

1. Lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze
Zdravotnická technika a informatika

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Optimalizace provozu pracoviště s MD
CT

Vedoucí diplomové práce:

Doc. Mudr. Jan Daneš, CSc.

Diplomant:

Bc. Tomáš Vachek

V jezerách 35

130 00 Praha 3

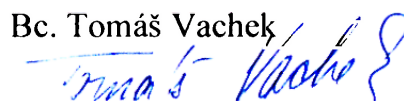
Praha 2005

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci zpracoval samostatně a že jsem vyznačil prameny, z nichž jsem pro svou práci čerpal způsobem ve vědecké práci obvyklým.

25.srpna 2005

Bc. Tomáš Vachek



Děkuji Doc. MUDr. Janu Danešovi, CSc., za konzultace, náměty a pomoc při shromažďování materiálů.

Čestné prohlášení	1
Abstrakt	5
1. Úvod.....	7
2. Teoretická část	8
2.1 Rentgenová spektra	8
2.1.1 Brzdné záření	8
2.1.2 Charakteristické záření.....	8
2.1.3 Základní vlastnosti RTG záření	9
2.2 Princip výpočetní tomografie.....	10
2.2.1 Konstrukce výpočetního tomografu.....	10
2.2.2 Detekční systém	12
2.2.3 Vznik obrazu	13
2.2.4 Stupnice denzity	13
2.2.5 Dozimetrie.....	14
2.3 Základní strategie vyšetření	15
2.3.1 Krokové, incrementové vyšetření	15
2.3.2 Dynamické krokové, incrementové vyšetření – DICECT	16
2.3.3 Dynamické sériové vyšetření	16
2.3.4 Helikální vyšetření	16
2.3.5 Kvantitativní vyšetření.....	17
2.4 Primární skenovací parametry	17
2.4.1 Expozice.....	17
2.4.2 Kolimace	18
2.4.3 Rotační perioda	18
2.4.4 Rychlost posunu stolu – pitch-faktor stoupání.....	18
2.5 Sekundární obrazové parametry.....	19
2.5.1 Matrix.....	19
2.5.2 Velikost zobrazovaného pole	20
2.5.3 Rekonstrukční algoritmus – filtr, kernel	20
2.5.4 Překrývání vrstev – rekonstrukční increment	20
2.6 Podání kontrastní látky.....	21
2.6.1 Důvody podání kontrastní látky	21

2.6.2 Intravaskulární podání kontrastní látky	21
2.6.3 Kontraindikace intravaskulárního podání kontrastní látky	21
2.6.4 Příprava pacienta před intravenózním podáním kontrastní látky	22
2.6.5 Farmakokinetika podání kontrastní látky	23
2.6.6 Dynamika rozdělení kontrastní látky v organismu	23
2.6.7 Místo podání kontrastní látky	24
2.6.8 Způsob podání	24
2.6.9 Parametry podání kontrastní látky	25
2.7 Postprocessing	27
2.7.1 Volba okénka	27
2.7.2 Multiplanární rekonstrukce – MPR	28
2.7.3 Trojrozměrné rekonstrukce	28
2.7.4 Povrchové rekonstrukce – SSD a VE	29
2.7.5 Maximum intensity projection – MIP, minimum intensity projection MinIP	29
2.7.6 Volume rendering technigue – VRT	29
2.8 Základy strategie vyšetření multidetektorovým CT – MDCT	30
2.8.1 Expozice	30
2.8.2 Kolimace	30
2.8.3 Rychlost posunu stolu a faktor stoupání (pitch)	31
2.8.4 Perioda rotace a zobrazení	31
2.8.5 EKG triggering a gating	31
2.8.6 Rekonstrukce šíře vrstvy	32
2.8.7 Vícenásobná rekonstrukce dat s odlišnými parametry	32
2.8.8 Postprocessing	32
3. Výzkumná část	34
1.) Příprava a vyšetření pacienta na CT	34
2.) Zpracování a vyhodnocení vyšetření	38
4. Závěr	40
Seznam použité literatury	41

Abstrakt

Cílem mé diplomové práce je nalezení optimalizovaného řešení pro pracoviště vybavené multi-detektorovým počítačovým tomografem („dále jen MD CT“). Tento přístroj je umístěn na Radiodiagnostické klinice I.LF a VFN.

Na začátku své práce se zaměřuji na vznik rtg záření, na jeho vlastnosti, jakožto základního principu, kterého využívá počítačová tomografie. Dále se zabývám historií a vývojem této metody od úplných začátků až po současnost.

Samotná část mého projektu se zabývá nalezením optimalizovaného řešení pracovní činnosti na výš uvedeném pracovišti. Jako první věci jsem se zabýval samotným vyšetřením pacienta, časovým úsekem, který pacient stráví přípravou na samotné vyšetření, vyšetřením a odchodem z vyšetřovny. Pro objektivní zhodnocení těchto časů, jsem si navrhl vlastní časový snímek vyšetření, kterým jsem se celou dobu řídil. O tomto časovém snímku je pojednáno dále. Druhá část je zaměřena na samotné zpracování a vyhodnocení vyšetření. V tomto bodě jsem se snažil také zjistit dobu potřebnou pro vyšetření, ale je to prakticky nemožné. Každá diagnóza je jiná, nenajdeme zde žádná objektivní hlediska, podle kterých bychom mohli stanovit nějaké časy potřebné k diagnóze.

Abstract

The aim of my diploma thesis is to find optimised solution for work places equipped with multi-detector computer tomograph (further on just MD CT). This apparatus is located at the First Medical Faculty and General Hospital of Prague.

At the beginning of my thesis I focus on the formation of X-rays and its character, as the main principle that computer tomography uses. Further on I mention history and evolution of this method from the very beginning towards present.

The main part of my thesis then tries to find optimised solution for work places mentioned above. The first thing I am dealing with is the patient's examination itself. The amount of time the patient needs all the way from preparing for the examination, the examination itself to leaving the examination room. For an objective evaluation of

these time periods I made up my own examination time schedule, which I followed during my research. This time schedule is also discussed in this chapter. Second part focuses on data processing and evaluation of the examination. I also tried to find out the time necessary for examination, but it is technically impossible; each diagnosis is different, we cannot find any objective aspects which we could follow to determine time necessary for establishing the diagnosis.

1. Úvod

Ve své diplomové práci jsem se rozhodl zaměřit na jednu z nejvýznamnějších vyšetřovacích metod a to je počítačová tomografie (dále jen „CT“).

Pokusil jsem se zachytit a zmapovat vznik a vývoj této metody od jejího vzniku v roce 1971, kdy došlo ke konstrukci prvního tomografu, až ke změnám principů vznikajících důsledkem vývoje.

Hlavním úkolem mé práce bylo zaměřit se na provoz pracoviště vybaveného tímto přístrojem. Jedná se o moderní multispirální CT firmy Siemens, přímo o typ Somatom Sensation 16.

Cílem mé práce bylo zmapovat provoz na takovémto pracovišti, zjistit využitelnost pracoviště a případně navrhnout opatření pro zlepšení práce a pracovních podmínek na pracovišti. Pokusit se najít optimalizované řešení pro konkrétní pracoviště. V mém případě se jedná o zařízení umístěné na pracovišti Radiologické kliniky VFN.

2. Teoretická část

2.1 Rentgenová spektra

Rentgenové záření vzniká při dopadu velmi rychle letících elektronů na anodu rentgenky, což je vakuová dioda s anodou a katodou [2]. Zkoumáním emisního rtg spektra se zjistilo, že je složeno ze spojité části a ze spektrálních čar. Rtg záření se skládá ze dvou částí, a to z tzv. brzdného a charakteristického záření.

2.1.1 Brzdné záření

Toto záření vzniká změnou rychlosti rychle se pohybujícího elektronu působením silových účinků elektrostatického pole atomového jádra materiálu anody. Přitom dojde k emisi elektromagnetického záření – brzdného záření. Kinetická energie letícího elektronu se přeměnila na foton rtg záření o odpovídající energii.

Protože každý urychlený elektron, který vnikne do anody rentgenky, ztrácí jiné množství své kinetické energie, vznikají fotony s různými vlnovými délkami. Tak vznikne spojité spektrum záření.

2.1.2 Charakteristické záření

Tento druh rtg [2] záření vzniká nárazem rychlých elektricky nabitých částic, nejčastěji elektronů, na elektrony atomu kovu. Elektrony odevzdají svoji kinetickou energii některému elektronu z vnitřní slupky atomového obalu, což vede k jeho přemístění na vyšší energetickou hladinu (excitace) nebo k úplnému vyražení elektronu z atomového obalu (ionizace).

