

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav zobrazovacích metod

Bc. Daniela Mrozková

**Optimalizace dávkových parametrů
na CT – iterativní rekonstrukce**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Kateřina Sukopová

Olomouc 2021

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně
a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 14.5.2021

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěla poděkovat MUDr. Kateřině Sukopové za profesionální a odborné vedení mé práce, za její trpělivost a cenné rady.

Poděkování patří také všem mým kolegům radiodiagnostického oddělení Karvinské hornické nemocnice za podporu, toleranci a spolupráci.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Optimalizace dávkových parametrů na CT – iterativní rekonstrukce

Název práce: Optimalizace dávkových parametrů na CT – iterativní rekonstrukce

Název práce v AJ: Optimization of dose parameters for CT – iterative reconstruction

Datum zadání: 2020-01-31

Datum odevzdání: 2021-05-14

Vysoká škola: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd

Ústav: Ústav zobrazovacích metod

Autor práce: Bc. Daniela Mrozková

Vedoucí práce: MUDr. Kateřina Sukopová

Abstrakt v ČJ: Diplomová práce je zaměřena na optimalizaci radiační zátěže při vyšetření počítačovou tomografií. V práci je srovnáván princip filtrované zpětné projekce s iterativní rekonstrukcí. V teoretické části je rozebráno rentgenové záření, radiační ochrana a počítačová tomografie. V praktické části byly vysvětleny rozdíly mezi filtrovanou zpětnou projekcí a iterativní rekonstrukcí. Zároveň bylo prokázáno snížení radiačního ozáření při použití iterativní rekonstrukce.

Abstrakt v AJ: The diploma thesis is focused on the optimization of radiation exposure during computed tomography. The work compares the principle of filtered back projection with iterative reconstruction. The theoretical part deals with X-rays, radiation protection and computed tomography. In the practical part, the differences between filtered back projections and iterative reconstruction were explained. At the same time a reduction in radiation exposure was demonstrated when using iterative reconstruction.

Klíčová slova v ČJ: Ionizující záření, optimalizace, radiační ochrana, počítačová tomografie, filtrovaná zpětná projekce, iterativní rekonstrukce

Klíčová slova v AJ: Ionizing radiation, optimization, radiation protection, computed tomography, filtered back projection, iterative reconstruction

Rozsah: 90 stran

OBSAH

ÚVOD	8
1 RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ.....	9
1.1 Vznik a vlastnosti záření.....	9
1.1.1 Brzdné záření.....	10
1.1.2 Charakteristické záření.....	10
1.2 Interakce rentgenového záření s pacientem	11
1.2.1 Fotoefekt	11
1.2.2 Comptonův rozptyl.....	11
1.3 Biologické účinky ionizujícího záření	12
1.3.1 Stochastické účinky	12
1.3.2 Deterministické účinky.....	13
1.3.2.1 Časné deterministické účinky	13
1.3.2.2 Pozdní deterministické účinky.....	14
2 RADIAČNÍ OCHRANA	16
2.1 Principy radiační ochrany před IZ	16
2.2 Způsoby radiační ochrany před ionizujícím zářením.....	17
2.3 Monitorování.....	18
2.3.1 Referenční úrovně	19
2.3.2 Osobní monitorování	19
2.4 Veličiny a jednotky v dozimetrii a radiační ochraně	20
3 POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIE.....	22
3.1 Generace CT.....	23
3.2 Součásti počítačové tomografie.....	24
3.2.1 Gantry	24
3.2.2 Detektory ionizujícího záření	25
3.2.2.1 Plynové detektory	25
3.2.2.2 Scintilační detektory	26
3.2.3 Řídící počítač.....	26
3.2.4 Ovládací pult.....	26
3.3 Princip CT skenování	27
3.4 Parametry vyšetřovacího protokolu	29
3.4.1 Primární (skenovací) parametry	29
3.4.2 Sekundární (obrazové) parametry.....	30
3.5 Dávka při CT vyšetření.....	30

