

Univerzita Pardubice

Fakulta zdravotnických studií

Výtěžnost celotělového CT vyšetření u polytraumatizovaných
pacientů

Pavel Mareš

Bakalářská práce

2013

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2012/2013

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Pavel Mareš**
Osobní číslo: **Z10264**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **Výtěžnost celotělového CT vyšetření u polytraumatizovaných pacientů**
Zadávající katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

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

1. Sběr informací a studium literatury.
2. Stanovení cílů a metod práce.
3. Konzultace s vedoucím práce.
4. Vypracování teoretické části.
5. Vypracování praktické části.
6. Závěrečná diskuze, zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: dle doporučení vedoucího

Rozsah pracovní zprávy: 35 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

1. BRUNA, Josef a Alois SEHR. Celotělová výpočetní tomografie. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1988, 389 s. ISBN 08-033-88.
2. ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
3. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. Multidetektorová výpočetní tomografie, technika vyšetření. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.
4. FERDA, Jiří. CT trávicí trubice. 1. vyd. Praha: Galén, 2006, 243 s. ISBN 80-7262-436-9.
5. DRÁBKOVÁ, Jarmila. Polytrauma v intenzivní medicíně. 1. vyd. Praha: Grada, 2002, 307 s. ISBN 80-247-0419-6.
6. BYDŽOVSKÝ, Jan. Tabulky pro medicínu prvního kontaktu. 1. vyd. Praha: Triton, 2010, 239 s. ISBN 978-80-7387-351-6.
7. FERDA, Jiří. CT angiografie. 1. vyd. Praha: Galén, 2004, 408 s. ISBN 80-7262-281-1.
8. SEIDL, Zdeněk. Radiologie pro studium i praxi. 1. vyd. Praha: Grada, 2012, 368 s. ISBN 978-80-247-4108-6.


Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Leoš Ungermann, Ph.D.
Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání bakalářské práce: 1. října 2012

Termín odevzdání bakalářské práce: 9. května 2013


prof. MUDr. Arnošt Pellant, DrSc.
děkan

L.S.


Ing. Jana Holá, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 6. března 2013

Prohlášení autora

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracoval samostatně. Všechny literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

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

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Hradci Králové dne 4.5.2013

Pavel Mareš

Poděkování

Chtěl bych tímto velmi poděkovat za odborné vedení, věcné rady, připomínky, za cennou konzultační činnost a celkový koncept při zpracování bakalářské práce. Jmenovitě panu primáři MUDr. Leošovi Ungermannovi, Ph.D.

Dále bych chtěl poděkovat panu Ing. Jakubovi Greplovi za pomoc při výpočtech v praktické části práce.

Anotace

Bakalářská práce je zaměřena na výtěžnost celotělového CT vyšetření u polytraumatizovaných pacientů. Jejím obsahem je teoretická část, ve které je popsán CT přístroj, jeho vlastnosti, příslušenství a na jakých principech funguje celotělové vyšetření. V části praktické, jsou poté zkoumáni polytraumatizovaní pacienti, vedeni jako triage pozitivní, a prezentované výsledky z tohoto zkoumání.

Klíčová slova

polytrauma, vyšetření, pacienti, výpočetní tomograf, výtěžnost

Title

The yield of whole-body CT examination in polytraumatized patients

Annotation

This bachelor thesis is focused on the yield of the whole-body CT scan at polytraumatized patients. It consists of the theoretical part where there is the CT apparatus described with its qualities, accesories, and on which principles the whole-body scan works. In the practical part of the thesis, the polytraumatized patients are studied, as triage positive stated, and results of this study presented.

Keywords

polytrauma, examination, patients, computer tomograph, yield

Obsah

Úvod.....	12
Teoretická část.....	13
1. Historie výpočetní tomografie	13
2. Rentgenové záření	14
3. Příslušenství výpočetní tomografie	15
4. Princip výpočetní tomografie	16
5. Expozice.....	18
5.1. Kolimace a datová stopa.....	19
5.2. Faktor stoupání a perioda rotace	19
6. Expoziční parametry.....	20
7. Zobrazované pole.....	21
8. Prostorové rozlišení	22
8.1. Mechanismus rentgenového záření a zpracování dat.....	22
8.2. Matice	23
9. Způsoby skenování	24
9.1. Spirální skenování	24
9.2. Sekvenční skenování	25
10. Časové rozlišení.....	26
11. Kontrast a šum.....	27
12. Rekonstrukce CT obrazu	28
12.1. Hrubá data	29
12.2. Rekonstrukční increment	29
12.3. Rekonstrukční algoritmus	29
12.4. Iterativní rekonstrukce	30
12.5. Filtrovaná zpětná projekce	30
12.6. Multiplanární rekonstrukce	31
13. Analýza zobrazení	32
14. Dvouréntgenkové CT (DSCT)	33

15.	Multidetektorové, multi- slice a spirální CT	34
16.	Intravenózní podání kontrastní látky	35
16.1.	Aplikační schéma	35
16.2.	Kontrastní látky	36
16.2.1.	Pozitivní kontrastní látky	36
16.2.2.	Negativní kontrastní látky	36
16.2.3.	Nežádoucí účinky kontrastních látek	37
17.	Polytrauma.....	38
17.1.	Nejčastější poranění u polytraumat	40
17.1.1.	Poranění břicha.....	40
17.1.2.	Poranění pánve	40
17.1.3.	Pneumotorax	41
17.1.4.	Poranění obličejového skeletu	41
17.1.5.	Poranění hlavy.....	42
17.1.1.1.	Otevřené trauma mozku	43
17.1.1.2.	Zavřené trauma mozku.....	43
18.	Radiační zátěž.....	44
	Praktická část.....	46
19.	Soubor pacientů s podezřením na polytrauma	47
19.1.	Metodika získání dat	47
19.1.1.	Protokol pro výpočet efektivní dávky	47
19.1.2.	Protokol pro celotělové vyšetření na CT	47
20.	Výsledky zkoumání	61
20.1.	Zastoupení mužů a žen u celotělového CT vyšetření	61
20.2.	Zastoupení polytraumatizovaných pacientů.....	63
20.3.	Obdržená efektivní dávka u pacientů.....	64
	Diskuze.....	65
	Závěr.....	66
	POUŽITÁ LITERATURA.....	67
	PŘÍLOHY.....	69

SEZNAM ILUSTRACÍ A TABULEK

Obrázek 1 Hodnoty denzit u jednotlivých objektů ^{s, 8}	28
Tabulka 1 Běžné dávky záření	45
Tabulka 2 Průměrný věk pacientů s ohledem na pohlaví	61
Tabulka 3 Věkové rozpětí pacientů	61
Tabulka 4 Zastoupení mužů a žen z celkového počtu zkoumaných pacientů	61
Tabulka 5 Počet pacientů s prokázanými a neprokázanými traumatickými změnami	63
Tabulka 6 Průměrná efektivní dávka	64
Tabulka 7 Maximum a minimum efektivní dávky	64
Graf 1 Procentuální zastoupení mužů a žen u celotělového CT vyšetření	62
Graf 2 Procentuální zastoupení prokázaných a neprokázaných traumatických změn	63

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

CT- počítačová výpočetní tomografie

MR- magnetická rezonance

RTG- rentgen

kV- kilovolt

mA- miliampér

MDCT- Multi-detektorová počítačová výpočetní tomografie

MPR- multi-planární rekonstrukce

PACS- obrazový, archivační a komunikační systém

PET- pozitronová emisní tomografie

SPECT- speciální pozitronová emisní tomografie

Cíl práce:

Ověření přínosu a výtěžnosti CT vyšetření u pacientů s podezřením na polytrauma na podkladě mechanismu úrazu a dle splnění zadaných kritérií tzv. triage pozitivní, u kterých je předpoklad významného postižení a vyšetřovací algoritmus je z tohoto důvodu zkrácen. Po prvotním klinickém vyšetření se u těchto pacientů provádí přímo celotělové CT vyšetření a to bez předchozího ultrazvukového či rentgenového vyšetření. To vše s ohledem na obdrženou dávku při provedeném CT výkonu a rizik s tím spojených.

Úvod

Pacientům, kteří prodělali rozsáhlý úraz, bylo indikováno celotělové vyšetření na výpočetním tomografu. Všichni tito pacienti splňují kritérium takzvané triage pozitivní. Polytraumatizovaní pacienti nejsou ovšem v každé nemocnici vyšetřeni stejně, tedy postup s jakým bude zdravotnické zařízení nakládat s polytraumatizovaným pacientem se liší v různých nemocnicích. V Pardubické krajské nemocnici je proces péče o tyto pacienty jasně nastaven. Pokud pacient splní takzvanou triage je vyšetřen přímo na výpočetním tomografu, aniž by předtím absolvoval jiná vyšetření, která by diagnostický proces zdržela, a která jsou v podstatě CT nahrazena. Důvodem, proč bude u polytraumatizovaných pacientů indikováno vyšetření pomocí CT, je především rychlost a komplexnost vyšetření, než u jiných diagnostických metod, kterými jsou například klasické RTG vyšetření nebo vyšetření pomocí magnetické rezonance. Z literatury je zřejmé, že výpočetní tomografie má u těchto pacientů nejvyšší možnou výtěžnost a tedy přínos pro rozhodnutí o další léčbě.

Ve své práci se budu zabývat pacienty, kteří byli přivezeni na akutní příjem nemocnice, a u kterých bylo indikováno celotělové CT vyšetření při podezření na vážná poranění dle mechanismu úrazu. Ve své práci budu hodnotit výtěžnost vyšetření, četnost poranění a také výši radiační zátěže. V závěru práce se i zmíním o možných jiných vyšetřeních, které by mohli být případně indikovány namísto CT vyšetření.

Domnívám se, že důležitost vyšetření takto traumatizovaných pacientů je vysoká, vezmeme-li v úvahu neustále se zvyšující četnost dopravních nehod, které se podílejí na tomto stavu pacienta největší měrou.

Teoretická část

1. Historie výpočetní tomografie

Objev možnosti skenování pomocí výpočetní tomografie byl učiněn v roce 1963 americkým fyzikem Allanem Mac Leodem Cormackem. V této době šlo pouze o objev výpočetní tomografie, avšak první přístroj CT byl zkonstruován až v roce 1972, kdy anglický inženýr Godfrey Newbold Hounsfield sestrojil první použitelný výpočetní tomograf, kterým již bylo možno vyšetřovat. V roce 1979 dostali Cormack a Hounsfield za své objevy Nobelovu cenu za medicínu. Výpočetní tomografie se neustále zdokonaluje a vývoj jde kupředu, hlavně v oblasti rychlosti vyšetření, nákladovosti vyšetření, ale jsou i snahy o snížení radiační dávky pro pacienty.

„Revolučním konstrukčním prvem bylo zavedení kontinuální rotace gantry (slip-ring technology 1987) a následný vznik spirálního (helikálního) CT (1989).“^{1 s. 6}

¹ VÁLEK, Vlastimil a Pavel ELIÁŠ. *Moderní diagnostické metody*. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 1998, 84 s. ISBN 80-701-3294-9.

2. Rentgenové záření

„RTG záření je pronikavé elektromagnetické záření o velmi krátkých vlnových délkách a vysokých frekvencích. Rentgenové záření prochází hmotou i vakuem, jeho intenzita slábne se čtvercem vzdálenosti od zdroje, šíří se přímočaře, má ionizační účinky (což znamená, že množství energie, které nese, stačí na uvolnění elektronu z atomu). RTG záření ve větších dávkách je pro živý organismus nebezpečné, může způsobit trvalé poškození buněk a tkání. Působí-li záření na biologický materiál, dochází k absorpci ionizujících částic.“^{2 s. 22-23}

² SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.

3. Příslušenství výpočetní tomografie

Gantry (vyšetřovací stěna)- obsahuje zdroj záření (rentgenku); detektory záření; závaží pro vyvážení při točivém pohybu; chladicí systémy, pohonné a řídicí systémy

Vyšetřovací stůl- stůl pro ležícího pacienta, který je polohovací elektronicky; různé CT přístroje mají různě kalibrované vyšetřovací stoly o nosnosti, kterou je třeba nepřekročit.