Excitovaný nebo ionizovaný atom je vždy nestabilní a tak se vrací do základního energeticky klidového stavu přeskokem některého elektronu z vyšší energetické hladiny na uvolněné místo. Přitom dojde k vyzáření energie ve formě fotonu rtg záření.

$$E = E_2 - E_1 = h \cdot \nu = h \cdot (c_0 / \lambda)$$

Kde E = energie vzniklého el. magnetického záření (fotonu)

E = energie excitovaného atomu

E = klidová energie atomu

ν, λ = kmitočet a vlnová délka vzniklého charakteristického záření

Protože energie E bude mezi určitými energetickými hladinami atomu různá, je i vyzařovaná energie rtg záření různá. Proto bude i vlnová délka záření různá a charakteristická pro použitý kov anody. Právě proto, že toto záření charakterizuje složení (druh kovu) anody, nazývá se charakteristickým a jeho spektrum je čárové.

2.1.3 Základní vlastnosti RTG záření

- a) rtg záření se šíří přímočaře, jeho směr se nezmění elektrickým ani magnetickým polem,
- b) ionizuje plyny,
- c) způsobuje fluorescenci při dopadu na některé látky jako na příklad na stínítko pokryté kyanoplatnatanem barnatým (štít rtg přístroje),
- d) má účinky na živý organizmus, využívané v radioterapii k paliativní nebo nenádorové léčbě,
- e) způsobí zčernání fotografického filmu, čehož se využívá ve skiagrafii,
- f) má schopnost pronikat hmotou (diagnostika, defektoskopie).

Při průchodu rtg záření hmotou se část záření úplně absorbuje, část se rozptýlí (tzv. Comptonův jev – nežádoucí jev v diagnostice) a část pronikne hmotou.

Rtg záření je absorbováno hmotou tím víc, čím je měkčí, tj. čím delší je vlnová délka a čím větší je hustota hmoty. Tvrdé záření vznikne při větší kinetické energii dopadajících elektronů. Rtg záření je dále charakterizováno intenzitou, což je množství energie prošlé jednotkou plochy / sec.

V rentgenové praxi se udává tvrdost rtg záření v [kV] anodového napětí rentgenky a intenzita záření v [mA] anodového proudu.

2.2 Princip výpočetní tomografie

V druhé polovině šedesátých let byla zpracována matematická metoda, umožňující rekonstruovat výpočtem ze superprojekce matic rotujícího vektorového prostoru rovinnou skalární maticí. Tato metoda, opírající se o teorie z počátku dvacátého století, byla východiskem realizovatelným pomocí dostatečně výkonné výpočetní techniky, uskutečněným prakticky Geoffrey Hounsfieldem v konstrukci výpočetního tomografu [1].

V roce 1971 byl zprovozněn přístroj nazvaný výpočetní tomograf. Zprvu produkoval pouze zobrazení s malou rozlišovací schopností s maticí 80x80 bodů, rekonstrukce jedné vrstvy trvala několik minut. S vývojem došlo ke zkrácení akvizičních časů a významnému zvýšení rozlišovací schopnosti přístrojů. Výpočetní (počítačová) tomografie se postupně stala jednou z nejvyužívanějších vyšetřovacích metod

Vyšetření výpočetní tomografií produkuje primárně vrstvová zobrazení v rovině kolmé na dlouhou osu těla, pouze v oblasti hlavy je možno pomocí sklonu roviny gantry a změny polohy hlavy docílit i zobrazení v semikoronární rovině.

2.2.1 Konstrukce výpočetního tomografu

Základními konstrukčními prvky výpočetního tomografu jsou: 1. zobrazovací soustava složená ze zdroje rtg. záření a detekčního systému uložená v gantry, 2. vyšetřovací stůl, 3. výpočetní systém a 4. zdroj vysokého napětí. Technické řešení systému se vyvíjelo od původního Hounsfieldova jednodetektorového, rotačně translačního systému (1. generace), přes vícedetektorový rotačně translační systém (2. generace) k plně rotačnímu systému rentgenka – sektor detektorů (3. generace). Slepou vývojovou větví se kvůli zkreslující geometrii a špatnému vyvážení rotoru ukázala 4. generace s rotující rentgenkou a detektory po celém obvodu statické části gantry.

Helikální výpočetní tomograf je založen na třetí generaci. Umožňuje navíc helikální vyšetření, kdy se nemocný uložený na vyšetřovacím stole pohybuje plynule v ose otáčení rotoru během kontinuálního načítání dat detekčním systémem. Paralelně se označuje helikální tomograf a helikální vyšetření také spirální.

Rozvoj helikálních výpočetních tomografů pokračoval od přístrojů pořizujících jednu stopu dat během rotace (single-slice nebo single-row detector CT) přes zařízení se zdvojením detektorové řady (dual-slice či double-row detector CT) k přístrojům, které pořizují během rotace až šestnáct datových stop (multidetektorový výpočetní tomograf, multi-slice CT, multi-row detector CT, MDCT). Zároveň s rozvojem detekčního systému se také zkrátila doba jednoho otočení rotoru. V polovině osmdesátých let byla nejkratší perioda 4 s, v polovině devadesátých let 1 s. V současné době je již běžně využívána perioda rotace 500 ms. Významným pokrokem je také používání vysoce citlivých keramických detektorů, což umožňuje významné snížení absorbované radiační dávky během vyšetření výpočetním tomografem.

Společně s hardwarovým vývojem CT dochází k vývoji výpočetního systému. Ten zabezpečuje ovládání přístroje, záznam datových stop hrubých dat (raw data), rekonstrukci obrazových dat (zdrojových axiálních obrazů), archivaci obrazů, vyhodnocení a komunikaci s informačními systémy.

Zatímco do poloviny devadesátých let byla obrazová data ukládána v rozdílných formátech, lišících se od výrobce k výrobcí, v současnosti je užíván univerzální formát DICOM. Tento formát dovoluje jednotlivá vyšetření zpracovávat na více pracovních stanicích od rozdílných výrobců bez ztráty informace, sdílet periferní zařízení či komunikovat v rámci informačního systému. Data mohou být použita i k navigacím stereotaktických výkonů pro neurochirurgii a spondylochirurgii. K vyhodnocení vyšetření se používají paralelní pracovní stanice připojené v lokální síti nebo přímo k hlavní paměťové jednotce CT. Samostatné stanice umožňují pomocí uživatelského systému dodatečné zpracování obrazů (postprocessing), transformaci a vizualizaci dat. Archivování dat se provádí na zapisovatelných CD-R discích,

magnetooptických či DVD jednotkách nebo centrálně v archivačním zařízení klinického informačního systému.

2.2.2 Detekční systém

Rotor prodělal koncem 80. let revoluční vývoj konstrukce. V roce 1987 byl vyvinut systém klouzavých prstenců (slip-ring systém). Rotor byl vybaven kartáčovým povrchem z karbonových vláken a byla odstraněna kabeláž. Tímto technickým řešením byla umožněna kontinuální rotace detekčního systému za nepřetržité komunikace mezi statickou částí gantry a rotorem. Zatímco původně se děl přes slip ring přenos vysokého napětí pro rentgenku i přenos hrubých dat, v současné době je pro data využíváno radiofrekvenčního nebo opto-optického přenosu mezi rotorem a statorem.

Rentgenka použitelná pro výpočetní tomografii má vysokou tepelnou zatížitelnost, která se pohybuje v rozmezí $3,5-7,5 \times 10^6$ tepelných jednotek. Nároky na tepelnou zatížitelnost jsou dány vysokým příkonem během vyšetření. Vyšetřovací expoziční hodnoty se pohybují u jednotlivých vrstev až po 140 kV a 500 mAs, u helikálního vyšetření se využívá až 100 s kontinuální expozice. Pomocí kolimátoru je primární svazek kolimován do vějíře. Také možnosti kolimace se v průběhu vývoje výpočetního tomografu měnily. V současnosti je možná kolimace až do 0,75 mm.

Detektorová soustava je tvořena sektorem detektorů, jejichž citlivost výrazně ovlivňuje kvalitu výsledného obrazu a dávku pro vyšetřovaného. Počet detektorů je (namísto jediného u první generace) kolem 1024. V současných přístrojích jsou používány ultracitlivé keramické detektory pro analogový záznam a objevují se už i přístroje s detekčním polovodičovým systémem typu plochého panelu (flat panel) pro přímý digitální záznam. Na rozdíl od CT s jednou řadou, dvoudetektorový výpočetní tomograf využívá zdvojené řady detektorů.

Revoluční změnou, srovnatelnou s využitím principu slip ringu zaznamenala konstrukce matrixového uspořádání detektorové soustavy. Detektory již nezaujímají

stejnou plochu, ale tvoří pásy symetricky uspořádané kolem centrálního paprsku. Pro čtyřvrstvý MDCT přístroj jsou obvykle uprostřed čtyři pásy pro nejužší kolimaci, periferněji je na každé po jednom pásu dvojnásobné šíře než centrální pásy a na okraji jsou pásy čtyřnásobné šíře oproti centrálním detektorovým řadám. Takto je možno snímat během jediné rotace až 4 datové stopy spojováním jednotlivých detektorových pásů ve čtyři řady stejné úhrnné šíře podle zvolené kolimace. Šesnactistopý MDCT přístroj je složen ze dvou šíří detektorových řad – šestnácti šíře 0,75 mm a osmi 1,5 mm, takže lze snímat najednou šestnáct stop pro vrstvy 0,75 mm nebo 1,5 mm.