3.6 Metody rekonstrukce CT obrazu.....	31
3.6.1 Iterativní rekonstrukce.....	31
3.6.2 Filtrovaná zpětná projekce	32
3.6.2.1 Radonova transformace.....	33
3.6.2.2 Princip filtrované zpětné projekce.....	35
3.6.3 Vývoj iterativních rekonstrukcí.....	36
3.6.4 Výhody a nevýhody iterativní rekonstrukce	39
PRAKTICKÁ ČÁST.....	40
4 METODIKA VÝZKUMU	41
4.1 CT břicha a malé pánve	43
5 VÝSLEDKY VÝZKUMU	58
6 DISKUZE.....	82
7 ZÁVĚR.....	83
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	84
SEZNAM OBRÁZKŮ	86
SEZNAM ZKRATEK.....	87
SEZNAM GRAFŮ.....	89
SEZNAM TABULEK	90

ÚVOD

Důležitou součástí moderní medicíny jsou zobrazovací metody. Mimořádný diagnostický přínos, který stále vzrůstá, má výpočetní tomografie. Ta je významnou součástí diagnostiky onkologických onemocnění, traumat, neurologických onemocnění, atd. Vzhledem k přibývajícimu počtu vyšetření prováděných pomocí počítačové tomografie, jsem se v diplomové práci zaměřila na snížení radiační dávky záření při vyšetření onkologicky nemocných pacientů, kteří měli indikováno stagingové CT vyšetření břicha a malé pánve, plic. Výrobci počítačových tomografií slibují snížení radiační zátěže při použití iterativních rekonstrukcí. Zajímalo mě, o kolik procent se průměrně sníží dávka při použití iterativní rekonstrukce v porovnání s běžně a nejčastěji používanou filtrovanou zpětnou projekcí.

Druhou velice důležitou otázkou je, zda se při snížení dávkových parametrů nesníží i kvalita snímků a zda bude dostačující jejich diagnostický přínos.

1 RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ

Ionizující záření je takové, které vyvolává ionizaci, při níž vznikají ionty uvolněním elektronů z atomového obalu.

Ionizující záření dělíme do dvou skupin:

- a) přímo ionizující, kde patří protony, elektrony, deuterony, alfa částice a těžké kovy
- b) nepřímo ionizující, zde řadíme rentgenové a gama záření, neutrony

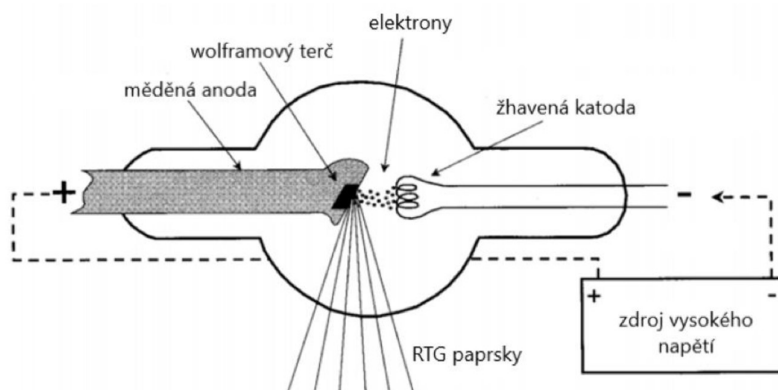
Ionizující záření dělíme podle charakteru na:

- a) Částicové (korpuskulární)
- b) Elektromagnetické (Súkupová, 2018, s. 40)

1.1 Vznik a vlastnosti záření

Rentgenové záření je elektromagnetické záření, které má velmi krátkou vlnovou délku o vysoké frekvenci. Je neviditelné a šíří se rychlostí světla přímočaře. Při průchodu rentgenového záření látkou, jeho intenzita slábne se čtvercem vzdálenosti od zdroje záření.