Zobrazovací a vyhodnocující počítač

Konzole pro ovládání vyšetření včetně monitoru

Generátor vysokého napětí

4. Princip výpočetní tomografie

Vznik výpočetní tomografie umožnil počítačové zpracování dat a tím nám vytváří lepší rozpoznatelnost patologie, než tomu bylo u RTG přístrojů. Název tomografie byl odvozen od řeckého slova- tomeo = řezat. Vyšetření výpočetní tomografií je na tomto principu založeno. Vytváří různě široké řezy lidským tělem a díky tomu můžeme lépe diagnostikovat oblast těla, kterou potřebujeme zmapovat. Princip vyšetření výpočetní tomografií je primárně založen na pohybu rentgenky uvnitř přístroje a jejímu pohybu kolem vyšetřované vrstvy. Rentgenka vykonává kruhový pohyb v gantry a spolu s posunem stolu vytváří spirální skenování. Aby bylo možné rentgenové záření zaznamenat, je v gantry proti rentgence uložena soustava detektorů, které zachycují prošlé záření vyšetřovanou vrstvou. Rychlost vyšetření závisí na způsobu skenování, tedy na pohybu rentgenky a detektorů, posunu stolu, zpracování dat či rychlosti aplikování kontrastní látky.

„Princip výpočetní tomografie spočívá v plošné rekonstrukci údajů o absorpci rentgenového záření v objektu, který byl snímkován z různých úhlů vycloněným svazkem rentgenového záření, jehož úbytek byl zjištěn soustavou detektorů uložených proti rentgence.“^{3 s. 17}

„Detektory registrují absolutní množství rentgenového záření prošlé pacientem. Intenzita záření po průchodu pacientem je oslabena. Toto oslabení je přímo úměrné atomovému číslu prvků v tkáni a závisí i na anatomickém složení tkáně. Dopadající intenzitu záření detektory přeměňují na elektrický analogový signál, úměrný velikosti dopadajícího záření.“^{4 s. 11}

Počítač signál zpracuje do číselné podoby a následně těmito hodnotami zrekonstruuje obrazu. Tyto získané údaje se nazývají hrubá data (raw data).

Detektory CT přístroje mohou být plynové nebo pevné scintilační detektory. Záleží na druhu přístroje a také možnosti nemocnice je zakoupit. Jako nejlepší z těchto zmíněných vycházejí keramické detektory, jež jsou dražší než plynové, ale v detekci záření dosahují lepších výsledků.

³ BRUNA, Josef a Alois SEHR. *Celotělová výpočetní tomografie*. Vyd. 1. Praha: Avicenum, 1988, 389 s.

⁴ VÁLEK, Vlastimil a Pavel ELIÁŠ. *Moderní diagnostické metody*. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 1998, 84 s. ISBN 80-701-3294-9.

„Vlastní záznam se skládá z celé řady dílčích registrací prošlého rentgenového záření v odlišných polohách rentgenky a detektorů ve zvolené axiální rovině. Po zpracování celé řady získaných sumárních číselných údajů se rekonstruuje číselná síť (matice).“^{5 s. 7}

⁵ VÁLEK, Vlastimil a Pavel ELIÁŠ. *Moderní diagnostické metody*. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 1998, 84 s. ISBN 80-701-3294-9.

5. Expozice

Tento děj se odehrává při momentu skenování. Proud a napětí jsou parametry expozice, bez kterých by nemohla probíhat. Díky vzájemnému poměru proudu (mAs) a napětí (kV) může expozice proběhnout a rentgenka vyprodukovat paprsek záření. Hodnoty napětí používající se u vyšetření mají velikost 80, 100, 120, 130 a 140 kV. Poměr napětí a proudu následně ovlivní šum v obraze, proto by se tyto hodnoty měli volit tak, aby byla zachována ostrost obrazu, jeho čitelnost pro stanovení diagnózy a nedocházelo tak ke zbytečnému následnému ozáření pacienta, z důvodu nepodařeného skenu. U dnešních moderních CT přístrojů jsou jednotlivé hodnoty již přednastaveny v různých protokolech pro skenování různých částí těla v programu, který je součástí CT daným výrobcem přístroje. V praxi může ovšem nastat moment, kdy se tyto hodnoty musí přizpůsobit různým faktorům vyšetření. Těmito faktory je nejčastěji váha pacienta či potřeba kratší nebo delší expozice.

„Zvýšením hodnoty proudu v nastavení expozice se zvyšuje kvantum záření X použitého pro měření absorpce materiálu, proto při vyšších hodnotách proudu obecně ubývá šumu v zobrazení, ovšem na úkor nárůstu absorbované dávky.“^{6 s. 18}

„Nejpoužívanějším pojmem je efektivní hodnota mAs, vztažená k podmínkám odpovídajícím otáčce 360° za 1s. Nejúčinnějším způsobem optimalizace dávky je takzvaná 4D proudová modulace. Při zapnutí expoziční automatiky je na základě atenuace v kraniokaudálním směru na plánovacím skenu zvolen profil v ose Z. Efektivní hodnota mAs je využita jen v oblasti nejvyšší atenuace. Dalším prvkem 4D optimalizace je korekce dávky při rotaci rentgenky kolem těla. Interaktivním vyhodnocováním rozdílů v atenuaci z předozadního šikmého a laterolaterálního směru dochází ke snížení dávky i mezi směry předozadním a laterolaterálním.“^{7 s. 18-19}

⁶ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

⁷ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

5.1. Kolimace a datová stopa

„Kolimaci u MDCT přístrojů rozlišujeme na úhrnnou a nominální. Kolimace úhrnná udává šíři detektorové soustavy ozářené zářením X ve směru osy Z.“^{8 s. 20}

Kolimace nominální se již dnes nepoužívá, nahradila ji takzvaná datová stopa. Pro dobré prostorové rozlišení a hrubá data je datová stopa velmi důležitý pojem, jelikož se z ní přímo získávají simultánní stopy a je důležitým pojmem pro skutečné prostorové rozlišení.

5.2. Faktor stoupání a perioda rotace

Faktor stoupání takzvaný (pitch) faktor znamená rychlost posunu stolu, tedy rychlost za jakou se stůl s pacientem bude pohybovat za současného probíhajícího skenování. U různých výrobců přístrojů se objevuje i jiný název faktoru stoupání, který se také může nazývat (volume pitch) objemový faktor stoupání.

„Faktor stoupání je pojem určující hustotu závitů datových stop získávaných během akvizice dat při posouvání stolu s tělem vyšetřovaného otvorem v gantry přístroje. Jinak řečeno poměr mezi posunem stolu za jednu otáčku gantry o 360° a úhrnnou kolimací. „Je-li úhrnná kolimace například 20 mm a posun stolu 10 mm je faktor stoupání 0,5, pokud je rychlost posunu stolu 20, jde o faktor stoupání 1, a pokud se zrychlí posun stolu na 30 mm, jde o faktor stoupání 1,5. Faktor stoupání významně ovlivňuje takzvanou kompletaci dat při multidetektorové výpočetní tomografii. Princip kompletace dat umožňuje doplňování datového pole z datových stop příslušejících různým detektorovým elementům. Při vysokých faktorech stoupání nad 1,5 dochází již k neúplnému vyplnění datového prostoru a bývá pak omezena hodnota takzvané minimální rekonstruovatelné šíře obrazu- dříve často nazývaná efektivní šíře obrazu. Pro faktor stoupání 2 to bývá většinou minimální šíře obrazu 5 mm, pro faktor stoupání 3 šíře 10 mm. Aby bylo získáno velmi kvalitní pole dat, bývají použitelné faktory stoupání omezeny na hodnoty kolem 0,3 pro zobrazení srdce, na faktor 0,9 pro zobrazení duální energií záření.“^{9 s. 22- 23}

⁸ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

⁹ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

6. Expoziční parametry

Parametry pro expozici u výpočetní tomografie jsou důležité nejen k zlepšování kvality obrazu, ale i k optimalizaci radiační dávky. Expoziční parametry jsou složeny z napětí (kV), proudu (mA) a expozičního času (s). Hodnoty lze u vyšetřeních různě měnit dle potřeby, ale vždy musí být brán ohled na pacienta a potažmo s tím na výslednou efektivní dávku záření.

„Se zvyšováním hodnoty mAs (mili-ampér-sekund) dochází k poklesu šumu. Současně ale narůstá absorbovaná dávka. Vyšetření proto musí být kompromisem mezi radiační zátěží a kvalitou obrazu. Vždy je třeba zohlednit jeho účel. Vyšší dávka je nezbytná v případech, kdy vyžadujeme dobrý kontrast a málo šumu. U osob s extrémní obezitou (150 kg tělesné hmotnosti a více) je nutné pro získání diagnostické kvality zobrazení použít dostatečného nastavení proudu na jednu vrstvu. Nástrojem pro zvýšení expozice může být kromě prostého zvýšení hodnoty proudu snížení faktoru stoupání.“¹⁰

¹⁰ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

7. Zobrazované pole

Z anglického názvu (field of view). Zvolením správné oblasti zájmu docílíme kvalitního prostorového rozlišení. Částí těla, kterou budeme vyšetřovat, musíme co nejvíce vyplnit prostor, který bude vybrán pro akvizici dat nebo rekonstrukci.

„Počet elementů základní matrix je totiž konstantní a je vhodné ji co nejvíce využít na vyšetřovanou oblast či struktury, které nás při hodnocení nezajímají.“^{11 s. 39}

¹¹ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

8. Prostorové rozlišení

„Prostorové rozlišení obrazu (spatial resolution) je obecně definováno minimální vzdáleností mezi dvěma liniemi tak, aby byly ještě od sebe rozpoznatelné. U digitálně získávaných obrazů je prostorové rozlišení závislé na velikosti nejmenšího elementu receptoru (detektoru) a celkovém počtu těchto elementů. Pro CT obrazy je prostorové rozlišení dáno technickými parametry akvizice (průzor detektoru- „detektor aperture“) a zvoleným rekonstrukčním algoritmem (filtrem). Rozlišovací schopnost současných CT přístrojů umožňuje rozeznat objekty o minimální velikosti 0,4- 0,6 mm, pro popsání struktury určitého objektu na planárním zobrazení je nutné, aby byl objekt pokryt nejméně 4 voxely.“^{12 s. 38}

8.1. Mechanismus rentgenového záření a zpracování dat

Svazek rentgenového záření projde vyšetřovanou vrstvou a poté dopadá na soustavu polovodičových detektorů. Detektory zaznamenají intenzitu rentgenového záření, které prošlo vyšetřovanou vrstvou a výsledné údaje jsou zesíleny a zpracovány počítačem.

„Počítač údaje shromažďuje, matematicky je zpracovává a na základě takto připraveného velkého množství dílčích údajů vypočítá obrazový procesor hustotu jednotlivých objemových elementů.“^{13 s. 17}

Při CT vyšetření nedostaneme tedy skutečný obraz vyšetřované oblasti, ale počítačem matematicky upravený obraz sestávající z množství bodů, které udávají denzitu a jež měříme v Hounsfieldových jednotkách.

Určité hodnoty Hounsfieldových jednotek mají přiřazený odstín šedi. Záleží na tom jak světlý nebo tmavý bude výsledný obraz. Každý odstín obrazu bude mít přiřazen jinou hodnotu Hounsfieldových jednotek. Obraz, který vidíme na monitoru, je výsledný zrekonstruovaný obraz složený z mřížky čtverců (matice).

¹² FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

¹³ BRUNA, Josef a Alois SEHR. *Celotělová výpočetní tomografie*. Vyd. 1. Praha: Avicenum, 1988, 389 s.

8.2. Matice

Jednotlivé čtverečky nazýváme pixely (picture matrix element). Je-li výsledný obraz složen z velkého počtu těchto čtverců, které jsou velmi malé, obraz se bude jevit jako vykreslenější. Jednotlivé kontury lidského těla budou vidět lépe, či naopak. Této vlastnosti se říká rozlišení. Čím více bude obsahovat jeden „palec“ těchto pixelů, tím lepší dostaneme rozlišení a i celkovou kvalitu obrazu. U dnešních přístrojů používaných v klinické praxi se používá rozlišení 512x512. Pro klinickou praxi by nám ovšem pixely nestačily.