2.2.3 Vznik obrazu

Základním principem, na němž je založeno zobrazení výpočetní tomografií, je princip denzitometrický – pomocí detekčního systému je změřen úbytek záření pohlcený prostředím mezi rentgenkou a detektorem. Z mnohonásobné projekce jsou získána data o pohlcení záření v tkáni. Superprojekcí a výpočtem založeným na Fourierově transformaci se vyhodnotí míra celkového zeslabení záření v jednotlivých bodech prostoru. Matematicky se vytvoří matice bodů, jež se nazývají obrazové body (pixels, picture elements). Ve skutečnosti odpovídají hranolům, jejichž výška je dána kolimací – tyto hranoly nazýváme voxely (volume elements). Celé zobrazení v jednom řezu je dáno tedy čtyřrozměrnou maticí – první rozměr je poloha v ose X, druhý rozměr je poloha v ose Y, třetí Z-rozměr je šířka kolimace a čtvrtým rozměrem je míra zeslabení záření v daném bodě prostoru tzv. denzita.

Nejmodernější multidetektorové přístroje již pracují s izotropním polem dat. Znamená to, že Z-rozměr voxelu se blíží rozměrům příčným a že z tohoto pole dat je možno rekonstruovat obraz v libovolné rovině bez ztrát informace.

2.2.4 Stupnice denzity

Denzita v prostoru je definována pomocí stupnice, nazvané podle konstruktéra prvního výpočetního tomografu – Hounsfieldova stupnice, jednotku nazýváme Hounsfieldova jednotka – HU. Jde o úsečku, která je rozdělena na 4096 stupňů. Číslo

4096 je dvanáctou mocninou čísla 2, tedy 2^{12} . Ve stupnici jsou definovány dva základní body -1000 HU pro hodnotu denzity vzduchu a numerický střed 0 HU pro denzitu vody. Hodnoty 3096 dosahují kovy a neředěná kontrastní látka. Denzity jednotlivých tkání leží v rozpětí intervalu -1000 až $+3096$ HU.

Rozdíly v denzitě jednotlivých bodů zobrazení se vizualizují pomocí stupňů šedi. Zobrazení celého intervalu denzit nezobrazuje kvalitně jednotlivé struktury lidského těla, proto se používá tzv. okénko (window). Vybere se vždy podinterval z Hounsfieldovy stupnice a jemu se přidělí celá stupnice šedi, okénko je charakterizováno středem intervalu (center – C) a šíří (width – W). Takto je možno zviditelnit jednotlivé struktury tkání rozdílné fyzikální kvality - denzity.

Základní jsou následující okénka: **plicní** pro plicní parenchym a plyn, **měkkotkáňové** pro mediastinum, břišní dutinu a měkké tkáně, **spinální** pro kanál páteřní, **mozkové supratentoriální**, **mozkové infratentoriální** a **kostní** pro kostní struktury, kovy a kalcifikace. Zvolení vhodného okénka je nutné pro správné hodnocení vyšetřované tkáně.

2.2.5 Dozimetrie

Celková absorbovaná dávka je závislá na několika faktorech. Je to především součin anodového proudu a expozičního času (mAs) a napětí (kV) použité k expozici, doba jedné rotace, kolimace a počet rotací detekční soustavy. U helikálního vyšetření je dávka závislá na celkové době expozice, de facto jde ale také o počet rotací.

Dávka je distribuována lehce nerovnoměrně v ozářené vrstvě, respektive ploše. Při vyšetření hlavy s nominálními hodnotami expozice 120 kV/ 300 mAs je přibližná dávka v centru 33 mGy, v periférii laterálně 36 mGy, při horním okraji 37 mGy a při dolním okraji 35 mGy. U vyšetření trupu je přibližná centrální dávka u nominální expozice 140 kV/ 345 mAs jen 18 mGy, laterální periferní dávka od 33 mGy, v oblasti dorzální při poloze na zádech je dávka nejvyšší 41 mGy.

Dávkový CT index (CTDI) ukazuje rozložení dávky kolem kolimované vrstvy záření, tedy profil v ose Z zobrazení. Profil dávky znázorňuje Gaussova křivka. Je základním ukazatelem, na němž závisí dávka pro nemocného. Zjednodušením lze konstatovat, že snížit dávku pro nemocného během vyšetření lze změnou hodnot napětí, proudu, kolimace (za podmínek skokového vyšetření), počtu rotací detekční soustavy.

Běžné CT vyšetření zatěžuje nemocného značně vyšší dávkou než skiografie. Jde přibližně o dvacetinásobky dávky, ale použitím techniky nízké dávky lze například u HRCT plic nebo u MDCT s použitím vysokých hodnot faktoru stoupání dosáhnout dávek již srovnatelných s prostým snímkem hrudníku.

CTDI – computed tomography dose index

$$CTDI = N^{-1} \cdot T^{-1} \cdot \int_{-t}^{+t} D(z) dz$$

Z – poloha v ose kolmé na rovinu tomografického řezu

D(z) – dávka v poloze Z

T – nominální kolimace

N – počet řezu na jednu expozici (rotaci)

2.3 Základní strategie vyšetření

2.3.1 Krokové, incrementové vyšetření

Základním způsobem vyšetření je tzv. incrementové neboli krokové vyšetření. Pro jednotlivé axiální obrazy jsou získávána data a následně je rekonstruována vrstva po vrstvě. Jedná se o základní vyšetření u všech tomografů bez možnosti helikální akvizice dat. Geometrická přesnost zobrazení je maximální. Jednotlivé scany mohou těsně naléhat jeden na druhý nebo je možno použít delší posun stolu, než je šíře vrstvy. Vytváříme tak mezi jednotlivými vyšetřenými vrstvami vrstvy nevyšetřené. Takový postup je používán například u HRCT plic. Vyšetření lze provádět jak nativně, tak i po podání kontrastní látky. Přes rozvoj akvizičních technik helikálního způsobu načítání dat je incrementový způsob vyšetření dosud nepřekonaný při vyšetřování mozku.

HRCT je vyšetření s vysokou prostorovou rozlišovací schopností. Kolimace i matrix jsou voleny co nejjemnější, zpravidla 1 mm a nejméně 512 x 512 bodů. Rekonstrukční vysokofrekvenční algoritmus se musí použít se zvýrazněným rozhraní denzit.

2.3.2 Dynamické krokové, incrementové vyšetření – DICECT

Vyšetření je prováděno v sekvenci vrstev v co možná nejkratším časovém odstupu. Zároveň je podána intravenózně kontrastní látka tak, aby byl vytvořen dostatečný bolus a byl zachycen sekvencí rychlého vyšetření. Jde o základní metodiku k vyšetření parenchymatózních orgánů krokovým vyšetřením.

2.3.3 Dynamické sériové vyšetření

Zajímá-li nás dynamický děj, je nutné porovnat změnu objektu zájmu na stejné úrovni v průběhu časového intervalu odpovídajícím periodicitě změn. Dynamické vyšetření po intravenózním podání kontrastní látky indikujeme jednak kvůli posouzení charakteru a rozsahu perfúze tkáně či patologického útvaru, jednak z důvodu stanovení cirkulačního času pro cílené podání kontrastní látky pro CT angiografii. Jednotlivé scany jsou prováděny v různých časových intervalech v jediné pozici vyšetřovacího stolu.

2.3.4 Helikální vyšetření

Helikální vyšetření spočívá ve volumetrickém načtení isotropního pole hrubých dat, ze kterého jsou zpětně rekonstruovány axiální zdrojové obrazy. Helikální technika značně zkracuje celkovou dobu vyšetření, je zapotřebí také menší množství kontrastní látky pro intravenózní podání. Umožňuje věrné geometrické zobrazení prostoru. Helikálním způsobem je možné provádět i vyšetření ve více fázích nástřiku pro posouzení dynamiky perfúze kontrastní látkou.

CT angiografie je způsob helikálního vyšetření spojený s cíleným podáním kontrastní látky pro zobrazení cév. Kolimace je volena vzhledem k průsvitu vyšetřované cévy.

2.3.5 Kvantitativní vyšetření

Kvantitativní vyšetření je založené na porovnání denzity vyšetřovaného objektu s fantomy s denzitou odpovídající přesné koncentraci. Pomocí takto provedené kalibrace se převede hodnota denzity objektu na koncentraci kalcia. Takto se provádí například minerální kostní analýza a kvantifikace plicního emfyzému.

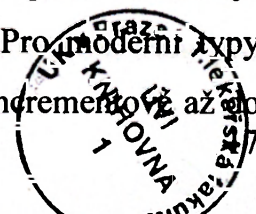
2.4 Primární skenovací parametry

Primárními parametry je ovlivněno načtení hrubých dat, je tedy zásadním způsobem ovlivněna kvalita později rekonstruovaného obrazu

2.4.1 Expozice

Platí, že zatímco hodnota napětí ovlivňuje výsledný obraz jen minimálně, nastavení hodnot mAs zásadně ovlivňuje kvalitu výsledných axiálních obrazů. Obvyklé hodnoty napětí pro vyšetření výpočetní tomografií jsou 120 a 140 kV. Tvrdší záření má vyšší penetraci a omezuje tak tvorbu artefaktů z utvrzení záření, především při vyšetření, kdy je v oblasti zájmu kov. Nastavení vyššího napětí snižuje maximální přípustnou hodnotu nastavení proudu.