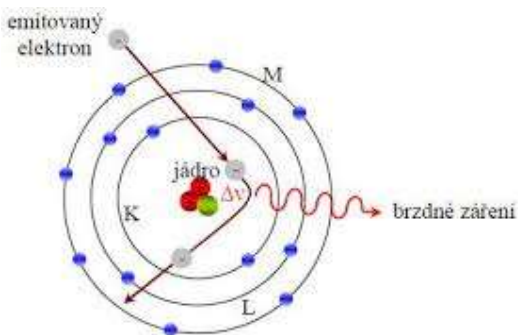
Zdrojem rentgenového záření je rentgenka – skleněná vakuová trubice, zapojená do obvodu s vysokým napětím 20 – 200 kV, uložená v olověném krytu. Z rozžhavené katody jsou emitovány elektrony o vysoké hmotnosti, které jsou urychlovány silným elektrickým polem. Elektrony prudce zabrzdí dopadem na anodu a jejich malá část kinetické energie se přemění na záření brzdné a charakteristické a zbytek se přemění na teplo. (Súkupová, 2018, s. 27)



Obrázek č. 1: Schéma rentgenky
(Hušák, 2009, s. 31)

1.1.1 Brzdné záření

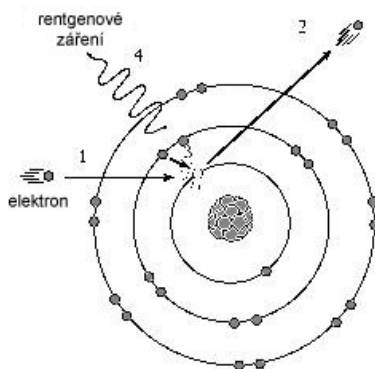
Převažujícím typem záření vznikajícího v rentgence je brzdné záření. Vzniká při zpomalení letícího elektronu v blízkosti jádra atomu, které je kladně nabitě. Záporně nabitý elektron změni směr letu a zpomalí. Rozdíl této energie je přeměněn na záření různých frekvencí. Čím větší je energie elektronu a čím blíže se k jádru dostane, tím větší bude energie vzniklého RTG záření. Tato energie rentgenového záření je rovna 1%, zbytek se přemění na teplo. Spektrum brzdného záření je spojitě. (Súkupová, 2018, s. 41)



Obrázek č. 2: Brzdné záření
(Súkupová, 2018, s. 41)

1.1.2 Charakteristické záření

Charakteristické záření vzniká při srážce letícího elektronu s elektronem z obalu atomu na anodě. Při této srážce dochází k vyražení elektronu na vnitřní slupce a vznikne tzv. „díra“. Ta je následně zaplněna elektronem z vyšší slupky, při níž se uvolní množství energie ve formě fotonu RTG záření. Spektrum charakteristického záření je čárové. (Súkupová, 2018, s. 43)



Obrázek č. 3: Charakteristické záření
(Seidl, 2012, s. 29)

1.2 Interakce rentgenového záření s pacientem

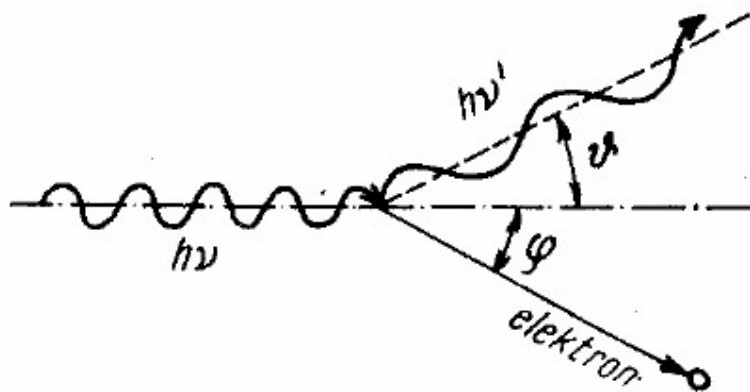
Rentgenové záření může s jinou látkou interagovat různými způsoby. Vzhledem k energiím fotonů užívaných v radiodiagnostice o energii 20 – 510 keV interaguje s látkou hlavně těmito dvěma způsoby:

1.2.1 Fotoefekt

„Foton předá veškerou svou energii elektronu pevně vázaného na jedné z vnitřních slupek elektronového obalu. Elektron je z elektronového obalu uvolněn a prázdnou pozici na dané slupce ihned obsadí elektron z některé z vyšších slupek. Přebytečná energie při přechodu elektronu z vyšší slupky na nižší se uvolní nejčastěji ve formě charakteristického rentgenového záření. Prostřednictvím tohoto procesu tedy dochází ve tkáni k úplné absorpci fotonu ionizujícího záření. Uvolněný fotoelektron se dále pohybuje prostřednictvím (tkání) a způsobuje podél své dráhy ionizace a excitace.“
(Hušák, 2009, s. 13)