Člověka, kterého snímáme, snímáme vždy v určité rovině, a k určení diagnózy je nezbytný objemový přehled. Jednotka udávající objem v tomto případě je voxel (volume matrix element) jež se skládá z malých krychlí. Princip rozlišení u voxelových jednotek je stejný jako u pixelů.

9. Způsoby skenování

9.1. Spirální skenování

„Skenování spirální technikou je standardem pro většinu vyšetření.“^{14 s. 26}

Spirální skenování tedy znamená, že rentgenka rotuje kolem pacienta, provádí skenování a zároveň se skenováním se posunuje stůl s pacientem. Znamená to tedy, že rentgenka opisuje kolem pacienta pomyslnou spirálu, od toho název spirální skenování.

Výhoda spirálního skenování spočívá nejen v rychlosti pořízení kvalitního skenu, ale také umožňuje optimálně použít bolus kontrastní látky při vyšetření. Optimální načasování podání kontrastní látky v pravou chvíli a spuštění akvizice dat umožňuje bolus tracking.

Bolus- tracking

„Fyziologičtější metodou správné synchronizace aplikace kontrastní látky a akvizice dat je monitorování vývoje denzity již při aplikaci vlastního bolusu kontrastní látky. Na plánovacím skenu potom určíme úroveň monitorování a zvolíme požadovanou cévu. Do této cévy se umístí vzorkovací objem a stanoví se požadovaná prahová denzita. Po dosažení prahové denzity přístroj samočinně spustí akvizici dat.“^{15 s. 6}

Ze spirálního skenování se vytváří trojrozměrné datové pole, které umožňuje tvorbu variabilních konečných obrazů.

„Největším přínosem spirálního skenování ve srovnání s krokovým je zachycení celého objemu vyšetřované oblasti. Ve srovnání se sekvenční technikou odpadá problém s nezachycením ložisek, která se vlivem dýchání pohybují mezi jednotlivými akvizicemi (například malé plicní uzly).“^{16 s. 27}

¹⁴ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

¹⁵ FERDA, Jiří. *CT angiografie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2004, xi, 408 s. ISBN 80-726-2281-1.

¹⁶ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

9.2. Sekvenční skenování

Skenování pomocí sekvence je nejstarším druhem skenování u výpočetní tomografie. Sekvenční znamená, že obraz je skenován při každém posunu stolu, což je opačný princip než u spirálního skenování. Při sekvenčním skenování se skenuje vždy určitá oblast těla a dochází tak k akvizici dat z vymezeného pole. Znamená to jedno otočení gantry a pořízení tak dat u jednoho úseku vyšetřované oblasti, které se opakuje s každým posunem stolu. Díky tomuto druhu jsou pořízeny velmi kvalitní obrazy, protože při sekvenčním skenování nedochází k prostorovému zkreslení a tím bývá lepší rozlišení obrazu. Výhodou pořizování dat jednotlivými posuny stolu a skenování jen vymezeného prostoru je i množství absorbované dávky než u spirálního skenování- proto se tento druh také dosud používá například u HRCT zobrazení plic. Při skenování polytraumatizovaných pacientů se tato technika nepoužívá, a proto zvolíme skenování spirální technikou.

„Při multidetektorové výpočetní tomografii lze využít sekvenčního skenování především pro zobrazení mozkové tkáně i při náklonu gantry v kraniokaudálním směru. Přednost sekvenčního skenování v minimalizaci dávky je využívána při zobrazení kalciového skóre nebo při technice step-and-shoot u CT angiografie věnčitých tepen. U obou těchto technik se kombinuje sekvenční skenování s prospektivní synchronizací s EKG.“^{17 s. 24}

¹⁷ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

10. Časové rozlišení

Časové rozlišení bude takové, jaká bude veličina periody zobrazení. Záleží totiž na tom, zdali zobrazujeme část těla, která je během skenování v pohybu. Na tom závisí akvizice dat, které jsou potřebné pro rekonstrukci obrazu. Pokud zobrazujeme například hrudník, kde se potřebujeme zaměřit na srdce či aortu, které během vyšetření pulzují, budeme k tomu potřebovat co nejkratší dobu akvizice dat. Potřebujeme tedy zobrazit dobře oblast zájmu a zároveň data získat rychle, aby nedošlo k znehodnocení obrazu. Posun stolu (table feed) a otočení gantry (rotation time) jsou elementy, které nám ovlivní časové rozlišení a potažmo i výsledné obrazy.

„Významnou redukcí pohybových artefaktů znamenal rekonstrukční algoritmus s lineární interpolací 180° (tzv. half-scan), při kterém dochází pomocí interpolace k doplnění poloviny půlsvitů datové otáčky, a tím k získání dat pro celý obraz. Při použití tohoto algoritmu se perioda zobrazení rovná polovině doby otáčky rotoru gantry.“^{18 s. 41}

¹⁸ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

11. Kontrast a šum

Kontrast je určitý přechod mezi jednotlivými strukturami respektive denzitami jednotlivých struktur. Kontrast je ovlivněn jednotlivými druhy struktur, podle toho jak se od sebe liší. Např. kost a tkáň.

Na množství šumu závisí velikost vyšetřovaného těla, velikost proudu, rekonstrukční algoritmus a šíře řezu.

„Absorpce rentgenového záření roste exponenciálně s průměrem těla, což vede k disproporčnímu zvyšování míry šumu u obézních jedinců.“¹⁹ s. 44

¹⁹ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

12.Rekonstrukce CT obrazu

„U dnešních přístrojů 3. a 4. Generace vzniká CT obraz expozicí dané axiální roviny v celém jejím obvodu (360°) s měřením intenzit záření v odstupech po 1° a méně. Absorpce záření je ale v různých úhlech rozdílná.“^{20 s. 7}

Z jednotlivých řezů, které se vytvoří, vznikne velké množství dat, které je potřeba dopravit a vytvořit tak ucelený obraz z vybraného množství těchto dat. To je možné pouze moderními počítači, které jsou velmi výkonné a tyto operace provádějí velmi rychle. „Moderní rychlé matematické postupy používají transformace, profily, porovnání logaritmovaných rovnic aj. Výsledkem jsou vykalkulované absorpční koeficienty pro jednotlivé voxely (pixely), vyjádřené denzitními jednotkami (Hounsfield unit, HU). Hodnota denzity vyjadřuje stupeň absorpce v jednotlivých tkáních, vztaženou k absorpci rentgenového záření ve vodě:

$$\text{denzita (HU)} = \frac{\mu_{\text{mat-vody}}}{\mu_{\text{vody}}} \times 1000$$

Objekt	denzita HU	Objekt	denzita HU
vzduch	-1000	bílá hmota mozková	+25 až +32
tuk	-40 až -120	absces - stěna	+28 až +35
voda	0	nádory všeobecně	+30 až +50
cysta	+0 až +15	šedá hmota mozková	+30 až +40
žluč	+5 až +10	ledviny	+30 až +37
mozkomíšní mok	+3 až +14	krev v aortě	+31 až +45
starý infarkt mozku	+10 až +16	slinivka břišní	+34 až +45
absces - obsah	+15 až +35	mízní uzliny	+35 až +40
starý hematom	+18 až +40	slezina	+45 až +55
otok mozku	+18 až +26	játra	+50 až +68
nekrózy	+19 až +25	čerstvý hematom	+65 až +85
čerstvý infarkt mozku	+22 až +26	kalcifikace	nad +85
metastázy	+25 až +50	kompaktní kost	+1000 a více

Obrázek 1 Hodnoty denzit u jednotlivých objektů^{21 s. 8}

²⁰ VÁLEK, Vlastimil a Pavel ELIÁŠ. *Moderní diagnostické metody*. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 1998, 84 s. ISBN 80-701-3294-9.

²¹ VÁLEK, Vlastimil a Pavel ELIÁŠ. *Moderní diagnostické metody*. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 1998, 84 s. ISBN 80-701-3294-9.

12.1. Hrubá data

Hrubá data jsou získána z detektorů. Záření prošlé pacientem bylo zaznamenáno na detektory ionizujícího záření a z nich vyšlá data jsou ta, která jsou potřeba pro nastavení rekonstrukčních parametrů.

„Při zachování tzv. hrubých dat v paměťovém disku přístroje je možné provedení libovolného počtu rekonstrukcí konkrétního vyšetření. Jednotlivé parametry rekonstrukce jsou voleny podle vyšetřované oblasti plánovaného využití- pro přímé hodnocení nebo pro postprocessing.“^{22 s. 36}

12.2. Rekonstrukční increment

„Rekonstrukční increment udává vzdálenost mezi dvěma sousedními rekonstruovanými axiálními obrazy v ose. Jeho správné nastavení je nutné pro následné použití rekonstruované série v postprocessingu, kdy dostatečný překryv jednotlivých obrazů zajistí plynulejší přechody kontur.“^{23 s. 36-37}

12.3. Rekonstrukční algoritmus

„Nastavením rekonstrukčního algoritmu lze zvýraznit či potlačit přechod denzitního rozhraní mezi jednotlivými obrazovými elementy (pixely). Čím více je tento přechod zvýrazněn, tím je vyšší geometrické rozlišení, ale také vyšší hladina šumu obrazu. Naopak při potlačení přechodů denzitních rozhraní je nízká hladina šumu, ale také horší geometrické rozlišení. Pro hodnocení orgánů s vysokými rozdíly denzit (plicní parenchym, skelet vedlejší dutiny nosní, pyramida) jsou k dispozici algoritmy s vysokým rozlišením (sharp, very sharp, ultra sharp), pro měkké tkáně se středním rozlišením (medium, soft). Algoritmy s výrazným potlačením rozhraní (very soft) jsou vzhledem k velmi nízké hladině šumu vhodné pro vytváření objemových rekonstrukcí, jejichž limitací při přímém hodnocení axiálních obrazů je neostrost přechodů denzit mezi jednotlivými strukturami a rozmazání s nárůstem objemu kalcifikací.“^{24 s. 37}

²² FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

²³ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

²⁴ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

12.4. Iterativní rekonstrukce

„Slovo iterace je latinského původu a znamená opakování. Principem iterativních rekonstrukcí je opakované porovnání naměřených a rekonstruovaných obrazů. Iterativní rekonstrukce umožňují oddělení prostorového rozlišení a obrazového šumu. Prvním krokem je nejprve získání výchozího odhadu filtrovanou zpětnou projekcí. Z tohoto odhadu jsou vypočítány projekce v jednotlivých směrech. Ty jsou porovnány s naměřenými projekcemi. Korekční faktory získané porovnáním jsou aplikovány na projekce výchozího odhadu a z těch je zpětnou projekcí rekonstruován nový obraz objektu. Ten slouží jako vstupní odhad do dalšího iteračního cyklu. Iterace se opakují, dokud neposkytnou nejlepší kvalitu rekonstruovaného obrazu a zároveň potlačí šum.“^{25 s 23.}

12.5. Filtrovaná zpětná projekce

Tato metoda je metodou novou, používanou v poslední době na snížení radiační zátěže.

Proces provádění rekonstrukce z nejprve provedené filtrace samostatných projekcí, snižující vliv hvězdicového efektu a následně provedené přímé zpětné matematické rekonstrukce obrazu se nazývá filtrovaná zpětná projekce. V prvním kroku tedy provedeme filtraci samotných projekcí a až v druhém přistupujeme k rekonstrukci.

Filtrace je fáze, kdy se část kmitočtového spektra propouští a část se zadržuje nebo zeslabuje, podle toho jaký typ použitého filtru je k dispozici.

²⁵ *Praktická radiologie*. roč. 2012, č. 4. ISSN 1211– 5053.