Nastavením proudu lze bezprostředně ovlivnit míru kvality kvantového šumu, který zatěžuje zobrazení snížením rozlišovací schopnosti. Hlavní roli zde hrají dva zásadní faktory: 1. tepelná zatížitelnost rentgenky nedovoluje libovolné nastavení mAs (omezuje je na určitou možnou úroveň) a 2. citlivost detektorů nepřímo ovlivňuje velikost potřebného proudu při zachování stejné kvality obrazu. Pro moderní typy přístrojů se pro helikální vyšetření volí hodnoty do 250 mAs, pro incrementální až do



400 mAs. Vyšetření v tenké vrstvě pro HRCT plic, dále při screeningu bronchogeního karcinomu, při vyšetření vedlejších nosních dutin a v pediatrických indikacích, je nutno provádět se snížením hodnoty proudu ke 100 mAs, případně i do oblasti kolem 60 mAs, s to z důvodu snížení expoziční dávky. Tato technika snížené dávky je nazývána také „low-dose technique“.

2.4.2 Kolimace

Hodnoty kolimace se pohybují od 0,5 do 10 mm. Kolimaci zvolíme s ohledem na velikost a rozměry vyšetřované struktury; čím menší objekt chceme vyšetřit, tím menší šíři kolimace použijeme. Kolimace od 0,5 do 1 mm jsou vhodné pro HRDT plic a skeletu a pro CTA mozkových tepen, kolimace nejvyšší použijeme pro přehledná vyšetření hrudníku a břicha. Kolimace udává přímo šíři zobrazené vrstvy.

2.4.3 Rotační perioda

Rotační perioda je doba, za kterou se systém rentgenka a detektorová soustava otočí o 360 úhlových stupňů. Krátká perioda je vhodná pro vyšetření rychle se pohybujících struktur, jako je ascendentní aorta, srdce a nitrosrdeční struktury a dále u neklidných nemocných. V současné době se nejkratší doba periody rotace používá 500 ms. Ve spojení s rychlým posunem stolu nebo s elektrokardiografickým gatingem se dosahuje až periody zobrazení kolem 100 ms. Periodou zobrazení se označuje doba, za kterou jsou pořízena data pro jediný axiální obraz.

2.4.4 Rychlost posunu stolu – pitch-faktor stoupání

Rychlost posunu stolu je důležitým parametrem pouze u helikálního vyšetření. Poměr rychlosti posunu stolu a kolimace dává hodnotu, kterou nazýváme pitch, neboli stoupání – paralela se stoupáním metrického závitu šroubu. Znamená to, že posune-li se vyšetřovací stůl o 10 mm při kolimaci 10 mm, je faktor stoupání roven 1. Při posunu stolu o 20 mm při kolimaci 10 mm jde o faktor stoupání 2, posun o 30 mm při kolimaci 10 mm je charakteristický faktor stoupání 3. Obvyklé hodnoty používané pro

helikální vyšetření jsou od 1 do 24, přičemž hodnoty nad 3 se používají u vyšetření multidetektorovým výpočetním tomografem. Zatímco u jedno a dvoudetektorových tomografů kvalita zobrazení při stejné expozici klesá přibližně po hyperbole, u multidetektorových přístrojů je v důsledku překrývání datových stop křivka kvality zobrazení v oblasti hodnot stoupání 3 a 6 tvoří dva vrcholy. Vyšší hodnoty stoupání šroubovice zkracují celkovou dobu vyšetření a snižují periodu zobrazení, umožňují vyšetření neklidných nemocných a pohybujících se struktur. Dále se při vyšším faktoru stoupání zužuje efektivní šíře vrstvy, tedy vrstvy ostře zobrazené tkáně. Například pro efektivní šíři vrstvy 2,5 je nutná kolimace 3, 2 u faktoru stoupání 1, u faktoru 1,7 je nutná kolimace jen 2,7.

Interval mezi vrstvami je vzdálenost mezi jednotlivými vrstvami u krokového vyšetření, může být zvolen i vyšší než je šíře vrstvy daná kolimací. Např. lze použít šíři vrstvy 8 mm a interval mezi vrstvami 10 mm. Dostáváme tak mezi jednotlivými pozicemi stolu nevyšetřené mezery šíře 2 mm.

2.5 Sekundární obrazové parametry

Sekundární parametry vyšetřovacího protokolu ovlivňují kvalitu zobrazení pomocí zadání způsobu rekonstrukce hrubých dat.

2.5.1 Matrix

Matrix udává počet bodů matice, kterou je tvořen axiální obraz. První CT přístroj pracoval s matrix 80x80 bodů, nyní je základní matrix 512x512 bodů. Při rekonstrukci obrazu je primární matici transformována na tzv. přepočítávanou matrix. Čím jemnější je použita, tím má axiální obraz za použití optimální expozice větší geometrickou rozlišitelnost. V současné době jsou používány přepočítávané matrix od 340x340 až po 1024x1024 bodů.

2.5.2 Velikost zobrazovaného pole

Důležité je správné zvolení prostoru pro sběr dat – objekt by měl optimálně využívat prostor kruhu o zvoleném poloměru, aby byly body matrix využity na vlastní objekt zájmu, nikoli na okolní prostor či nezajímavé struktury. Takto je možno optimalizovat prostorové rozlišení, protože strukturu objektu je možno popsat až do velikosti 2x2 pixely. Zvolení příliš velkého skenovaného prostoru má za následek zvětšení velikosti pixelu a snížením rozlišovací schopnosti.

2.5.3 Rekonstrukční algoritmus – filtr, kernel

Pro tkáň, jejichž denzity netvoří spojité spektrum, jako jsou plicní a kostní tkán, se používají algoritmy se zvýrazněním přechodů denzit (tzv. vysokofrekvenční – high spatial frequency algorithm). Takovéto algoritmy jsou vhodné pro vyšetření s vysokou rozlišovací schopností – HRCT plic a kosti skalní. Měkkotkáňové algoritmy se používají pro vyšetření krku, mediastina a dutiny břišní. Označují se jako nízkofrekvenční (low spatial frequency algorithm). Pro vyšetření plic a mediastina je výhodné, je-li možno uložit a zpětně s jiným algoritmem rekonstruovat hrubá data zvláště pro plicní parenchym a pro mediastinum. Některé pracovní stanice jsou schopny zvýraznění denzitních přechodů měnit i pomocí postprocessingového nástroje.

2.5.4 Překrývání vrstev – rekonstrukční increment

Parametr, který je vlastní helikálnímu vyšetření, ale lze jej použít i pro incrementální vyšetření. Celá matice dat z vyšetřeného objemu je počítačem následně rekonstruována do jednotlivých obrazů. Rekonstrukční increment udává, o kolik se jednotlivé obrazy překrývají. Máme-li kolimaci 10 mm, rekonstrukční increment 8 mm, překrývají se jednotlivé obrazy o 2 mm. Doporučené překrývání je pro zhotovení kvalitních multiplanárních a trojrozměrných zobrazení kolem 50%. Tento parametr spolu se zvolenou kolimací zásadně ovlivňuje rozlišení v ose Z.

2.6 Podání kontrastní látky

2.6.1 Důvody podání kontrastní látky

Protože nativně se denzita měkkých tkání, parenchymatózních i dutých orgánů a cévních systému liší jen málo, aplikujeme ke zvýraznění jejich kontrastu kontrastní látku. Kvalitní nativní kontrast poskytují jen plicní parenchym, kostní tkáň, tuková tkáň a koagulovaná krev v intrakraniálním prostoru.

Pro vyšetření měkkých tkání je základem nitrožilní podání kontrastní látky, kontrastní náplň cév je také nezbytná při zobrazování onemocnění kardiovaskulárního systému výpočetní tomografií. Intravenózní aplikace kontrastní látky také dovoluje po vyloučení ledvinami zobrazit dutý systém, močovody a močový měchýř, a posoudit tak jejich morfolonii, patologické procesy včetně poruch vylučování.

Pro vyšetření gastrointestinálního traktu a preformovaných dutin je také potřebné podání kontrastní látky. Používá se podání kontrastní látky perorálně, perrektálně, intraartikulárně, do peritoneální dutiny a do močového měchýře.

2.6.2 Intravaskulární podání kontrastní látky

Převažuje intravenózní podání kontrastní látky, intraarteriální podání je opodstatněno jen při vyšetření jater po předchozí chemoembolizaci a u vyšetření selektivní portální fáze. Podáváme jodové kontrastní látky, které se vylučují z organismu uropoetickým systémem, pouze při jeho selhávání také žlučovými cestami.

2.6.3 Kontraindikace intravaskulárního podání kontrastní látky

Polyvalentní alergie

U nemocného hrozí alergoidní reakce z lavinového uvolnění histaminu a šokový stav.