1.2.2 Comptonův rozptyl

„Foton interaguje se slabě vázaným elektronem na vnější slupce elektronového obalu a předá mu pouze část své energie. Z valenční sféry se uvolňuje elektron, který získá část energie primárního fotonu ve formě kinetické energie. Foton pokračuje v letu, avšak ve směru rozdílném od směru primárního fotonu a s energií nižší, než má primární foton.“ (Hušák, 2009, s. 13)



Obrázek č. 4: Comptonův rozptyl
(Súkupová, 2018, s. 52)

1.3 Biologické účinky ionizujícího záření

Biologické účinky ionizujícího záření jsou velmi důležitým rizikovým faktorem radiodiagnostických metod. Obor, který se zabývá účinkem záření na živé organismy, nazýváme radiobiologie. Úroveň biologického působení ionizujícího záření se odvíjí od účinku tohoto záření na:

a) úroveň molekulární – radiační poškození vzniká v jádře buňky, kde dochází k poškození molekuly DNA

b) úroveň buněčná – poškození DNA se projeví ztrátou schopnosti dalšího dělení, nebo mutací genetické informace buňky, nebo úplnou ztrátou životních funkcí

c) úroveň tkáňová – fatálně poškozené buňky jsou odstraněny a nahrazeny jinými. Při poškození velkého množství dochází ke ztrátě funkce tkáně jako celku.

d) úroveň organismu – dělíme na genetické a somatické změny

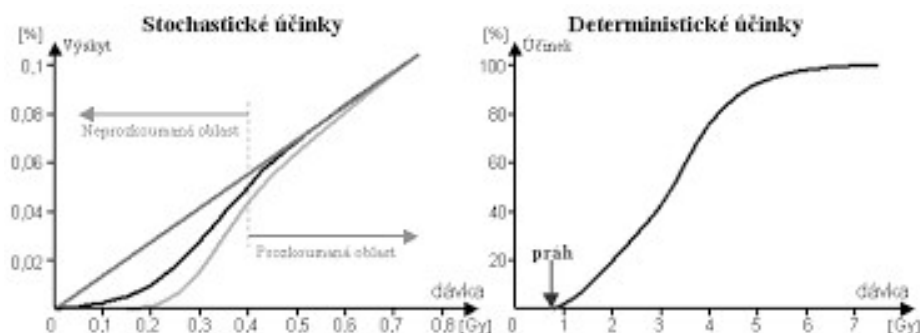
- Genetické změny se přenášejí do další generace, mohou se projevit poruchami ve vývoji plodu.
- Somatické změny se projevují přímo u nositele v ozářené tkáni, jsou příčinou nádorových mutací a v důsledku mohou vést ke smrti organismu.

(Hušák, 2009, s. 35)

1.3.1 Stochastické účinky

„Jelikož již jediná ionizace může způsobit poškození DNA v buněčném jádru, a nízká dávka rentgenového nebo gama záření představuje milióny ionizací, předpokládá se, že pro stochastické účinky neexistuje dávkový práh. Ke stochastickým účinkům patří vznik zhoubných nádorů (leukémie, sarkomů) a genetické účinky. Stochastické účinky jsou charakterizovány tím, že jsou bezprahové, každé zvýšení dávky je spojeno s úměrným zvýšením pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků. Frekvence výskytu se zvyšuje s dávkou, avšak jejich závažnost nikoliv, stupeň malignity nádoru vyvolaného ionizujícím zářením nezávisí na dávce. Lze předpovědět vzestup těchto účinků v ozářené populaci, ale není možné rozpoznat v každém jednotlivém případě, zda se jedná o následek ozáření. Nádory a genetická poškození se neliší od obdobných poruch zdraví spontánně vznikajících v neozářené populaci. Účinek opakovaných dávek je aditivní, tj. stochastické účinky spojené s jednotlivými dávkami obdržnými v různých časech např. během jednoho roku se sčítají.“
(Hušák, 2009, s. 39)