12.6. Multiplanární rekonstrukce

„Při multiplanární rekonstrukci (MPR) je rovinný obraz vytvořen z trojrozměrného objemu dat. Pro zobrazení jednotlivých orgánů (ledviny, kosti, páteř) se používají roviny v podélné ose a v rovině na ni kolmé. Nej kvalitnější MPR jsou získávány z izotropního zobrazení s kubickým voxellem, jehož hrana je menší než 1 mm. Při použití těchto dat je možné vytvořit MPR v jakékoliv rovině ve stejné kvalitě jako axiální obrázky. Významnou podmínkou vytvoření kvalitních MPR je nastavení dostatečného rekonstrukčního inkrementu s překrýváním základních axiálních obrazů o 50-70%. Kromě obrazů jednotlivých vrstev lze vytvářet i sady obrazů v paralelních rovinách, při jejichž vytváření lze nastavit jak šířku vrstvy, tak vzdálenost mezi jednotlivými obrázky (obdobu inkrementu). Pro hodnocení různých částí těla jsou vytvářeny sady MPR v základních topografických rovinách (korokární, sagitální). Pro vytváření sad MPR se osvědčuje rekonstrukce na akvizičním počítači radiologickým asistentem, který je archivuje přímo do systému PACS.“^{26 s. 58-59}

²⁶ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

13. Analýza zobrazení

Zpracovaný objem dat, ze kterého se pomocí rekonstrukce vytvořili obrazy jednotlivých oblastí těla, je třeba i adekvátně analyzovat. U hodnocení budeme posuzovat vizuálně dané obrazy, jejich struktury a také změny kontur. Pro vizuální posouzení se užívají multiplanární rekonstrukce, 3D zobrazení, fúze a používání rozdílných okének. Kvalitní subjektivní analýzu docílíme správným používáním okének, které jsou nejdůležitější pro samotné posuzování.

„Nastavení okénka se skládá ze středu (center- C) a šíře intervalu zobrazených denzit (width- W). Jelikož jednotlivé orgány pro hodnocení vyžadují rozdílné nastavení kontrastu tkání, je nutné okénka přizpůsobit hodnocenému orgánu. Přibližné hodnoty nastavení jsou uvedeny v tabulce. Jejich rozmezí je však nutné přizpůsobit míře kontrastní náplně a použité hodnoty kilovolt. V hodnocení CT pomáhají i programové aplikace, které mají za úkol objektivní měření. Mezi nejjednodušší patří vyhodnocení denzity v oblasti zájmu (region of interest- ROI), měření délky a plochy. Mezi složitější způsoby objektivní analýzy patří vyhodnocení perfuze tkáně, analýza chemického složení pomocí duální energie záření a také hodnocení kinetiky.“^{27 s. 56}

²⁷ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

14. Dvourentgenkové CT (DSCT)

Přístroj CT s dvěma rentgenkami pracuje na stejném principu jako CT s jednou rentgenkou. Hlavní konstrukční rozdíl je v dvou systémech rentgenka- detektor. Ty jsou schopné pracovat současně se stejným napětím na rentgenkách, nebo různým napětím na rentgenkách. Důvodem, proč tyto CT byly zkonstruovány, je zvýšení rychlosti skenování a snížení akvizičního času. Pomocí dvou systémů rentgenka- detektory jsme schopni vytvořit dva obrazy o různé denzitě. Schopnost takto snímkovat se velmi uplatní při diagnostice, bude-li potřeba kvalitně zobrazit kosti, cévy a tukovou tkáň.

15. Multidetektorové, multi- slice a spirální CT

Dnes se na většině pracovišť, kde se používá CT, používá Multi-detektorové CT (MDCT). Jeho hlavní výhodou je umístění více prstenců detektorů vedle sebe. U MDCT s 16 řadami, je to tedy 912 dílů o rozměrech 1mm šíře a 1,25 mm délky, což celkem představuje 14 592 jednotlivých elementů s úhlem 55°. Jiné MDCT přístroje se také konstruují s 64, 128 a 320 řadami. Přístroj tedy snímá větší povrch a zároveň pořizuje více tenkých řezů současně.

16. Intravenózní podání kontrastní látky

Kontrastních látek, ze kterých můžeme vybírat je více druhů. Nativní vyšetření budeme provádět, půjde-li o plíce, konkrementy a skelet. Podle toho, v jaké bude kontrastní látka koncentraci, či jaký objem nebo jakou rychlostí ji podáme pacientovi, bude záviset částečně na typu přístroje a na indikujícím lékaři. Ten rozhodne o parametrech vyšetření. Cévní vstup pro kontrastní látku může a nemusí být zajištěn. Záleží na situaci, zdali stihli záchranáři zajistit cévu nitrožilní kanylou. Pokud ne, i radiologický asistent musí být připraven kanylu zavést. Můžou to být povrchové žíly na předloktí nebo na dorzu ruky.

16.1. Aplikační schéma

„Pro správné zobrazení tkání je nutné synchronizovat aplikaci kontrastní látky a akvizici dat. Optimálním způsobem je provedení krátkého dynamického sériového zobrazení při aplikaci kontrastní látky, kdy je vzorkovacím objemem v aortě objektivizován příchod kontrastní látky do arteriálního systému. První sken se provede v době cca 10-15 s od začátku aplikace látky. Nastavením zpoždění akvizice dat je zvolena požadovaná fáze distribuce kontrastní látky ve tkáních.“^{28 s. 47}

V arteriální fázi, kdy bude mít tepna nejlepší plnění kontrastní látkou se automaticky spustí bolus tracking, což je takzvaný kalibrační sken.

²⁸ FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

16.2. Kontrastní látky

Látky, které se používají při vyšetřeních, se nazývají kontrastní z významu slova, pro co jsou určeny. Kontrastní látka se využívá pro lepší zobrazení tkáňových struktur a orgánů při vyšetření a na zrekonstruovaných obrazech je pak jasně čitelná. V jednotlivých orgánech se kontrastní látky uplatní i tak, že je vidět její plnění v daném orgánu, při probíhajícím skenování.

„Kontrastní látky modifikují absorpci záření v cílovém orgánu, fungují na principu změny absorpce záření v cílovém orgánu. Pozitivní kontrastní látky absorpci záření zvyšují, jsou na bázi prvků, které mají vyšší protonové číslo než tkáň nebo orgán, do kterých jsou aplikovány. Negativní kontrastní látky absorpci naopak snižují.“^{29 s. 76}

16.2.1. Pozitivní kontrastní látky

„Baryové kontrastní látky- základem je nerozpustná sloučenina barya- síran barnatý $BaSO_4$, používají se prakticky jen na vyšetření gastrointestinálního traktu.

Jodové kontrastní látky- „soli organických sloučenin obsahujících jód.“^{30 s. 76}

16.2.2. Negativní kontrastní látky

Kontrastní látky, které označujeme jako negativní, jsou vzduch, oxid uhličitý (CO_2), metylcelulóza.

²⁹ SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.

³⁰ SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.

16.2.3. Nežádoucí účinky kontrastních látek

Kontrastními látkami, u kterých se nežádoucí účinky objeví, mohou být buď alergoidní nebo chemotoxické. Čím je molalita u kontrastních látek nižší, tím méně nežádoucích účinků se u nich najde.

„Alergoidní- reakce vzniká nezávisle na množství podané látky. Dochází při ní k uvolnění histaminu a serotoninu. Reakce se dělí na akutní a pozdní, které mohou vzniknout více jak jednu hodinu po podání kontrastní látky, naštěstí nebývají závažné.

Chemotoxická- reakce představuje přímé ovlivnění určitého orgánu, patří sem zejména kontrastní nefropatie, neurotoxicita, kardiotoxicita. Reakce je přímo úměrná množství podané kontrastní látky. Hlavní zásadou snížení chemotoxicity je použití co nejmenšího možného množství kontrastní látky a dostatečná hydratace každého nemocného před vyšetřením i po něm.^{31 s. 77- 78}

³¹ SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.

17. Polytrauma

Polytrauma definujeme jako poranění dvou a více tělesných systémů. Poranění ale musí ohrožovat základní životní funkce jako je dýchání, krevní oběh, homeostáza vnitřního prostředí a vědomí.

„V popředí úrazu stojí vždy fyzikální síly, polytrauma je dominantně mechanické poranění. Představuje primární anatomický inzult. Vzácněji je polytrauma spojeno s popálením, s úrazem elektrickou energií, inhalačním traumatem, s tonutím nebo s chemickým či radiačním traumatem. Poraněný je do úrazu svébytný a integrovaný organismus. Náhlá, prakticky mžiková dezintegrace homeostázy tak závažného rázu vyvolá sekundární inzult a řetězové reakce, dokonce anatomické změny i v orgánech, které nebyly primárně postiženy. Reakce se odehrávají na orgánové a systémové úrovni i v subcelulárních strukturách.“^{32 s. 36}

U polytraumatu je CT vyšetření v této době nejlepším zdrojem získání dobrých informací, které jsou u polytraumatizovaného pacienta důležité pro stanovení správné diagnózy a zjištění, kde je v těle daný problém, a zdali se polytrauma u pacienta potvrdilo nebo nepotvrdilo. Celotělové vyšetření na CT se provádí nejen u polytraumatu, ale i dalších vyšetřeních. Riziko polytraumatického postižení je vyšší při určitých známých mechanismech úrazů, pokud jsou tyto mechanismy přítomny, pak jsou pacienti vyšetřováni na CT k vyloučení poranění. Polytraumatizovanému pacientovi bude provedeno celotělové CT vyšetření z důvodu:

1. Pád z výšky (více než 3metry)

2. Dopravní nehoda:

- katapultace z vozidla

- vyprošťování (vpáčení přímo 30 cm, mimo 45 cm)

- smrt spolujezdce

- přejetí vozidlem

- poraněný rychlostí nad 35 km/h

- motonehoda v rychlosti nad 35 km/h

3. Vysokoenergetická poranění

³² DRÁBKOVÁ, Jarmila. *Polytrauma v intenzivní medicíně*. 1. vyd. Praha: Grada, 2002, 307 s. ISBN 80-247-0419-6.

Pokud pacient nesplňuje alespoň jedno z výše uvedených kritérií, provede se pouze RTG, ultrazvuk. Pokud po těchto vyšetřeních, se nějaké závažnější poranění objeví, může se doplnit i CT vyšetření.

CT vyšetření se bude provádět u pacientů, kteří jsou stabilní, aby se zjistily další případné komplikace, které se na akutním příjmu neukázaly. V celotělovém vyšetření jde především o hlavu, hrudník, břicho a pánev, končetiny se případně mohou doplnit až následně RTG vyšetřením.

U CT vyšetření neexistuje skoro žádná kontraindikace k vyšetření (jediným problémem by mohla být velikost pacienta). U polytraumatů upřednostňujeme CT i kvůli jeho rychlosti a dostupnosti.

17.1. Nejčastější poranění u polytraumat

„Poranění: lehké = 1 kontuze hrudní stěny

střední = 2 zlomenina pažní kosti

závažné = 3 zlomenina lebeční spodiny bez ohrožení života

těžké = 4 popálení III. Stupně na více než 30% povrchu těla s ohrožením života

kritické = 5 zlomenina páteře v úrovni C5 s kvadruplegií^{33 s. 36}

17.1.1. Poranění břicha

„Tupá poranění břicha bývají způsobena akcelerací/decelerací při dopravních nehodách, při úrazu z výše. Jsou součástí poranění tlakovou vlnou- blast-syndromu, který vyvolá trhliny kliček s plynovou náplní.^{34 s. 162}

Jedná se teda o pády ze schodů, pády z výše a tupých úderů do zad, dalšími mohou být bodné a řezné rány nebo střelná zranění. Pro diagnostiku můžeme použít ultrasonografii, nebo CT vyšetření, které se bude většinou provádět společně ještě s další oblastí těla.

17.1.2. Poranění pánve

„Tyto zlomeniny se vyskytují nejčastěji jako složka polytraumat při pádech z výše, po přiražení, při dopravních nehodách bez užití bezpečnostních pásů.

Podle rozsahu a následků se dělí na 3 typy:

A: stabilní

B: částečně stabilní- inkompletní

C: zcela stabilní- kompletní

Nejzávažnější jsou kompletní zlomeniny, které se vyskytují asi v 10% případů.^{35 s. 163}

³³ DRÁBKOVÁ, Jarmila. *Polytrauma v intenzivní medicíně*. 1. vyd. Praha: Grada, 2002, 307 s. ISBN 80-247-0419-6.

³⁴ DRÁBKOVÁ, Jarmila. *Polytrauma v intenzivní medicíně*. 1. vyd. Praha: Grada, 2002, 307 s. ISBN 80-247-0419-6.