Akutní ischemická cévní mozková příhoda

Při poruše hematoencefalické bariéry proniká jodová kontrastní látka do mozkové tkáně a působí neurotoxicky na nervové struktury ovlivněním membránové stability. Takto se projevují především hyperosmolární iontové kontrastní látky. U isoosmolárních látek je tento účinek minimální, proto je-li potřeba podat kontrastní látku nemocnému s akutní ischemickou centrální mozkovou příhodou, použijeme vždy isoosmolární neiontovou kontrastní látku redukované dávce, zpravidla postačuje 40 ml.

Renální insuficience

Zejména hyperosmolární kontrastní látky svým nefrotoxickým účinkem mohou způsobit akutní renální insuficienci u již tangovaných ledvin. Příkladem je ischemizace ledvin při disekci aorty, dále sepse a anurie. Existující akutní nedostatečnost ledvin mohou prohloubit.

Hyperthyróza

U nemocných s hyperthyrózou zvýšený příjem jodu do organismu zapříčiňuje s odstupem 2 až 3 týdnů nárůst produkce thyroideálních hormonů a může způsobit akutní thyreotoxikózu. Takové nemocné se snažíme vyšetřit nativně.

Paraproteínémie s vylučováním Bence-Jonesovy bílkoviny

Přítomnost Bence-Jonesovy bílkoviny v moči je jen relativní kontraindikací. U těchto nemocných může způsobit vylučování kontrastní látky ledvinami precipitaci bílkoviny v tubulárním systému ledviny a způsobit renální selhání. Prevencí je důkladná hydratace nemocného před vyšetřením.

2.6.4 Příprava pacienta před intravenózním podáním kontrastní látky

Nemocný před plánovaným vyšetřením lační 4 hodiny, při urgentním vyšetření s podáním kontrastní látky je nemocný zpravidla zajištěn zavedením nazogastrické sondy. Důvodem je zabránění možné aspirace při nežádoucí reakci po podání kontrastní látky. U alergiků lze provést přípravu podáním 20 mg Prednisonu 3krát po 6

hodinách před očekávaným vyšetřením večer a ráno, případně podáním 200-300 mg Hydrokortisonu intravenózně 1 hodinu a bezprostředně před vyšetřením.

2.6.5 Farmakokinetika podání kontrastní látky

Podáme-li kontrastní látku nitrožilně, je v průběhu prvního cirkulačního cyklu uložena intravaskulárně. Během dalších cirkulačních cyklů proniká do extravaskulárního extracelulárního prostoru. Asi po třech až pěti minutách je kontrastní látka rovnoměrně zastoupena v extracelulárním kompartmentu organismu. Pouze v mozku se tak děje pomaleji, pouze v případě, že je porušena hematoencefalická bariéra, přestupuje kontrastní látka rychleji i do mozkové tkáně. V téže době asi po 3 minutách od intravenózního podání se kontrastní látka začíná vylučovat ledvinami do dutého systému. Nevylučují-li ledviny kontrastní látku, je vyloučena postupně do žlučových cest.

2.6.6 Dynamika rozdělení kontrastní látky v organismu

Žilní předfáze

Je využívána u přímého vyšetření podáním kontrastní látky do vyšetřované žíly – hlavní využití je u syndromů obstrukce horní duté žíly.

Arteriální fáze

Nastupuje u CT po žilní předfázi a redistribuce přes malý oběh – využití je u tepenného systému, ledvin, endokrinních nádorů pankreatu a jater. V orgánech povodí portální žíly je čistou arteriální fází jen časná arteriální fáze do 15 až 20 s po nástřiku. Pozdní arteriální fáze, přibližně 20 až 30 s od nástřiku, je již ovlivněna také přitékáním krve s kontrastní látkou z portálního oběhu a odpovídá časné portální fázi.

Žilní fáze

Vyšetřujeme velké žilní kmeny po předchozí recirkuraci. V žilních strukturách – dolní dutá žíla, vrátnicová žíla – se využívá náplně po redistribuci oběhem, nejlépe metodou first-pass, tedy první recirkulace po průchodu kapilární sítí. Při vyšetření jater

hovoříme o portální fázi. V portální fázi je vhodné provádět vyšetření jater a pankreatu, jako jednofázové vyšetření nebo jako druhá fáze multifázového vyšetření.

Fáze ekvilibria

Dostavuje se po rovnoměrné redistribuci kontrastní látky v distribučním objemu. Tato fáze se objevuje asi po třech až pěti minutách. Využívá se u vyšetření jater jako tzv. pozdní – delay – scan namísto dynamického vyšetření.

2.6.7 Místo podání kontrastní látky

Horní končetina

Je nejběžnějším místem aplikace kontrastní látky, intravenózně přístup kubitální žilou, jedná se o přístup vyhovující pro všechna vyšetření CT. Používáme flexibilní kanylu 20 gauge.

Dolní končetina

Podání žilou dorza nohy nebo femorální žilou, obě tyto možnosti přicházejí v úvahu buď při přímém vyšetřování žilního systému nebo při nemožnost přístupu z žil horní končetiny a také při zavedeném žilním katétru či sheathu do v. femoralis.

Centrální žilní kanyla

Podáním do centrální části žilního systému se kontrastní látka rychle ředí míšením s množstvím přitékající krve. Pro podání bolu kontrastní látky je vhodná jen vysokoprůtoková centrální kanyla.

2.6.8 Způsob podání

Manuální

Manuální způsob podání lze využít u vyšetření ve všech lokalizacích, dále je zpravidla postačující u vyšetření aorty, plicnice a u žil velkého oběhu, i ve většině případů vyšetření portální cirkulace. Nedostačující je ruční podání u CTA mozku, extrakraniálních úseků krkavic a viscerálních tepen. V indikacích CTA u diagnostiky

nádorů slinivky a jater je rovněž manuální podání kontrastní látky nevhodné. Manuální podání nezaručuje konstantní průtok, proto je stanovní cirkulačního času jen hrubě orientační.

Automatický

Automatické podání přetlakovým injektorem je vhodné ve všech indikacích, zvláště při provádění CTA. Není možné stanovit jednotná pravidla v nastavení parametrů všech vyšetření.

2.6.9 Parametry podání kontrastní látky

Cirkulační čas

Cirkulační čas je doba, za jakou je dopravena krev kardiovaskulárním systémem z jednoho bodu do druhého, neboli doba od aplikace bolu kontrastní látky po dostatečnou opacitu vyšetřované cévy. Stanovuje se nejlépe dynamickým vyšetřením na předem zvolené úrovni. Nutno mít na mysli, že se zvyšuje zátěž z vyšetření, zvláště je nutné zvažovat přítomnou či hrozící renální insuficienci, hlavně při urgentním vyšetření u těžkých stavů s anurií, disekcí aorty, sepsí.

Bolus timing

Scanuje se v jediném místě po podání menšího bolu kontrastní látky, zpravidla 10-20 ml, a z vývoje denzity ve zvolené, následně vyšetřované cévě se určí maximální opacita, a tak se určí předstih podání kontrastní látky. Tento způsob nezaručuje, že ve stanoveném čase po podání kontrastní látky přetlakovým injektorem bude náplň ve vyšetřované cévě optimální, protože organismus reaguje na podání většího množství jinak než na podání bolu 10 či 20 ml. U některých pacientů není někdy možné cirkulační čas přesně určit, proto je předstih třeba volit podle zkušeností vyšetřujícího. Obvykle je nesnadné stanovit cirkulační čas u osob s pravostrannou kardiální insuficiencí a s fibrilací síní, ale obtížně lze odhadnout předstih i u mladých osob atletického habitu. Hlavním problémem se stává reflux kontrastní látky do vena jugularis interna nebo do vena cava inferior. Předcházet refluxu se snažíme

prováděním vyšetření v lehkém nádechu. Podáváme-li kontrastní látku manuálně, je dynamické vyšetření jen hrubě orientační

Bolus tracking

Je druhý způsob rovněž založený na dynamickém scanování. Není podáván oddělený bolus, ale aplikuje se kontrastní látka požadovaným průtokem. Scanujeme ovšem na úrovni zvoleného objemu tkáně, po dosažení požadované denzity ve zvolené cévě přístroj sám začne vlastní helikální vyšetření.

Průtok

Rychlost podání se udává v ml/s, je zásadním parametrem určujícím úroveň dosažené denzity v dané cévě, hodnoty pro helikální vyšetření postačují v rozmezí 2-3 ml, pro perfúzní vyšetření jsou doporučovány i vysoké hodnoty až do 9 ml/s. Zvolením malého průtoku se kontrastní látka příliš zředí v srdci, při podání vysokého průtoku je nebezpečí prasknutí žíly, destrukce kanyly. Na cirkulaci a kvalitu může mít přehnaný průtok dvojitý efekt. Buď se vytvoří v přívodní žíle výrazný hvězdicový artefakt z utvrzení záření nebo dojde k refluxu do dolní duté či jugulární žíly. Následkem refluxu retrográdně od srdce je samozřejmě nedostatečná distribuce kontrastní látky do vyšetřované oblasti. Podáváme-li kontrastní látku manuálně, je třeba v indikacích vyšetření cév a parenchymatózních orgánů zvolit dynamické podání kontrastní látky tak, aby bylo vyšetření provedeno ve fázi před nástupem ekvilibria, tedy během prvních 40 s po nástřiku

Zpoždění scanu

Vychází z cirkulačního času, který se stanoví buď pomocí bolus timingu, nebo odhadem. Zpoždění nástřiku je nutné, aby se podaná kontrastní látka dopravila do vyšetřované oblasti. Údaje platí pro helikální vyšetření.