Stochastické účinky nazýváme jako bezprahové, protože nemají prahovou mez. Výskyt těchto účinků je u každého jedince nepředvídatelný. Pravděpodobnost výskytu účinků stoupá s dávkou. (Hušák, 2009, s. 39)



Obrázek č. 5: Biologické účinky záření
(Hušák 2009, s. 38)

1.3.2 Deterministické účinky

„Vznikají až tehdy, překročí-li dávka záření určitý práh, který je u různých tkání různý, proto se tyto účinky nazývají někdy prahové. Příčinou je ozáření podstatné části buněk dané tkáně. S rostoucí dávkou v oblasti nad prahem stoupá procento poškozených jedinců a rovněž závažnost poškození. Účinek vzniká krátce po ozáření v průběhu několika dnů až týdnů, proto se tyto účinky charakterizují jako časné. Mohou existovat obnovné procesy biologického poškození zvané reparace. Nachází-li se dávka v těle nebo v orgánech pod prahem vzniku deterministických účinků, tyto účinky nenastanou – díky tomu je radiační ochrana před deterministickými účinky poměrně jednoduchá.“ (Hušák, 2009, s. 39)

Aby mohlo k projevům deterministických účinků dojít, musí dávka ozáření dosáhnout určitého prahu. Mezi deterministické účinky patří: akutní nemoc z ozáření, zákal oční čočky (katarakta), akutní lokální poškození, poškození fertility, poškození embrya či plodu. Vzhledem k časovému nástupu dělíme tyto účinky na časné a pozdní.

1.3.2.1 Časné deterministické účinky

Akutní nemoc z ozáření

Tato nemoc vzniká po jednorázovém ozáření celého těla dávkou 1Gy a více. V závislosti na výši dávky, může mít akutní nemoc z ozáření 3 stádia.

Hematologická dřevňová forma vzniká od několika minut až hodin po ozáření dávkou 3 – 4 Gy. V prvních dnech se tato forma projevuje nauzeou, bolestí hlavy, zvýšenou teplotou, průjmem a dehydratací. Poté přichází období bez příznaků, které trvá 1 – 2 týdny. Toto období přechází do vlastního onemocnění, které vede k sepsi a krvácení do sliznic. Důvodem těchto změn je likvidace krvevorných orgánů. Pokud dávka nebyla příliš vysoká, dochází po 6 – 8 týdnech postupné zlepšení.

Střevní forma vzniká po celotělové dávce 6 – 15 Gy a potíže vystoupí 4. – 6. den po ozáření. Jsou charakterizovány prudkými krvavými průjmy, následnou dehydratací a krvácením do gastrointestinálního traktu.

Neuropsychická forma vzniká při dávce 20 Gy. Dochází k srdečnímu selhání, metabolickému rozvratu, křečím, dezorientaci až kómatu. Při dávce vyšší než 50 Gy nastává smrt během několika hodin nebo dnů. (Hušák, 2009, s. 36)

Akutní lokální poškození

K lokálnímu poškození dochází nejčastěji při radiačních nehodách. „*Byl-li zářič při nehodě v blízkosti povrchu těla nebo dokonce v přímém kontaktu s ním, je z důvodu poklesu dávky se čtvercem vzdálenosti hodnota dávky v kůži podstatně vyšší než v kterékoli tkáni ozářeného těla.*“ (Klener, 1988, s. 84)

K jak velkému poškození kůže dojde, závisí na velikosti dávky, na druhu záření a velikosti pole.

Rozlišujeme 3 stupně poškození:

1. stupeň – **Erytematózní dermatitis** se projevuje v prvních hodinách při dávce od 2 Gy a bývá přehledný. Nastupuje bezpříznakové období latence a kolem 3. týdne se projeví zánětlivým zarudnutím a ztrátou ochlupení.
2. stupeň – **Deskvamativní dermatitis** vzniká při ozáření dávkou okolo 20 Gy. Objevují se puchýře a jejich odlučováním vzniká infekce, která způsobuje plošné mokvání.
3. stupeň – **Nekrotická forma dermatitidy** vzniká při dávce 50 Gy. Vytváří se vředy až nekróza, které se velmi těžce hojí. (Hušák, 2009, s. 36)