³⁵ DRÁBKOVÁ, Jarmila. *Polytrauma v intenzivní medicíně*. 1. vyd. Praha: Grada, 2002, 307 s. ISBN 80-247-0419-6.

17.1.3. Pneumotorax

1. otevřený pneumotorax

2. zavřený pneumotorax

Pneumotorax je u polytraumatizovaných pacientů velmi častý a souvisí hlavně s autonehodami a pády z výše.

„Otevřený pneumotorax- penetrující poranění stěny hrudní, vyrovnání zevního tlaku s tlakem v pleurální dutině a následný kolaps plic, dyspnoe a hypoxie.

Zavřený pneumotorax- poranění plice nebo tracheobronchiálního stromu a následné vyrovnání tlaku v pleurální dutině s tlakem v dýchacích cestách- následný kolaps plice se všemi následky. ^{36 s. 393}

Pneumotorax může postihovat jeden hemitorax a jednu plíci, ale může postihovat i obě poloviny dutiny hrudní. U traumatických příhod je velmi častou komplikací přidružené krvácení do dutiny pleurální z poranění stěny hrudní nebo poranění plice, potom se jedná o kombinaci pneumotorax + hemotorax, syndromologická diagnóza je pneumotorax.

17.1.4. Poranění obličejového skeletu

Úrazy skeletu obličeje vyvolají deformace kostí při různých nehodách. Takovými úrazy jsou nejčastěji úrazy vyvolané při jízdě v autě, pády z velké výše, násilné činy a střelná poranění vycházející nejčastěji ze střelby v ústech nebo výbuchem třaskavin.

„Tyto postižení se často kombinují s mozkolebečním poraněním, se spinálním traumatem a s traumatem hrudníku. Vyšetření spirálním CT je nejvýhodnější. ^{37 s. 129}

Nutno podotknout, že při příjmu polytraumatizovaného pacienta budeme provádět vyšetření na CT. Dostaneme tak komplexní obraz oblasti, kterou je potřeba diagnostikovat a až poté co bude pacient ve stavu, který neohrožuje jeho život, můžeme doplnit i magnetickou rezonanci.

³⁶ POKORNÝ, Jiří. *Urgentní medicína*. 1. vyd. Praha: Galén, 2004, 547 s., obr. ISBN 80-726-2259-5.

³⁷ DRÁBKOVÁ, Jarmila. *Polytrauma v intenzivní medicíně*. 1. vyd. Praha: Grada, 2002, 307 s. ISBN 80-247-0419-6.

17.1.5. Poranění hlavy

„CT preferujeme u traumatických stavů postihující hlavu a mozek, při poranění páteře a míchy dáváme přednost MR. Výhodou CT oproti MR je rychlost a dostupnost vyšetření. Nemusí se ztrácet čas dotazy ohledně vyloučení kontraindikací MR, což je výhodou především u akutních stavů.“³⁸ s. 238

„Vedle posouzení stupně poškození je velmi důležité určit způsob traumatu mozku podle patologicko-anatomických změn, neboť na základě formy a stupně síly, která na hlavu působí, mohou být poraněny různé anatomické struktury. Podle anatomických kritérií rozlišujeme poranění galey, lebky, dura mater, mozkové tkáně a mozkových cév.“³⁹ s. 6

CT hlavy, nebo jinak řečeno CT mozku, má nezastupitelnou výhodu v zobrazování kostních struktur, pro které se CT velmi dobře hodí oproti například magnetické rezonanci.

Možnosti poškození mozku a hlavy se dělí na dva druhy, podle vlastností následků, které vznikly úrazem:

- otevřené trauma mozku
- zavřené trauma mozku

³⁸ DRÁBKOVÁ, Jarmila. *Polytrauma v intenzivní medicíně*. 1. vyd. Praha: Grada, 2002, 307 s. ISBN 80-247-0419-6.

³⁹ LIPPERT-GRÜNER, Marcela. *Trauma mozku a jeho rehabilitace*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, vii, 148 s. ISBN 978-807-2625-697.

17.1.1.1. Otevřené trauma mozku

Jedná-li se o otevřené trauma mozku, dělí se ještě do dvou kategorií:

- přímo

- nepřímě

„U přímo otevřeného traumatu mozku dochází poraněním galey, lebeční kosti a dura mater k přímé komunikaci mezi intrakraniálním prostorem a vnějším okolím. Jistým klinickým znakem je vystoupení mozkové tkáně nebo likvoru z rány. Jako nepřímě otevřené trauma mozku označujeme lézi báze lebeční a oblasti nosních kostí nebo skalní kosti, čímž vzniká spojení intrakraniálního prostoru přes vedlejší dutiny nosní nebo dutinu mastoideální.“⁴⁰ s. 6

17.1.1.2. Zavřené trauma mozku

„V případě zavřeného traumatu mozku neexistuje žádné spojení mezi intrakraniálním prostorem a vnějším okolím. Intaktní dura je dobrou ochranou proti infekcím, a proto mají otevřená traumata mozku přímo a nepřímě zvýšené riziko posttraumatických infekcí, jako například meningitida, absces, subdurální empyém.“⁴¹ s. 7

⁴⁰ LIPPERT-GRÜNER, Marcela. *Trauma mozku a jeho rehabilitace*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, vii, 148 s. ISBN 978-807-2625-697.

⁴¹ LIPPERT-GRÜNER, Marcela. *Trauma mozku a jeho rehabilitace*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, vii, 148 s. ISBN 978-807-2625-697.

18. Radiační zátěž

Radiační zátěž pacienta je závislá na obdržené dávce během konkrétního vyšetření, kdy u jednotlivých druhů vyšetření je pochopitelně různá. Na pracovištích, kde se pro vyšetření pacientů používá klasický RTG přístroj je dávka, kterou dostane pacient, nejmenší ze všech pracovišť pracujících s ionizujícím zářením. CT vyšetření je pro pacienta už poněkud více zatěžující než u klasického RTG přístroje. Za zmínku stojí nejvíce zatěžující vyšetření, které může pacient podstoupit. Jedná se o vyšetření na oddělení nukleární medicíny, o vyšetření na PET/CT či SPECT/CT. Pacientovi, který podstoupí toto vyšetření je naaplikováno radiofarmakum, které se vychytává v místě problému, či že pacient se stává zdrojem ionizujícího záření a ještě obdrží dávku záření z vyšetření CT.

U CT vyšetření se na takovéto dávky nedostaneme, ale i přesto se nejedná o vyšetření, které by měl pacient podstupovat každý den. Polytraumatizovaný pacient ve stabilním stavu je ihned odvezen na CT vyšetření a je prováděn celotělový sken. Takovéto vyšetření, kdy je pacient skenován prakticky celý, je dávka nejvyšší, kterou může při CT vyšetření obdržet. Na zvážení tedy je, zdali toto vyšetření je vhodné, pokud se u pacienta neprokáže žádné či malé postižení, které by se mohlo odhalit i jinak, méně zatěžující metodou. Abychom mohli zjistit, zdali dávka pro pacienta nebyla příliš vysoká, ať už se jedná o polytrauma prokázané či neprokázané, musíme hodnoty vypočítat ze vzorců určených pro výpočet efektivní dávky. S přibývajícimi vyšetřeními na CT, ať už se jedná o polytrauma či o jiná vyšetření, vzrůstá i kolektivní dávka pro pacienty.

„Výrobci CT se snaží na tuto situaci reagovat různými technikami, které snižují jednotlivou dávku. Příkladem je zavedení ultra rychlých keramických detektorů, systémů expoziční automatiky, využívání dětských protokolů a podobně.“^{42 s. 23}

„Pro výpočet efektivní dávky pro dané vyšetření se normalizovaná hodnota efektivní dávky z tabulky vynásobí hodnotou váženého kermového indexu výpočetní tomografie C_w pro dané vyšetření.“^{43 s. 44}

Tabulka 1 Běžné dávky záření⁴⁴

Běžné dávky záření	
Vyšetření	Běžná efektivní dávka (mSv)
rentgen hrudníku	0,02
CT hlavy	1,5
CT břicha	5,3
CT hrudníku	5,8
CT hrudníku, břicha a pánve	9,9
srdeční CT angiogram	6,7- 13
CT vyšetření tlustého střeva	3,6- 8,8

⁴² *Praktická radiologie*. roč. 2012, č. 4. ISSN 1211– 5053.

⁴³ *Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky*. s. 44 ISSN 1211 - 0868.

⁴⁴ SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.

Praktická část

V této části práce budou vyhodnoceni pacienti, kteří byli posláni na celotělové CT a u kterých se polytrauma, trauma prokázali či ne. Praktická část bude zaměřena na posouzení radiační zátěže z celotělového CT vyšetření ve vztahu k prokázaným traumatickým změnám. Radiační zátěž se statisticky zpracuje a hodnoty pro jednotlivé pacienty budou zprůměrovány z celkového počtu pacientů, u kterých se polytrauma potvrdilo a pacientů u kterých nebyly potvrzeny žádné traumatické změny. Závažnost poranění bude u jednotlivých pacientů také popsána. Níže zmínění pacienti byli vybráni na podkladě seznamu, hodnoceného jako polytrauma a dále zpracováni na základě hodnot vzatých ze systému Pacs. Dále byla zjištěna i anamnéza stavu pacienta a prozkoumány lékařské zprávy z vyšetření. Po prozkoumání všech faktů byly vytvořeny příslušné tabulky a grafy, ze kterých vyplývají následující skutečnosti. Dle literatury by mělo být splněno, že pro většinu těchto pacientů bude celotělové CT vyšetření jako přínosné, pro správné diagnostikování jejich stavu. Kritérium pro hodnocení pacientů jako triage pozitivní bylo splněno u všech níže zmíněných pacientů.

19. Soubor pacientů s podezřením na polytrauma

19.1. Metodika získání dat

Pacienti byli anonymně vybráni na podkladě kritérií jako triage pozitivní. Hodnocení traumatických změn bylo učiněno na základě prostudování lékařských zpráv z jednotlivých vyšetření a poté byli pacienti rozčleněni na skupiny prokázaných a neprokázaných traumatických změn. Z těchto dvou skupin byla poté vypočtena efektivní dávka pro jednotlivé pacienty z každé skupiny pomocí kalkulátoru pro výpočet efektivní dávky a z každé skupiny byla tato efektivní dávka zprůměrována.

19.1.1. Protokol pro výpočet efektivní dávky

Efektivní dávky byly vypočítány pomocí softwaru Impact- CT Patient Dosimetric Calculator, což je program, který počítá efektivní dávky pomocí dat, která byla předem předpočítána metodou Monte Carlo. Tato přepočítaná data představují simulaci transportu záření matematickým fantomem. Kalkulátor pracuje na podkladě zadání hodnot z jednotlivých vyšetření a pomocí algoritmu vypočítá efektivní dávku. Hodnotami pro výpočet efektivní dávky jsou kV, mA, $CTDI_{vol}$, $CTDI_w$, rotační čas, pitch faktor a DLP. Hlavními proměnnými, které je třeba také zadat, jsou oblast vyšetření a přístroj, na kterém bylo vyšetření prováděno. Schéma kalkulátoru je zobrazeno v příloze B.

19.1.2. Protokol pro celotělové vyšetření na CT

Rozsah skenu: hlava + krk; hrudník + břicho + pánev

Expoziční parametry: 120 kV; referenční kvalita mAs

Faktor stoupání: 1,5

Kolimace: 0,5

Rekonstrukce v axiální, koronární a sagitální rovině: 5mm

Rekonstrukční increment: 0,5/ 0,3 mm

Rekonstrukční algoritmus: mozek, měkké tkáně, HRCT

Aplikace kontrastní látky: intravenózně 80 ml kontrastu; NaCl 40 ml

Zpoždění: 50 sekund

Pacient při skenování volně dýchá.