Objem

Objem potřebný k helikálnímu vyšetření lze snadno vypočítat vynásobením průtoku a dobou naplánovaného vyšetření. Pouze u vyšetření žilního systému, chceme-li zobrazit i artérie, prodloužíme dobu vstřiku o předstih zkrácený o 20 s. Při velkých

objemech jej lze redukovat pomocí dvoufázového vyšetření, kdy se jedno provede v arteriální fázi a druhé portální. Obě sekvence následují jedna bezprostředně za druhou během jediného nástřiku. Redukovat objem podané látky je nutné u CTA nemocných se selháním ledvin, akutní ischemií mozku a u vyšetření transplantované ledviny.

Koncentrace jodu

Použití je možné od koncentrace 200 až po 400 mg/ml, důležité je vždy dodání dostatečného množství jodu do vyšetřené struktury tak, aby byl dosažen optimální kontrast. Koncentrovanější látku užíváme při vyšetření jaterního parenchymu a aorty, v ostatních indikacích je postačující 300 mg/ml. Podání většího objemu ředěné kontrastní látky lze použít u helikálního vyšetření plicnice ředěním s fyziologickým roztokem přibližně 4:1, důvodem je snaha o minimalizování tvorby hvězdicového artefaktu z přeplnění horní duté žíly.

Směr scanování

Měl by sledovat směr tok krevního proudu ve vyšetřované cévě, například krkavice a mozek směr kaudokraniální, aorta a viscerální tepny kraniokaudální. U plicnice lze v zásadě použít oba směry, některá pracoviště upřednostňují kaudokraniální směr.

2.7 Postprocessing

2.7.1 Volba okénka

Protože obraz, v němž by byl stupni šedi pokryt celý interval Hounsfieldovy stupnice, by neposkytl dostatečný kontrast pro zobrazení detail jednotlivých tkání, je nutné z celé stupnice zahrnout do zobrazení jen vybraný interval denzit. Tkáně denzity pod úrovní dolní meze se zobrazují černě a nad úrovní horní meze bíle. Tento proces se nazývá volba okénka a je prvním předpokladem správnosti evaluace vyšetření. Okno se musí nastavit tak, aby byla dobře patrná vyšetřovaná struktura – diferencovatelná od okolních tkání, vnitřní struktura tkání musí být dostatečně

kontrastní. Hodnotíme-li cévy, musí být uvnitř lumen cévy zřetelné i nejmenší odlišnosti, zejména kvůli disekční membráně. Podobně i trámčina kosti, sklípkový systém kosti skalní nebo plicní parenchym musí mít dobře zřetelnou vnitřní strukturu. Není-li zobrazení vnitřní struktury ideální, je třeba se snažit okénkem nastavit kontrast tak, aby bylo možno odlišnosti rozpoznat. Pro jednotlivá pracoviště je vhodné dodržovat standardní nastavení okénka pro jednotlivé oblasti

Základní okénka jsou pro hodnocení zadní jámy (orientační hodnota nastavení – střed - C35, šíře – W120), horního mozku (C35, W85), kostí (C400, W1200), kanálu páteřního (C50, W350), břicha a mediastina (C0-50, W350-400) a plicního parenchymu (C600, W1600). Pro vyšetření cév je nutné okénko vždy vhodně upravit, aby náplň měla nižší sytost než kalcifikace, pro hodnocení parenchymu jater je okno vhodné zúžit na šíři do 250.

2.7.2 Multiplanární rekonstrukce – MPR

Multiplanární rekonstrukce je zobrazení vypočtené přístrojem pomocí denzity jednotlivých axiálních řezů počítačem. Kvalita závisí na šíři kolimace a na míře překrývání axiálních zdrojových řezů – na incrementu. Čím je překrývání výraznější, tím plynulejší rekonstrukce je. Optimální je překrývání o 50%. Při měření v longitudinální ose je nutné zhotovit multiplanární rekonstrukci. U rekonstrukcí zaměřených na dutinu břišní, ledviny, játra, slezinu i skelet si vystačíme s rovinnými rekonstrukcemi v základních rovinách. Protože cévy většinou neprobíhají lineárně, je velmi výhodné využít u zobrazení cév pomocí CT angiografie MPR naváděné pomocí trojrozměrné rekonstrukce.

2.7.3 Trojrozměrné rekonstrukce

Hlavními indikacemi pro zhotovení trojrozměrné rekonstrukce je vyšetření skeletu, zejména páteře a pánve včetně kyčelních kloubů. Trojrozměrné rekonstrukce používané k zobrazení cévního systému pomocí obrazů se podobají klasické arteriografii. Důvodem je jednak nutnost přehledného zobrazení anatomického uspořádání vyšetřovaného řečiště, jeho odchylného utváření a průběhu, ale také

demonstrace výsledků vyšetření pro klinické kolegy. Pro orientaci chirurga na operačním sále je pochopitelně mnohem vhodnější zobrazit patologický nález pomocí několika větších jednoduchých rekonstrukcí podobných arteriografií, než více filmů s mnoha zdrojovými obrazy. Podobně názorné je i zobrazení skeletu, především u kominutivních a jinak geometricky komplikovaných zlomenin a kloubních deformit.

2.7.4 Povrchové rekonstrukce – SSD a VE

Prostorové zobrazení se stínováním povrchu objektu připomíná fotografii. První voxel definované tkáně virtuálně odrazí dopadající světlo na svém povrchu, pomocí stínování vzniká prostorový obraz. Definice objektu je v základě dána intervalem denzit. Pro zobrazení zevního povrchu je zobrazení nazýváno SSD – shaded surface display, zobrazení vnitřního povrchu dutého orgánu se využívá pro virtuální endoskopii – VE.

2.7.5 Maximum intensity projection – MIP, minimum intensity projection MinIP

Základní, zatím nenahraditelnou, trojrozměrnou rekonstrukcí cévního systému je projekce nejvyšších denzit – MIP. Jejím principem je zobrazení podobné rentgenogramu. Pomocí algoritmu MIP se zobrazují jen nejdenznější struktury ve směru virtuální projekce. Pro odstranění rušivé superprojekce je nutné pomocí softwaru subtrahovat kostní či jiné denzní struktury. Odstranění kalcifikací není žádoucí – hodnocení stenóz je prováděno na zdrojových řezech. Definování struktur určených k odstranění z obrazu MIP se děje stejným procesem jako definování tkání pro SSD trojrozměrnou rekonstrukci. Opakem MIP je MinIP, kdy je jako nosná denzita zvolena denzita nejnižší, využitelná je u zobrazení tracheobronchiálního stromu.

2.7.6 Volume rendering technigue – VRT

V současné době se stále více prosazuje volumové zobrazení, jde vlastně o hybridní rekonstrukci mezi MIP a SSD. Jednotlivé tkáně se nadefinují intervalově jako

SSD a přiřadí se jim v určité barvě zobrazení typu MIP, přičemž intenzita barvy odpovídá denzitě zobrazeného objektu.

2.8 Základy strategie vyšetření multidetektorovým CT – MDCT

2.8.1 Expozice

Podobně jako u jiných přístrojů volíme hodnoty kV. Odlišná je předvolba nastavení proudu. Multidetektorové přístroje jsou standardně vybaveny funkcí, která optimalizuje dávku. Dávka je charakterizovaná tzv. efektivní hodnotou mAs, která může být i výrazně nižší než původní nastavení proudu. Tato optimalizační funkce zásadně ovlivňuje dávku především v oblasti hrudníku a pánve. Nároky na množství záření jsou také velmi snižené důvodu vysoce citlivých detektorů s rychlým vyhasínáním, pracovní hodnoty proudu u nízkodávkových vyšetření dosahují někdy jen 20 mAs.

2.8.2 Kolimace

Kolimaci je možno volit zpravidla v násobcích nejužší možné kolimace. U přístroje čtyřvrstvého je to 1 – 2 – 4 – 8 mm, u přístroje šestnáctivrstvého 0,75 a 1,5 mm. Novou koncepcí mají také přístroje dvouvrstvé, jejichž způsob rekonstrukce obrazu a ovládatelné prvky vycházejí z koncepce multidetektorového vyšetřování, nikoliv jen ze zdvojení helikálního vyšetření, jak tomu bylo u prvního dvoudetektorového helikálního přístroje. Při použití vyšších kolimací se užší řady detektorů spojují a jsou registrovány jako jedna řada o šíři 2 mm. Snahou je použít co nejjemnější kolimaci abychom přiblížili rozměr Z voxelu rozměrům X a Y. Získáme tak izotropní pole dat, jehož voxel má kubický tvar. Takto můžeme data použít k rekonstrukci stejně kvalitního obrazu v jakékoliv rovině při věrném zobrazení prostoru.