1.3.2.2 Pozdní deterministické účinky

Zákal oční čočky „*může vzniknout po jednorázovém ozáření dávkou vyšší než 1,5 - 2 Gy nebo po dlouhodobé profesionální expozici s prahem na úrovni 2 - 4 Gy (doba latence alespoň 2 roky)*“ (Hušák, 2009, s. 37)

Chronická radiační dermatitida bývala častým nálezem radiologických lékařů při ozáření jejich rukou v primárním svazku, aniž by používali stínící pomůcky. Tento chronický zánět kůže na rukou vzniká po prahové dávce 30 – 50 Gy. „Projevuje se tenkou a hladkou epidermis s výraznějšími kožními záhyby, ložiskovými hyperkeratózami, z nichž může vzniknout spinocelulární karcinom.“ (Hušák, 2009, s. 37)

Poškození fertility

„Muži jsou z hlediska vyvolání poruch fertility ionizujícím zářením vnímavější než ženy.“ (Klener, 1988, s. 89)

Při terapeutickém frakcionovaném režimu dochází k přechodné oligospermii už při dávce 0,1 Gy. K trvalé ztrátě spermií dochází při dávce nad 3 Gy.

Poškození embrya, plodu

Tyto deterministické účinky nastávají po překročení určité prahové dávky. Závažnost těchto účinků narůstá s rostoucí dávkou. Ozářením plodu mohou vzniknout malformace, poruchy růstu, vrozené vady a samovolný potrat, nebo úmrtí novorozence. Pokud došlo k ozáření plodu, musíme vzít v potaz, v jaké fázi vývoje plodu došlo k jeho ozáření a jak velkou dávku obdržel. Nejcitlivějším obdobím plodu na záření je prvních 14 dní. Platí tedy pravidlo, buď přežije vše, nebo nic, tj. buď se plod vyvíjí normálně, nebo dojde k jeho usmrcení. Při ozáření plodu v období organogeneze tj. mezi 3. a 8. týdnem gravidity při dávce okolo 100 mGy, může dojít ke vzniku malformací, nejčastěji spojených s vývojem centrální nervové soustavy. Ke vzniku mentální retardace dochází až při překročení dávky 300 mGy. (Súkupová, 2018, s. 185)

2 RADIČNÍ OCHRANA

Cílem radiční ochrany je zamezení vzniku deterministických účinků ionizujícího záření a snížení pravděpodobnosti výskytu stochastických účinků na rozumně dosažitelnou mez.

2.1 Principy radiční ochrany před IZ

PRINCIP ZDŮVODNĚNÍ

„Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření nebo zásahy k omezení ozáření v důsledku radičních nehod musí dbát na to, aby každá činnost byla zdůvodněna přínosem, který vyváží rizika, jež při těchto činnostech vznikají či mohou vzniknout.“
(Hušák, 2009, s. 63)

V praxi se tento princip uplatňuje tak, že by se mělo zvážit, zda lze získat diagnostickou informaci bez použití ionizujícího záření.

PRINCIP OPTIMALIZACE

„Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen dosáhnout a udržovat takovou úroveň radiční ochrany, aby riziko ohrožení života, zdraví osob a životního prostředí bylo tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při uvážení hospodářských a společenských hledisek.“ Bývá označován jako princip ALARA „(as low as reasonably achievable)“. (Hušák, 2009, s. 63)

Ideálním výsledkem rtg snímku je jeho dostatečná kvalita získaná při co nejnížší dávce. (Súkupová, 2018)

PRINCIP LIMITOVÁNÍ DÁVEK

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen omezovat záření osob tak, aby celkové ozáření způsobené možnou kombinací ozáření z činnosti vedoucích k ozáření nepřesáhlo v součtu stanovené limity. Limity jsou považovány nikoliv za hodnoty zaručující přijatelnost, ale za hranici mezi oblastí dávek zcela nepřijatelných a oblastí, kde je nutno určit skutečnou přijatelnost ozáření optimalizací ochrany před zářením.