Pacient č. 1: muž, 38 let

Anamnéza: pád z výše

Protokol vyšetření: CT hrudníku a břicha

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 365 mA

Efektivní dávka záření: 38,5 mSv

Pacient č. 2: žena, 21 let

Anamnéza: srážka s vozidlem jedoucí 50 km/h

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 470 mA, 140 mA

Efektivní dávka: 17,2 mSv

Pacient č. 3: muž, 32 let

Anamnéza: motonehoda, katapultování z vozidla

Protokol vyšetření: CT mozku a páteře nativní; CT trupu s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 320 mA

Efektivní dávka: 37,5 mSv

Pacient č. 4: muž, 54 let

Anamnéza: pád z 5 metrů

Protokol vyšetření: CT mozku a obličejového skeletu nativní; CT hrudníku a břicha postkontrastní

Traumatické změny: fraktury kostěného nosního septa ventrálně s vylomením drobného fragmentu, fraktura chrupavčitého septa nosního; edém měkkých tkání obličeje a nosu

Expoziční parametry: 120 kV, 460 mA, 250 mA

Efektivní dávka: 31,2 mSv

Pacient č. 5: muž, 35 let

Anamnéza: autonehoda

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: lehké kontuzní změny parenchymu vlevo bazálně

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 310 mA

Efektivní dávka: 34,2 mSv

Pacient: č. 6: muž, 41 let

Anamnéza: pád z 5 metrů

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT trupu s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 460 mA, 200 mA

Efektivní dávka: 20,1 mSv

Pacient č. 7: muž, 53 let

Anamnéza: autonehoda

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a pánve postkontrastní

Traumatické změny: Progrese prokrvácení plíce vpravo i vlevo. Hematom oboustranně, více vlevo, v zadní jámě.

Expoziční parametry: 120 kV, 550 mA, 230 mA

Efektivní dávka: 29,7 mSv

Pacient č. 8: muž, 53 let

Anamnéza: autonehoda

Protokol vyšetření: CT mozku a C páteře nativní; CT trupu s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: Hematom v zadní jámě lební. Fraktura okcipitální kosti vpravo. Malý hemotorax vpravo, kontuzní změny pravé plíce. Vrátková fraktura žeber pravého hemitoraxu. Kominutivní nestabilní fraktura L1 se zúžením páteřního kanálu. Fraktura transverzálního výběžku L2 vlevo. Fraktura ilické kosti vlevo. Hematom gluteálně vlevo.

Expoziční parametry: 120 kV, 460 mA, 190 mA

Efektivní dávka: 23,1 mSv

Pacient č. 9: muž, 28 let

Anamnéza: srážka s vozidlem v rychlosti 35 km/h

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: Intrathorakálně drobné kontuze v levém horním plicním laloku.

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 315 mA

Efektivní dávka: 35,4 mSv

Pacient č. 10: žena, 27 let

Anamnéza: vyprošťování z vozidla po srážce s jiným vozidlem

Protokol vyšetření: CT hrudníku, břicha a pánve s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: Fraktura křížové kosti vpravo, horního raménka stydké kosti a dolního raménka sedací kosti vlevo, bez větší dislokace. Malé kontuzní ložisko subpleurálně v levé plíci.

Expoziční parametry: 120 kV, 195 mA

Efektivní dávka: 17,7 mSv

Pacient č. 11: muž, 62 let

Anamnéza: pád ze 4 metrů

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku a břicha s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 360 mA, 320 mA

Efektivní dávka: 34,4 mSv

Pacient č. 12: muž, 64 let

Anamnéza: nalezen ležící na zemi, tržná rána na hlavě; anamnéza nelze odebrat

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 320 mA

Efektivní dávka: 37,7 mSv

Pacient č. 13: muž, 27 let

Anamnéza: autonehoda

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 150 mA

Efektivní dávka: 17 mSv

Pacient č. 14: muž, 54 let

Anamnéza: pád ze 4 metrů

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: na koronárních řezech patrná nedislokovaná bazicervikální fraktura levého femuru

Expoziční parametry: 120 kV, 550 mA, 205 mA

Efektivní dávka: 20,2 mSv

Pacient č. 15: muž, 60 let

Anamnéza: pád na lyžích

Protokol vyšetření: CT břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: v oblasti symfýzy kost stydká vlevo dislokována asi o 4-5 mm kaudálně oproti druhé straně, v oblasti SI skloubení vlevo je massa lateralis sakra dislokována asi o 3-4 mm ventrálně; v malé pánvi patrný nepravidelný hematom ventrálně od močového měchýře

Expoziční parametry: 120 kV, 400 mA

Efektivní dávka: 30,8 mSv

Pacient č. 16: muž, 75 let

Anamnéza: stav po lobektomii glandula thyroidei 1. Sinu; nalezen na cestě, nic si nepamatuje

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku a břicha s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 365 mA, 340 mA

Efektivní dávka: 38,4 mSv

Pacient č. 17: muž, 27 let

Anamnéza: pád ze 4 metrů

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT trupu s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: invaginace na tenkém střevě v levém mezogastriu

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 320 mA

Efektivní dávka: 34 mSv

Pacient č. 18: muž, 20 let

Anamnéza: v rychlosti 130 km/h náraz zezadu do kamionu; pacient si na úraz nepamatuje

Protokol vyšetření: CT mozku a C páteře nativní; CT trupu s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 950 mA, 145 mA

Efektivní dávka: 17,3 mSv

Pacient č. 19: muž, 41 let

Anamnéza: srážka s automobilem v 60 km/h; automobil přetočen na střeche

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku a břicha s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 320 mA

Efektivní dávka: 35,2 mSv

Pacient č. 20: muž, 52 let

Anamnéza: srážka s automobilem v 60 km/h; automobil přetočen na střeche

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku a břicha s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 320 mA

Efektivní dávka: 33,4 mSv

Pacient č. 21: žena, 60 let

Anamnéza: nalezena v příkopě vedle kola; na úraz si nepamatuje

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku a břicha postkontrastní

Traumatické změny: drobný pneumocefalus na bazi vpravo, fissura baze, současně fisura levostranné mediální stěny orbity, zastření části ethmoidů

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 320 mA

Efektivní dávka: 35,2 mSv

Pacient č. 22: žena, 27 let

Anamnéza: čelní náraz s odhozením automobilu do pole; pacientka byla zaklíněna-vyprošťována

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT trupu s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: abrupce horní přední hrany obratlového těla L5; infekce těla sternu ventrálně

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 320 mA

Efektivní dávka: 33,6 mSv

Pacient č. 23: žena, 54 let

Anamnéza: čelní náraz s automobilem; stěžuje si na bolesti levé kyčle, pravého hlezna a pravého kolene

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: korová cysta levé ledviny; pertrochanterická fraktura levého femuru bez dislokace; drobná infekce massa lateralit sakra vlevo v úrovni S2, dosahující k ventrálnímu foraminu

Expoziční parametry: 120 kV, 350 mA, 120 mA

Efektivní dávka: 13,3 mSv

Pacient č. 24: žena, 34 let

Anamnéza: náraz do autobusu; pacientka vyprošťována

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: nespecifický subpleurální nodulus v horním laloku levé plíce; mohutnější cervix dělohy; fissura zadní hrany retabula vlevo, bez dislokace

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 540 mA

Efektivní dávka: 64,7 mSv

Pacient č. 25: muž, 45 let

Anamnéza: autonehoda ve vysoké rychlosti

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 320 mA

Efektivní dávka: 35,5 mSv

Pacient č. 26: muž, 45 let

Anamnéza: jako cyklista se srazil s automobilem a přelétl přes střechu; stěžuje si na bolest v oblasti SI skloubení

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku a břicha postkontrastní

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 165 mA

Efektivní dávka: 18,6 mSv

Pacient č. 27: muž, 29 let

Anamnéza: autonehoda ve vyšší rychlosti okolo 90 km/h

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 335 mA

Efektivní dávka: 35,1 mSv

Pacient č. 28: muž, 65 let

Anamnéza: pád ze 4 metrů; fraktura 2.-4. Žebra femuru vlevo

Protokol vyšetření: CT mozku a obličejového skeletu nativní; CT trupu s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: hemosinus maxilární dutiny vlevo, diskrétní fraktura její laterální stěny; diskrétní fraktura spodiny levé očnice; mediocervikální fraktura krčku femuru vlevo

Expoziční parametry: 120 kV, 465 mA, 365 mA

Efektivní dávka: 41,9 mSv

Pacient č. 29: muž, 27 let

Anamnéza: pád z koně

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku a břicha s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 468 mA, 320 mA

Efektivní dávka: 34,1 mSv

Pacient č. 30: muž, 32 let

Anamnéza: autonehoda v 90 km/h

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku a břicha s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: fraktura sterna

Expoziční parametry: 120 kV, 468 mA, 420 mA

Efektivní dávka: 51,5 mSv

Pacient č. 31: žena, 23 let

Anamnéza: autonehoda, čelní náraz do odbočujícího automobilu ve vyšší rychlosti

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 450 mA, 190 mA

Efektivní dávka: 18,6 mSv

Pacient č. 32: muž, 69 let

Anamnéza: pád na hlavu; hematomy kolem očí; pacient je malátný

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku a břicha s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: těžká patologie jater; nepravidelná ruptura dolního polu jater s koaguly v okolí, ložiska v parenchymu; chronický ascites, příměs krve v ascitu

Expoziční parametry: 120 kV, 450 mA, 510 mA

Efektivní dávka: 60,4 mSv

Pacient č. 33: muž, 48 let

Anamnéza: sražený cyklista v malé rychlosti; stěžuje si na bolesti levého ramene

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku a břicha s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: fissura kalvy s drobným pneumocefalem; fraktura lopatky vlevo

Expoziční parametry: 120 kV, 468 mA, 105 mA

Efektivní dávka: 12,4 mSv

Pacient č. 34: žena, 20 let

Anamnéza: autonehoda ve vyšší rychlosti; bolest hlavy a hrudníku

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: hematom podkoží frontoparietálně vlevo; plášťový pneumotorax vlevo ventrálně; fisura či kontuze na konvexně sleziny; dislokace xiphoidního výběžku dorzálně-fraktura sternu; fisura 8. žebra vlevo

Expoziční parametry: 120 kV, 450 mA, 180 mA

Efektivní dávka: 19,7 mSv

Pacient č. 35: žena, 78 let

Anamnéza: srážena automobilem

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 450 mA, 269 mA

Efektivní dávka: 26 mSv

Pacient č. 36: muž, 43 let

Anamnéza: autonehoda ve vyšší rychlosti

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 468 mA, 250 mA

Efektivní dávka: 20,2 mSv

Pacient č. 37: žena, 31 let

Anamnéza: autonehoda ve vyšší rychlosti; fraktura obratlu L1 staršího data

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 468 mA, 386 mA

Efektivní dávka: 17,5 mSv

Pacient č. 38: muž, 39 let

Anamnéza: pád z 3 metrů; úder do pravé poloviny hrudníku; stěžuje si na bolest levého zápěstí

Protokol vyšetření: CT hrudníku a břicha nativní

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 255 mA

Efektivní dávka: 20 mSv

Pacient č. 39: muž, 39 let

Anamnéza: penetrující poranění hrudníku vpravo; bodnut nožem

Protokol vyšetření: CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: intrathorakálně penetrující poranění hrudníku, masivní hemotorax a diskrétní pneumotorax, imprese plicního křídla vpravo

Expoziční parametry: 120 kV, 340 mA

Efektivní dávka: 40 mSv

Pacient č. 40: muž, 36 let

Anamnéza: pád na motocyklu ve vyšší rychlosti okolo 100 km/h

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 450 mA, 144 mA

Efektivní dávka: 17,5 mSv

Pacient č. 41: muž, 25 let

Anamnéza: pád z 5 metrů

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku a břicha s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 468 mA, 540 mA

Efektivní dávka: 63,5 mSv

Pacient č. 42: muž, 57 let

Anamnéza: řidič malého motocyklu sražen osobním autem; náraz z levé strany

Protokol vyšetření: CT mozku a C páteře nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: kontuze levé plíce subpleurálně ventrolaterálně v horním plicním laloku a lingule; hemotorax vlevo dorzálně, šíře do 20 mm; kontuze v předním dolním mediastinu nalevo od srdce; tříštivá lacerace dolní poloviny sleziny na několik fragmentů; drobné kontuze v horní části sleziny, kde jsou patrné dvě další fisury; levá ledvina se dvěma drobnými intraparenchymovými hematomy; fraktura střední části levého klíčku s vylomeným mezifragmentem; fraktura většiny žeber levého hemithoraxu

