJ, et al. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging in acute stroke. *Stroke.* 1998;29(9):1783-90.

Veronesi G, Maisonneuve P, Spaggiari L, et al. Diagnostic performance of low-dose computed tomography screening for lung cancer over five years. *J Thorac Oncol.* 2014 Jul;9(7):935-9.

Wang DJ, Alger JR, Qiao JX, et al. Multi-delay multi-parametric arterial spin-labeled perfusion MRI in acute ischemic stroke - Comparison with dynamic susceptibility contrast enhanced perfusion imaging. *Neuroimage Clin.* 2013 6;3:1-7.

Wilke M, de Haan B, Juenger H, Karnath HO. Manual, semi-automated, and automated delineation of chronic brain lesions: a comparison of methods. *Neuroimage.* 2011 15;56(4):2038-46.

Wittsack HJ, Ritzl A, Mödder U. User friendly analysis of MR investigations of the cerebral perfusion: Windows(R)-based image processing. *Rofo.* 2002 ;174(6):742-6.

Wuest W, May M, Saake M, et al. Low-Dose CT of the Paranasal Sinuses: Minimizing X-Ray Exposure with Spectral Shaping. *Eur Radiol.* 2016;26(11):4155-4161.

Wycliffe ND, Choe J, Holshouser B, et al. Reliability in detection of hemorrhage in acute stroke by a new three-dimensional gradient recalled echo susceptibility-weighted imaging

technique compared to computed tomography: a retrospective study. *J Magn Reson Imaging*. 2004;20(3):372-7.

Yamauchi-Kawara C, K Fujii, T Aoyama. Radiation dose evaluation in multidetector-row CT imaging for acute stroke with an anthropomorphic phantom. *Br J Radiol*. 2010; 83(996): 1029–1041.

Zaharchuk G. Arterial Spin Labeled Perfusion Imaging in Acute Ischemic Stroke. 2014; 45(4): 1202–1207.

Zhang LJ, Wu SY, Niu JB, et al. Dual-Energy CT Angiography in the Evaluation of Intracranial Aneurysms: Image Quality, Radiation Dose, and Comparison With 3D Rotational Digital Subtraction Angiography. *American Journal of Roentgenology*. 2010;194: 23-30.

Zhou C, Zhao YE, Luo S, et al. Monoenergetic imaging of dual-energy CT reduces artifacts from implanted metal orthopedic devices in patients with fractures. *Acad Radiol*. 2011;18(10):1252-7.

Žižka J. Iterativní rekonstrukce CT obrazy – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? *Ces Radiol* 2011; 65(3): 169–176.

(1) <https://www.statista.com/statistics/283085/computer-tomography-examinations-in-selected-countries/>

(2) <http://uzis.cz/rychle-informace/pristrojove-vybaveni-zdravotnickych-zarizeni-cr-v-roce-2017>

(3) https://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik_3662_1782_11.html

11 Zkratky

ACA – arteria cerebri anterior
ACI – arteria carotis interna
ACM – arteria cerebri media
ADMIRE – advanced modeled iterative reconstruction
ALARA – as low as reasonably achievable
ATCM – automatic tube current modulation
ATP – adenosin-tri-fosfatáza
BF (CBF) – blood flow (cerebral blood flow)
BV (CBV) – blood volume (cerebral blood volume)
CMP – cévní mozková příhoda
CT – výpočetní tomografie
CTA – CT angiografie
CTDI – CT dose index
DE-CT – dual energy CT
DLP – dose length product
DWI – diffusion weighted images
ED – efektivní dávka
EVT – endovaskulární terapie
FBP – filtered back projection
HU – Hounsfield unit
ICH – intracerebral hemorrhage
IVT – intravenózní trombolýza
MR – magnetická rezonance
MRA – MR angiografie
MT – mechanická trombektomie
NCT – nekontrastní CT
SAFIRE – sinogram affirmed iterative reconstruction
SAK – subarachnoidální krvácení
SSDE – size-specific dose estimate
SSS – sinus sagittalis superior
SWI – susceptibility weighted images
TIA – transient ischaemic attack

TOF – time of flight

TTD – time to drain

TTP – time to peak

P – permeability

PCT – perfuzní CT

RIND – reversible ischaemic neurological deficit

12 Publikační činnost

Publikace v časopisech s impakt faktorem

Baxa J, Matouskova T, Ludvik J, Sedlmair M, Flohr T, Schmidt B, **Bejcek J**, Pesek M, Ferda J. Single-source Dual-energy CT as a Part of (18)F-FDG PET/CT: Direct Comparison of Iodine-related and Metabolic Parameters in Non-small Cell Lung Cancer. *Anticancer Res.* 2018;38(7):4131-4137.

Baxa J, Matouskova T, Krakorova G, Schmidt B, Flohr T, Sedlmair M, **Bejcek J**, Ferda J. Dual-Phase Dual-Energy CT in Patients Treated with Erlotinib for Advanced Non-Small Cell Lung Cancer: Possible Benefits of Iodine Quantification in Response Assessment. *Eur Radiol.* 2016;26(8):2828-36.

Publikace v recenzovaných časopisech bez impakt faktoru

Bejcek J, Baxa J, Ferda J. Perfuzní CT mozku – možnosti optimalizace protokolu. *Ces Radiol* 2019;73(2): 577–583.