2.8.3 Rychlost posunu stolu a faktor stoupání (pitch)

Rychlost posunu stolu vztažená ke kolimaci i při multidetektorovém vyšetření udává strmost stoupání šroubovice, kterou opisuje detektorová řada kolem osy posunu stolu. Praktičtější je u multidetektorového přístroje uvádět nominální kolimaci a posun stolu. Důvodem je to, že datové stopy tvoří soustavu šroubovic s posunem fáze a že jejich soustava se pohybuje vlastně pomaleji než jednotlivá šroubovice. Potom faktor stoupání pro jedinou datovou stopu má jinou hodnotu než faktor stoupání pro celou soustavu. Výrobci udávaný tzv. efektivní pitch je vlastně faktor stoupání pro jednu datovou stopu. Proto je u čtyřvrstvého přístroje udáván efektivní faktor stoupání až 8 a u šestnáctivrstvého přístroje faktor stoupání až 32. Pro celou soustavu šroubovic jde však jen o faktor stoupání 2.

2.8.4 Perioda rotace a zobrazení

Rotační perioda se pohybuje u multidetektorových přístrojů mezi 420 až 750 ms. Společně s rychlým posunem stolu má urychlení doby jedné otáčky detektorové soustavy za následek výrazné urychlení celého vyšetření. Omezí se negativní vliv volních i mimovolních pohybů těla i tkání na kvalitu zobrazení.

Perioda zobrazení je údaj, který ukazuje za jakou dobu byla pořízena data potřebná k rekonstrukci jednoho obrazu, má zásadní vliv na zobrazení srdce a velkých cév a také na zobrazení plicního parenchymu naléhajícího na srdce. Periodu zobrazení můžeme ovlivnit pomocí současné registrace záznamu EKG. Používají se dvě metodiky EKG triggering a EKG gating.

2.8.5 EKG triggering a gating

Metodika triggering se řadí mezi primární skenovací parametry. Používá se hradlování expozice, která je vždy spuštěna v okamžik odeznění vlny T potenciálu EKG, pak jsou načtena data v době relativního klidu myokardu ve fázi diastoly. Expozice je vypnuta s nástupem vlny P. Takové zobrazení srdce je v podstatě statické.

Gating v sobě spojuje prvky primárního skenovacího parametru a parametru sekundárního rekonstrukčního. Princip metodiky spočívá v současné akvizici dat detektorovou soustavou a EKG potenciálu. Pomocí zpětné interpolace jsou selektována data v různých fázích srdečního cyklu a je tak možno rekonstruovat dynamický pohyb srdce a srdečních struktur.

2.8.6 Rekonstrukce šíře vrstvy

Protože jsou data načítána z datových stop daných velmi úzkou kolmáci, vzniklo by rekonstrukcí obrazů ve stejné šířce jako je kolimace značné množství axiálních obrazů. Toto množství je velmi nesnadné hodnotit a rovněž kvalita zobrazení měkkých tkání není vyšší než u vrstev šíře 3 – 5 mm. Rekonstruují se proto vrstvy širší než je nominální kolimace. Tenké vrstvy se používají k rekonstrukci obrazů v jiných rovinách. Zobrazení v jiných rovinách je při akvizici izotropního pole dat stejně kvalitní jako v jiných rovinách.

2.8.7 Vícenásobná rekonstrukce dat s odlišnými parametry

S ohledem na vyšetřovaný orgán či anatomickou oblast je možno rekonstruovat obrazy s odlišnými parametry. Rozdílně je možno zvolit rekonstrukční algoritmus – například při vyšetření hrudníku pro plicní tkáň a pro kosti jedním a jiným pro mediastinum. Další možností je rekonstrukce širších vrstev bez překrývání pro přehledné zobrazení parenchymatózních orgánů nebo mozku. Jinou rekonstrukci potřebujeme pro zpracování dat ve všech rovinách prostoru pro získání kvalitních multiplanárních a trojrozměrných rekonstrukcí. U izotropního pole dat nám postačí rekonstruovat jen nejužší možné vrstvy, u pole dat s voxelem nikoli kubickým je vhodné překrývání vrstev o 1/2 až o 2/3.

2.8.8 Postprocessing

Úloha postprocessingových metod je u evaluace MDCT mnohem významnější než u běžného helikálního vyšetření. Vychází z principů multiplanární a prostorové

rekonstrukce. Velký význam mají především multiplanární rekonstrukce v základních rovinách kolmých na axiální rovinu. Můžeme takto rekonstruovat vlastně nové série obrazů podobných magnetické rezonanci nebo naopak zrekonstruovat HRCT zobrazení v koronární a sagitální rovině. Podobně jako u rekonstrukce axiálních obrazů můžeme zvolit různou šířku vrstvy zobrazení

3. Výzkumná část

1.) Příprava a vyšetření pacienta na CT

Toto CT je umístěno na Radiologické klinice VFN. Zaměřil jsem se na vyšetření CT břicha a malé pánve. Vybral jsem si vzorek 100 pacientů, u nichž jsem provedl porovnání času vyšetření a z tohoto vzorku jsem také určil průměrný čas vyšetření (viz. tabulka č.1)

V tabulce jsou uvedeny hodnoty časů jednotlivých fází vyšetření. Všechny tyto časy jsou uvedeny v minutách.

Pro lepší srovnání času potřebného na vyšetření pacienta jsem si vytvořil časový snímek [3] vyšetření pacienta. Vyšetření jsem rozdělil do čtyř základních fází. První fází jsem pojmenoval **příprava pacienta**. Tato fáze zahrnuje příchod pacienta do převlékací kabinky a jeho uložení na vyšetřovací stůl. Druhou fází jsem pojmenoval **kontrast** a do této fáze jsem zahrnul přípravu a injekční podání kontrastní látky. Třetí fáze je **scan**. V této fázi je zahrnut pre-scan, výběr samotného pole pro vyšetření důležitého a posléze i výpočet 3-D zobrazení a uložení dat. Čtvrtou fází jsem pojmenoval **odchod pacienta**. V této fázi je zohledněn odchod pacienta z vyšetřovacího lůžka zpět do převlékací kabinky.

Tabulka č.1 - CT břicha a malé pánve; Siemens Somatom Sensation 16

	<i>příprava pacienta</i>	<i>kontrast</i>	<i>scan</i>	<i>odchod pacienta</i>	<i>celkový čas</i>
<i>pacient č.1</i>	4	4	3	4	15
<i>pacient č.2</i>	2	3	3	3	11
<i>pacient č.3</i>	1	3	3	1	8
<i>pacient č.4</i>	3	2	3	3	11
<i>pacient č.5</i>	5	3	3	5	16
<i>pacient č.6</i>	2	5	3	2	12
<i>pacient č.7</i>	4	2	3	3	12
<i>pacient č.8</i>	3	3	3	3	12
<i>pacient č.9</i>	1	3	3	2	9
<i>pacient č.10</i>	2	4	3	2	11

	<i>příprava pacienta</i>	<i>kontrast</i>	<i>scan</i>	<i>odchod pacienta</i>	<i>celkový čas</i>
<i>pacient č.11</i>	2	3	3	4	12
<i>pacient č.12</i>	3	2	3	3	11
<i>pacient č.13</i>	4	5	3	3	15
<i>pacient č.14</i>	1	2	3	2	8
<i>pacient č.15</i>	1	3	3	2	12
<i>pacient č.16</i>	5	2	3	4	14
<i>pacient č.17</i>	2	1	3	3	9
<i>pacient č.18</i>	3	4	3	2	12
<i>pacient č.19</i>	5	2	3	3	13
<i>pacient č.20</i>	1	2	3	2	8
<i>pacient č.21</i>	4	3	3	3	13
<i>pacient č.22</i>	2	1	3	3	9
<i>pacient č.23</i>	3	4	3	5	15
<i>pacient č.24</i>	4	4	3	3	14
<i>pacient č.25</i>	2	2	3	2	9
<i>pacient č.26</i>	3	3	3	4	13
<i>pacient č.27</i>	3	2	3	4	12
<i>pacient č.28</i>	4	4	3	4	15
<i>pacient č.29</i>	5	4	3	6	18
<i>pacient č.30</i>	6	2	3	5	16
<i>pacient č.31</i>	2	4	3	3	12
<i>pacient č.32</i>	4	3	3	2	12
<i>pacient č.33</i>	3	1	3	2	9
<i>pacient č.34</i>	5	4	3	3	15
<i>pacient č.35</i>	6	3	3	2	14
<i>pacient č.36</i>	2	3	3	3	11
<i>pacient č.37</i>	1	2	3	2	8
<i>pacient č.38</i>	5	3	3	3	14
<i>pacient č.39</i>	4	5	3	4	16
<i>pacient č.40</i>	4	2	3	3	12