Expoziční parametry: 120 kV, 450 mA, 409 mA

Efektivní dávka: 54,1 mSv

Pacient č. 43: muž, 32 let

Anamnéza: čelní náraz automobilem do stromu v 50 km/h; na úraz si nepamatuje

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT hrudníku, břicha a malé pánve postkontrastní

Traumatické změny: intrathorakálně malý hematoma v mediastinu; kontuzní změny plicního parenchymu a malý hemotorax bilaterálně; intraabdominálně menší kontuzní ložiska v játrech; hematoma levého třísla kolem femorálního cévního svazku; sériová fraktura žeber vlevo; hemoragický obsah v zobrazených vedlejších dutinách nosních

Expoziční parametry: 120 kV, 468 mA, 420 mA

Efektivní dávka: 53 mSv

Pacient č. 44: muž, 44 let

Anamnéza: řidič motocyklu sražen osobním automobilem

Protokol vyšetření: CT mozku a C páteře nativní; CT hrudníku a břicha postkontrastní

Traumatické změny: luxační fraktura těla C2 pod bazí dentu s odlomením kraniální části těla; fraktura spinálních výběžků C5- C7

Expoziční parametry: 120 kV, 468 mA, 280 mA

Efektivní dávka: 35,3 mSv

Pacient č. 45: muž, 19 let

Anamnéza: náraz do dveří; v bezvědomí nebyl

Protokol vyšetření: CT mozku a C páteře nativní; CT hrudníku a břicha postkontrastní

Traumatické změny: bez prokázání traumatických změn

Expoziční parametry: 120 kV, 450 mA, 296 mA

Efektivní dávka: 34,2 mSv

Pacient č. 46: muž, 18 let

Anamnéza: sražen při jízdě na motocyklu automobilem

Protokol vyšetření: CT mozku a C páteře nativní; CT trupu s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: fraktura pánve vlevo s hematoma

Expoziční parametry: 120 kV, 468 mA, 520 mA

Efektivní dávka: 74 mSv

Pacient č. 47: žena, 31 let

Anamnéza: v rychlosti 90 km/h sjela automobilem ze silnice a automobil narazil do stromu

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT trupu s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: fraktura lamina papyracea mediální stěny orbity s mírnou dislokací drobného vylomeného fragmentu do orbity; tři ložiska v játrech- 7 mm v S7, 32 mm v maximálním rozměru na axiálním řezu v S8, 44 mm v maximálním rozměru na axiálním řezu v S2; fraktura pravého klíčku

Expoziční parametry: 120 kV, 468 mA, 272 mA

Efektivní dávka: 29,4 mSv

Pacient č. 48: muž, 83 let

Anamnéza: pád ze 3 metrů

Protokol vyšetření: CT mozku nativní; CT trupu s bolem kontrastní látka

Traumatické změny: nedislokovaná fraktura těla sterna

Expoziční parametry: 120 kV, 468 mA, 432 mA

Efektivní dávka: 48,1 mSv

U výše zpracovaných pacientů je popsáno, zdali byly prokázány traumatické změny či nebyly prokázány žádné traumatické změny, s ohledem na efektivní dávku záření. Všechny 48 pacientů podstoupilo vyšetření na CT výpočetní tomografii a u všech byly zpracovány veličiny z jednotlivých vyšetření. Tito pacienti jsou zpracovány i dále v příloze A. Seznam těchto pacientů nám dává komplexní pohled na výsledky vyšetření a jejich dávku záření, kterou pacienti obdrželi.

Na základě zpracované tabulky v příloze A, byly vytvořeny příslušné jednotlivé tabulky a grafy.

20. Výsledky zkoumání

20.1. Zastoupení mužů a žen u celotělového CT vyšetření

Tabulka 2 Průměrný věk pacientů s ohledem na pohlaví

Pohlaví	Věk
průměrný věk mužů	42
průměrný věk žen	37
průměrný věk celkem	42

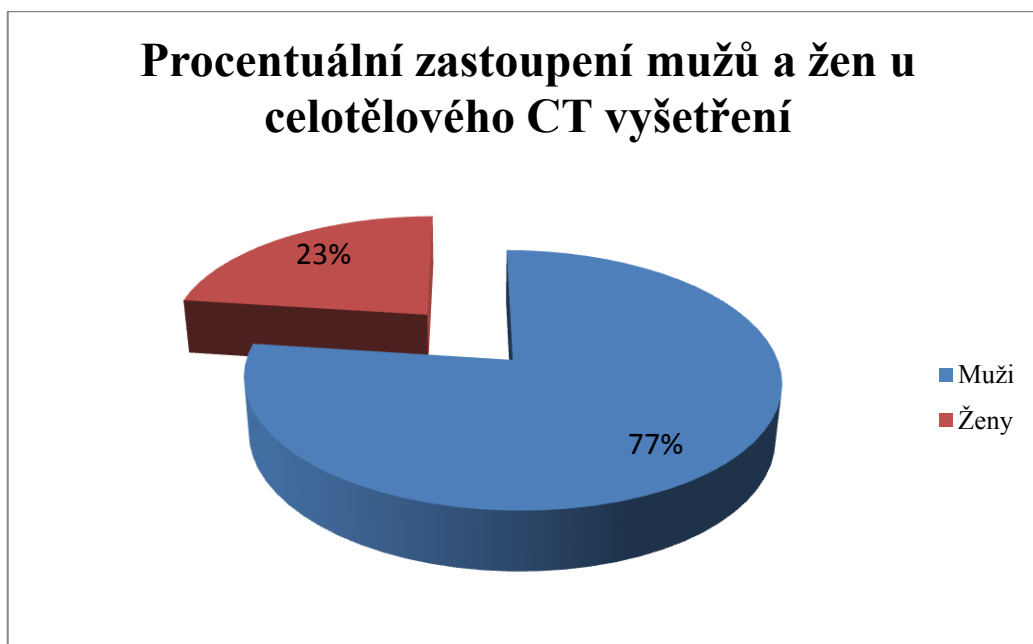
Tabulka 3 Věkové rozpětí pacientů

Věkové rozpětí	
nejnižší věk	18
nejvyšší věk	83

Tabulka 4 Zastoupení mužů a žen z celkového počtu zkoumaných pacientů

Zastoupení mužů a žen u celotělového CT vyšetření	
Muži	37
Ženy	11
Celkem	48

Graf 1 Procentuální zastoupení mužů a žen u celotělového CT vyšetření

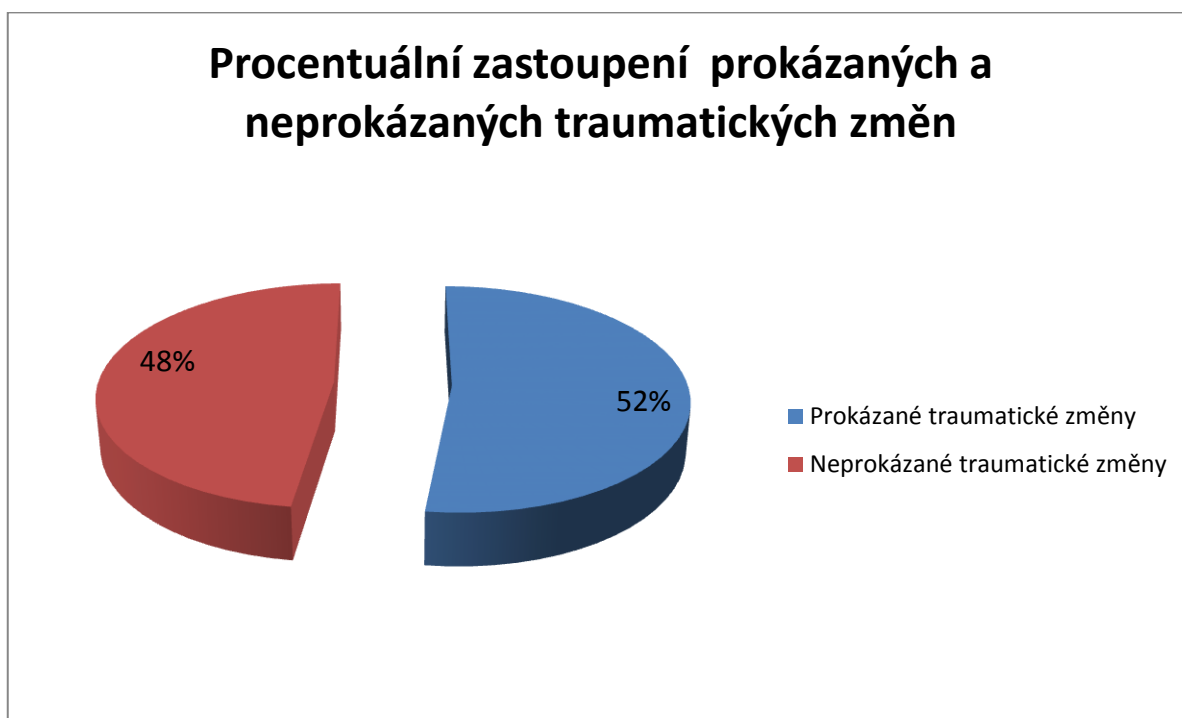


20.2. Zastoupení polytraumatizovaných pacientů

Tabulka 5 Počet pacientů s prokázanými a neprokázanými traumatickými změnami

	Počet pacientů
Prokázané traumatické změny	25
Neprokázané traumatické změny	23
Celkový počet pacientů	48

Graf 2 Procentuální zastoupení prokázaných a neprokázaných traumatických změn



20.3. Obdržená efektivní dávka u pacientů

Tabulka 6 Průměrná efektivní dávka

	mSv
Průměrná efektivní dávka u pacientů s prokázanými traumatickými změnami	36,7
Průměrná efektivní dávka u pacientů s neprokázanými traumatickými změnami	29
Průměrná efektivní dávka u všech pacientů	33,1

Tabulka 7 Maximum a minimum efektivní dávky

	mSv
Maximum efektivní dávky	74
Minimum efektivní dávky	12,4

Diskuze

Literatura uvádí pacienty, u kterých je podezření na poškození více jak dvou orgánů jako polytraumatizované. Takovými pacientům je obvykle indikováno celotělové CT vyšetření, ovšem každé zdravotnické zařízení nakládá s těmito pacienty jinak a hodnotí je dle svých kritérií.

Po zpracování údajů vytažených se systému byly zpracovány příslušné tabulky a grafy, ze kterých vyplývá, že přibližně u poloviny pacientů byly zjištěny nějaké traumatické změny díky vyšetření na CT. Negativním faktem ovšem je, že u přibližně druhé poloviny pacientů se po vyšetření na CT nezjistili žádné traumatické změny, ale i ti podstoupili vyšetření, ze kterého vyplývají efektivní dávky záření. Efektivní dávka záření není u celotělového vyšetření na výpočetním tomografu malá, a proto byly zpracovány i příslušné grafy a tabulky vypovídající o zatížení pacientů radiační dávkou. Hodnoty efektivní dávky jsou tedy poměrně vysoké, u většiny výše zmíněných pacientů. Efektivní průměrná dávka u všech pacientů činila 33,1 mSv, což je dávka obdržená z přírodního pozadí asi za 11 let. Abychom mohli snížit efektivní dávku pro pacienta, musíme zvážit, zdali je nutné pacientovi provádět skutečně celotělový sken. Pro určité mechanismy poranění by bylo zřejmě vhodnější tuto metodu nahradit spíše vyšetřením na klasickém RTG, nebo ultrazvuku. Snímek na RTG má asi stokrát nižší efektivní dávku než celotělové CT. U ultrazvukového vyšetření není spojeno s žádnou efektivní dávkou pro pacienta. Rozhodnutí jaký způsob vyšetření bude proveden ovšem zůstává na indikujícím lékaři. Problémem tedy zůstává, zdali neindikovat spíše jiná vyšetření, která by byla pro pacienty méně zatěžující a podala i tak komplexní pohled na danou patologii. Možnou alternativou by například bylo vyšetření na magnetické rezonanci, kde radiační zátěž není žádná, ovšem toto vyšetření nám neposkytne rychlý interpretovaný výsledek. Vyšetření na magnetické rezonanci by bylo spíše vhodné zvolit pro pacienty, kteří se nenacházejí v tak vážném stavu.

Celotělové CT vyšetření, je sice spojeno s radiační zátěží, ovšem v případě že lékař bude potřebovat komplexní vyšetření pacienta, u kterého mohou být i latentní patologie, bude tento způsob vyšetření stále nejvhodnější.

Závěr

Celotělové CT vyšetření u polytraumatizovaných pacientů je velmi specifické vyšetření, které se nerovná žádnému jinému vyšetření na výpočetním tomografu CT. Prokázání traumatických změn vyjadřuje míru výtěžnosti u pacientů hodnocených jako triage pozitivní.

Při tomto druhu vyšetření by se mělo dbát zejména na rychlost a kvalitu zpracovaných dat.

V době, kdy společnost využívá více automobilů, se celotělové vyšetření indikuje stále ve větší míře, což má za následek zvyšující se počet takto poraněných pacientů.

Domnívám se, že se zdokonalováním CT výpočetních tomografů se budou zdokonalovat i jejich vlastnosti, především rychlost zpracování dat a postupně i snižování radiační zátěže pro pacienty. Prozkoumáním vyšetření u pacientů jsem dospěl k následujícím výsledkům. Všichni pacienti obdrželi nemalou efektivní dávku, přesto u nadpoloviční většiny těchto pacientů vyšetření prokázalo traumatické změny, a proto způsob celotělového vyšetření vychází pro polytraumatizované pacienty jako přínosný a to i vzhledem k obdržené dávce.

Vypracováním této práce jsem získal znalosti o způsobu specifického vyšetření na CT, jeho principem provedení, zpracováním dat a následně s výsledky, které toto vyšetření dosahuje.

POUŽITÁ LITERATURA

1. BRUNA, Josef a Alois SEHR. *Celotělová výpočetní tomografie*. Vyd. 1. Praha: Avicenum, 1988, 389 s.
2. DRÁBKOVÁ, Jarmila. *Polytrauma v intenzivní medicíně*. 1. vyd. Praha: Grada, 2002, 307 s. ISBN 80-247-0419-6.
3. FERDA, Jiří. *CT angiografie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2004, xi, 408 s. ISBN 80-726-2281-1.
4. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.
5. *Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky*. ISSN 1211 - 0868.
6. *Praktická radiologie*. roč. 2012, č. 4. ISSN 1211– 5053.
7. LIPPERT-GRÜNER, Marcela. *Trauma mozku a jeho rehabilitace*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, vii, 148 s. ISBN 978-807-2625-697.
8. POKORNÝ, Jiří. *Urgentní medicína*. 1. vyd. Praha: Galén, 2004, 547 s., obr. ISBN 80-726-2259-5.
9. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.
10. VÁLEK, Vlastimil a Pavel ELIÁŠ. *Moderní diagnostické metody*. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 1998, 84 s. ISBN 80-701-3294-9.
11. BYDŽOVSKÝ, Jan. *Tabulky pro medicínu prvního kontaktu*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2010, 239 s. Lékařské repetitorium. ISBN 978-807-3873-516.
12. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.
13. FERDA, Jiří. *CT trávicí trubice*. 1. vyd. Praha: Galén, 2006, xi, 243 s. ISBN 80-726-2436-9.
14. FENEIS, Heinz. *Anatomický obrazový slovník*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1996, 455 s. ISBN 80-716-9197-6.
15. ŠEVČÍK, Pavel, Vladimír ČERNÝ a Jiří VÍTOVEC. *Intenzivní medicína*. 2. rozš. vyd. Praha: Galén, c2003, xxi, 422 s. ISBN 80-726-2203-X.
16. HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

17. CHARVÁT, František a Bohumil MARKALOUS. *Zobrazení hlavy: metodika vyšetřování, anatomie, patologie, klinika*. 2. upr. a rozš. vyd. Praha: Triton, 2006, 658 s. ISBN 80-725-4904-9.
18. ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2002, 76 s. ISBN 80-010-2152-1.
19. NOVOTNÝ, Josef. *Přínos postprocesingových metod vycházejících ze spirálního CT k diagnostice a léčbě cévního systému*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2008, 144 s. ISBN 978-80-244-1930-5.
20. MARINELLA, Mark A. *Často přehlédnuté diagnózy v akutní péči*. 1. vyd. Překlad Jarmila Vaňásková. Praha: Grada, 2007, 137 s. ISBN 978-802-4717-357.

PŘÍLOHY

Příloha A <i>Tabulka pacientů s podezřením na polytrauma</i>	70
Příloha B <i>Kalkulátor pro výpočet efektivní dávky</i>	72
Příloha C <i>Žádost o provádění výzkumu v Pardubické krajské nemocnici, a.s.</i>	73

Příloha A Tabulka pacientů s podezřením na polytrauma

Číslo pacienta	Pohlaví	Věk	Protokol vyšetření	Expoziční parametry		Efektivní dávka (mSv)
				kV	mA	
1	M	38	CT trupu	120	365	38,5
2	F	21	CT mozku, CT trupu	120	470; 140	17,2
3	M	32	CT mozku, C páteře, CT trupu	120	465; 320	37,5
4	M	54	CT mozku ,CT obličejového skeletu, CT trupu	120	460; 250	31,2
5	M	35	CT mozku, CT trupu	120	465; 310	34,2
6	M	41	CT mozku, CT trupu	120	460; 200	20,1
7	M	53	CT mozku, CT trupu	120	550; 230	29,7
8	M	53	CT mozku, C páteře, CT trupu	120	460; 190	23,1
9	M	28	CT mozku, CT trupu	120	465; 315	35,4
10	F	27	CT trupu	120	195	17,7
11	M	62	CT mozku, CT trupu	120	360; 320	34,4
12	M	64	CT mozku, CT trupu	120	465; 320	37,7
13	M	27	CT mozku, CT trupu	120	465; 150	17
14	M	54	CT mozku, CT trupu	120	550; 205	20,2
15	M	60	CT trupu	120	400	30,8
16	M	75	CT mozku, CT trupu	120	365; 340	38,4
17	M	27	CT mozku, CT trupu	120	465; 320	34
18	M	20	CT mozku, CT trupu	120	950; 145	17,3
19	M	41	CT mozku, CT trupu	120	465; 320	35,2
20	M	52	CT mozku, CT trupu	120	465; 320	33,4
21	F	60	CT mozku, CT trupu	120	465; 320	35,2
22	F	27	CT mozku, CT trupu	120	465; 320	33,6
23	F	54	CT mozku, CT trupu	120	350; 120	13,3

24	F	34	CT mozku, CT trupu	120	465; 540	64,7
25	M	45	CT mozku, CT trupu	120	465; 320	35,5
26	M	45	CT mozku, CT trupu	120	465; 165	18,6
27	M	29	CT mozku, CT trupu	120	465; 335	35,1
28	M	65	CT mozku, CT trupu	120	465; 365	41,9
29	M	27	CT mozku, CT trupu	120	468; 320	34,1
30	M	32	CT mozku, CT trupu	120	468; 420	51,5
31	F	23	CT mozku, CT trupu	120	450; 190	18,6
32	M	69	CT mozku, CT trupu	120	450; 510	60,4
33	M	48	CT mozku, CT trupu	120	468; 105	12,4
34	F	20	CT mozku CT trupu	120	450; 180	19,7
35	F	78	CT mozku, CT trupu	120	450; 269	26
36	M	43	CT mozku, CT trupu	120	468; 250	20,2
37	F	31	CT mozku, CT trupu	120	468; 386	17,5
38	M	39	CT trupu	120	255	20
39	M	39	CT trupu	120	340	40
40	M	36	CT mozku, CT trupu	120	450; 144	17,5
41	M	25	CT mozku, CT trupu	120	468; 540	63,5
42	M	57	CT mozku, CT C páteře, CT trupu	120	450; 409	54,1
43	M	32	CT mozku, CT trupu	120	468; 420	53
44	M	44	CT mozku, CT C páteře, CT trupu	120	468; 280	35,3
45	M	19	CT mozku, CT C páteře, CT trupu	120	450; 296	34,2
46	M	18	CT mozku, CT C páteře, CT trupu	120	468; 520	74
47	F	31	CT mozku, CT trupu	120	468; 272	29,4
48	M	83	CT mozku, CT trupu	120	468; 432	48,1

Příloha B Kalkulátor pro výpočet efektivní dávky

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator

Version 1.0.4 27/05/2011

Scanner Model:

Manufacture: Toshiba

Scanner: Toshiba Aquilion 16

KV: 120

Scan Region: Body

Data Set: MCSET20 Update Data Set

Current Data: MCSET20

Scan range

Start Position: 9 cm Get From Phantom Diagram

End Position: 70 cm Diagram

Organ weighting scheme: ICRP 103

0=muž 0

Acquisition Parameters:

Tube current: 365 mA

Rotation time: 1 s

Spiral pitch: 1,5

mAs / Rotation: 365 mAs

Effective mAs: 243,33 mAs

Collimation: mm

Rel. CTD: Look up 1,00 (assumed)

CTDI (air): Look up 45,8 mGy/100mAs

CTDI (soft tissue): 49,0 mGy/100mAs

n CTDI_w: Look up 14,3 mGy/100mAs

CTDI_w: 52,1 mGy

CTDI_{vol}: 34,8 mGy

DLP: 2120 mGy.cm

Organ	w_T	H_T (mGy)	$w_T \cdot H_T$
Gonads	0,08	1,1	0,088
Bone Marrow	0,12	30	3,6
Colon	0,12	39	4,7
Lung	0,12	57	6,9
Stomach	0,12	54	6,5
Bladder	0,04	23	0,92
Breast	0,12	43	5,2
Liver	0,04	51	2
Oesophagus (Thymus)	0,04	64	2,6
Thyroid	0,04	12	0,47
Skin	0,01	23	0,23
Bone Surface	0,01	51	0,51
Brain	0,01	0,44	0,0044
Salivary Glands (Brain)	0,01	0,44	0,0044
Remainder	0,12	40	4,8
Not Applicable	0	0	0
Total Effective Dose (mSv)			40

Remainder Organs	H_T (mGy)
Adrenals	50
Small Intestine	47
Kidney	58
Pancreas	47
Spleen	49
Thymus	64
Uterus / Prostate (Bladder)	33
Muscle	26
Gall Bladder	52
Heart	57
ET region (Thyroid)	12
Lymph nodes (Muscle)	26
Oral mucosa (Brain)	0,44
Other organs of interest	
Eye lenses	0,81
Testes	1,1
Ovaries	40
Uterus	43
Prostate	23

Pardubická krajská nemocnice, a. s.
Kyjevská 44, 532 03 Pardubice



**Žádost o provádění výzkumu v Pardubické krajské nemocnici, a.s.
v rámci bakalářské, magisterské, disertační práce
(určeno pro nelékařské profese)**

Příjmení a jméno studenta	Mareš Pavel			
Studijní obor, ročník, škola	Radiologický asistent 3. roč. Fakulta zdravot. studií			
Téma bakalářské, magisterské, disertační práce	Výkresnost celotělového CT rozšíření u polytrau- matizovaných pacientů			
Jméno vedoucího bakalářské, magisterské, disertační práce	MUDr. Leoš Ungermann, Ph.D.			
Vyjádření vedoucího bakalářské práce	Výzkum nebude x bude spojen s finančním zatížením Pardubické krajské nemocnice, a. s. podpis:			
Počet oslovených respondentů celkem				
Zahájení výzkumu	09-2012			
Konec výzkumu	06-2013			
Jméno ročníkového pedagoga	Mgr. Štácl			
Souhlas vedoucího pracovníka Pardubické krajské nemocnice, a. s.	<input checked="" type="radio"/> Ano	<input type="radio"/> Ne	podpis:	
Souhlas vedoucího oddělení, kde bude výzkum probíhat				
Klinika, oddělení	Ano	Ne	Podpis	Počet respondentů
RDG oddělení	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		48
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		

Součástí této průvodky je kopie plného znění dotazníku (rozhovoru), který bude respondentům rozdáván (který bude s respondenty veden).