	<i>příprava pacienta</i>	<i>kontrast</i>	<i>scan</i>	<i>odchod pacienta</i>	<i>celkový čas</i>
<i>pacient č.41</i>	4	3	3	4	14
<i>pacient č.42</i>	3	3	3	4	13
<i>pacient č.43</i>	2	4	3	3	12
<i>pacient č.44</i>	5	3	3	2	13
<i>pacient č.45</i>	4	2	3	3	12
<i>pacient č.46</i>	6	5	3	4	18
<i>pacient č.47</i>	1	2	3	2	8
<i>pacient č.48</i>	3	3	3	2	11
<i>pacient č.49</i>	3	2	3	2	10
<i>pacient č.50</i>	4	1	3	3	11
<i>pacient č.51</i>	4	4	3	4	15
<i>pacient č.52</i>	2	2	3	3	10
<i>pacient č.53</i>	1	2	3	1	7
<i>pacient č.54</i>	3	3	3	3	12
<i>pacient č.55</i>	5	1	3	5	14
<i>pacient č.56</i>	2	4	3	2	11
<i>pacient č.57</i>	4	4	3	3	14
<i>pacient č.58</i>	3	2	3	3	11
<i>pacient č.59</i>	1	3	3	2	9
<i>pacient č.60</i>	2	2	3	2	9
<i>pacient č.61</i>	2	4	3	4	13
<i>pacient č.62</i>	3	4	3	3	13
<i>pacient č.63</i>	4	2	3	3	12
<i>pacient č.64</i>	1	4	3	2	10
<i>pacient č.65</i>	1	3	3	2	9
<i>pacient č.66</i>	5	1	3	4	13
<i>pacient č.67</i>	2	4	3	3	12
<i>pacient č.68</i>	3	3	3	2	11
<i>pacient č.69</i>	5	3	3	3	14
<i>pacient č.70</i>	1	2	3	2	8

	<i>příprava pacienta</i>	<i>kontrast</i>	<i>scan</i>	<i>odchod pacienta</i>	<i>celkový čas</i>
<i>pacient č.71</i>	4	3	3	3	13
<i>pacient č.72</i>	2	5	3	3	13
<i>pacient č.73</i>	3	2	3	5	13
<i>pacient č.74</i>	4	3	3	3	13
<i>pacient č.75</i>	2	3	3	2	10
<i>pacient č.76</i>	3	4	3	4	14
<i>pacient č.77</i>	3	3	3	4	13
<i>pacient č.78</i>	4	2	3	4	13
<i>pacient č.79</i>	5	5	3	6	19
<i>pacient č.80</i>	6	2	3	5	16
<i>pacient č.81</i>	2	3	3	3	11
<i>pacient č.82</i>	4	2	3	2	11
<i>pacient č.83</i>	3	1	3	2	9
<i>pacient č.84</i>	5	4	3	3	15
<i>pacient č.85</i>	6	2	3	2	13
<i>pacient č.86</i>	2	2	3	3	10
<i>pacient č.87</i>	1	3	3	2	9
<i>pacient č.88</i>	5	1	3	3	12
<i>pacient č.89</i>	4	4	3	4	15
<i>pacient č.90</i>	4	4	3	3	14
<i>pacient č.91</i>	4	2	3	4	13
<i>pacient č.92</i>	3	3	3	4	13
<i>pacient č.93</i>	2	2	3	3	10
<i>pacient č.94</i>	5	4	3	2	14
<i>pacient č.95</i>	4	4	3	3	14
<i>pacient č.96</i>	6	2	3	4	15
<i>pacient č.97</i>	1	4	3	2	10
<i>pacient č.98</i>	3	3	3	2	11
<i>pacient č.99</i>	3	1	3	2	9
<i>pacient č.100</i>	4	2	3	3	12

V tabulce č.1 jsou uvedeny hodnoty časů jednotlivých fází vyšetření. Všechny tyto časy jsou uvedeny v minutách.

Výpočet průměrného času vyšetření:

$$T = \frac{\sum_1^{100} \text{celkovy..pocet..vysetreni}}{\text{pocet..pacientu}} = \frac{1214}{100} = 12,14 \text{ min}$$

Průměrný čas vyšetření $T = 13$ minut. Tento výsledek jsem získal jako aritmetický průměr jednotlivých hodnot vyšetření po jeho zaokrouhlení.

Teoreticky by bylo možné provést 4 vyšetření za hodinu, to by při deseti hodinové pracovní době znamenalo 40 vyšetřených denně, 280 vyšetřených týdně a 14560 vyšetřených ročně.

V praxi se ale provádí pouze 2 vyšetření za hodinu, denně přibližně 20 vyšetření, ročně se provede kolem 7000 vyšetření

2.) Zpracování a vyhodnocení vyšetření

Jako druhou část své práce jsem se zaměřil na zpracování a vyhodnocení vyšetření. Jak jsem uvedl již v předchozí části, prvotní zpracování snímků probíhá ihned po vyšetření. Počítač za pomoci pořízených snímků dopočítá zbylé roviny a vytvoří z nich i 3-D projekci a uloží na svých paměťových médiích.

Po této fázi nastupuje lékař. Ten má možnost na pracovní stanici, ta je oddělena od pracovního pultu, což zaručuje klid a soustředění na práci, kde si všechny tyto snímky může prohlížet a pracovat s nimi. Během prohlížení snímků má lékař možnost vybírat snímky, které posléze může odeslat na tiskárnu a tyto snímky vytisknout přímo na svém pracovišti. Má taktéž možnost zvolit si formát fotofilmu i rozvržení snímků na filmu.

Během mého pobytu na pracovišti jsem přihlížel těmto vyhodnocovacím procesům. Zjistil jsem, že toto zpracování a vyhodnocení vyšetření je velice složitá a

odborná práce. Průměrná doba zpracování vyšetření se pohybuje kolem třiceti minut, u složitějších vyšetření může takovéto zpracování trvat samozřejmě déle, já jsem absolvoval vyšetření trvající jednu hodinu.

Vzhledem k tomu že na tomto pracovišti je pouze jedna vyhodnocovací stanice, je zpracovávání výsledků značně omezené, v praxi to znamená provést maximálně dvě vyhodnocení výsledků za hodinu, v případě složitějších vyšetření ještě méně. Myslím si že pořízení druhé vyhodnocovací stanice je nutnost, a prakticky jediné řešení jak zefektivnit práci oddělení a zlepšit i komfort a kvalitu péče jak pro pacienty tak i pro lékaře.

4. Závěr

Průměrná doba vyšetření na přístroji Siemens Somatom Sensation 16 je třináct minut. Za jednu hodinu je možné na přístroji provést 4 vyšetření, za jeden den 40 vyšetření, za jeden rok by teoreticky bylo možné provést 14 560 vyšetření

V praxi se ovšem provádějí pouze 2 vyšetření za hodinu, 20 vyšetření denně a přibližně kolem 7 000 vyšetření za rok.

Tímto zjištěním se zabývá druhá část mé práce. Ta pojednává o zpracovávání a vyhodnocování výsledků vyšetření. Tato činnost je časově velice náročná. Zjistil jsem že zpracování a vyhodnocení jednoho vyšetření, může v závislosti na složitosti diagnózy jednotlivých pacientů, trvat přibližně 30 minut, ale u také 1 hodinu.

Toto pracoviště je vybaveno pouze jednou vyhodnocovací stanicí. Myslím si, že to zásadním způsobem prodlužuje vyhodnocovací proces. Navíc se tím zdržuje práce i ostatních zaměstnanců , kteří jsou nuceni čekat až na stanovení diagnózy lékařem.

Mé hlavní optimalizační řešení provozu se týká právě této vyhodnocovací stanice. Myslím, že pořízení další stanice by nejen zrychlilo práci,ale hlavně by i zvýšilo komfort na pracovišti. Vzhledem k pořizovací ceně této stanice, pohybující se kolem 3 miliónů korun, a předpokládanému nárůstu počtu pacientů, by její pořízení neměl být problém. Hlavně díky zvýšené vytiženosti pracoviště si myslím, že by se tato investice rychle vrátila.

Dalším optimalizačním řešením by dle mého názoru mohlo být zavedení elektronického objednávání pacientů, alespoň v rámci nemocnice. I toto opatření zvýší rychlost a komfort pracoviště.

Seznam použité literatury

- [1] Jiří Ferda, Milan Novák, Boris Kreuzberg: Výpočetní tomografie, 1. vydání, Nakladatelství Galén 2002
- [2] Josef Chaloupka : Rentgenové diagnostické systémy, 2. vydání, Střední průmyslová škola elektrotechnická, 1997
- [3] Jan Jandourek: Úvod do sociologie, 1. vydání, Nakladatelství Portál, 2003

Další zdroje:

- Ministerstvo zdravotnictví, www.mzcr.cz
- Všeobecná zdravotní pojišťovna České republiky, www.vzp.cz
- Oborová zdravotní pojišťovna zaměstnanců bank, pojišťoven a stavebnictví, www.ozp.cz