Pro ozáření pacientů nejsou stanoveny dávkové limity tzn. lékařské záření nepodléhá limitům. Limity uplatňujeme pro obecnou populaci, pro učně a studenty, také pro radiční pracovníky. (Hušák, 2009)

PRINCIP BEZPEČNOSTI ZDROJŮ

Zdroje ionizujícího záření musí být zabezpečeny tak, aby nad nimi nemohlo dojít za předvídatelných podmínek ke ztrátě kontroly.

U tohoto principu musí všechny zdroje ionizujícího záření podléhat pravidelné kontrole kvůli ověření stability a spolehlivosti zdroje. Před prvním použitím se provádí přijímací zkouška a poté se parametry pravidelně kontrolují zkouškami dlouhodobé stability a zkouškami provozní stálosti. (Súkupová, 2018, s. 25)

Bezpečnost zdrojů souvisí s omezováním potenciálního ozáření. Při činnostech a zásazích je jisté, že k ozáření dojde, jeho výši lze předpokládat, i když s určitou mírou nejistoty. (Klener, 1988)

2.2 Způsoby radiační ochrany před ionizujícím zářením

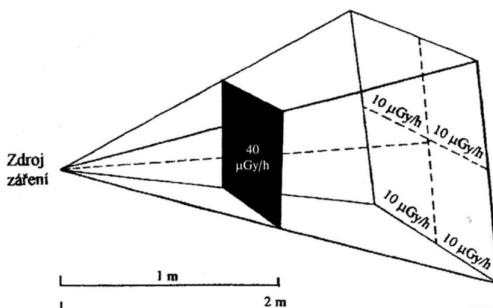
Budeme mluvit o 3 způsobech:

OCHRANA ČASEM

Radiologický asistent nesmí pobývat v blízkosti záření tehdy, pokud není jeho přítomnost bezpodmínečně nutná. Radiační zátěž roste s časem, po který pracovník pobývá poblíž zdroje záření. K této metodě ochrany můžeme zařadit i střídání pracovníků, kteří jsou vystaveni vyšším dávkám záření. Musíme dbát na to, aby nenarůstala „kolektivní dávka tj. součet osobních dávek všech střídaných pracovníků.“ (Hušák, 2009, s. 64)

OCHRANA VZDÁLENOSTÍ

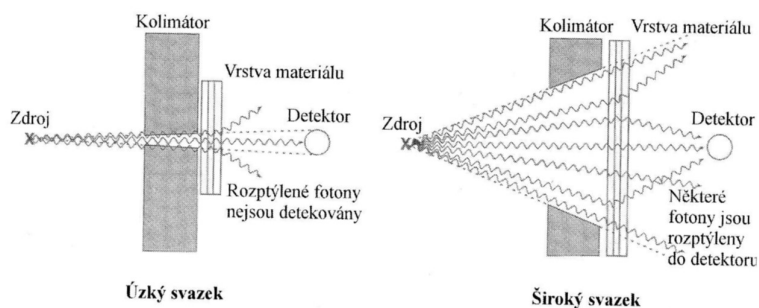
„využívá skutečnosti, že dávka resp. dávkový příkon záření gama nebo rentgenového záření klesají s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje ionizujícího záření. Zvětší-li se vzdálenost od zdroje např. na dvojnásobek, dávka klesne na čtvrtinu původní hodnoty; totéž platí o dávkovém příkonu. Naopak, jestliže se vzdálenost od zdroje zmenší na polovinu, dávka vzroste čtyřikrát.“ (Hušák, 2009, s. 64)



Obrázek č. 6: Návrh poklesu dávkového příkonu v závislosti na druhé mocnině vzdálenosti od zdroje ionizujícího záření. (Hušák, 2009, s. 65)

OCHRANA STÍNĚNÍM

Provádíme tak, že umístíme vrstvu vhodného materiálu mezi zdroj záření a pracovníka. Tento materiál zeslabí svazek záření a tím i dávku.



Obrázek č. 7: Geometrie úzkého a širokého svazku
(Hušák, 2009, s. 66)

Pro různé interakce používáme různé materiály. Charakteristikou stínícího materiálu je tzv. polotloušťka. Ta je definována jako taková vrstva absorbčního materiálu, která sníží intenzitu záření na polovinu. Závislost poklesu intenzity záření na tloušťce stínícího materiálu je exponenciální. Pro odstínění záření α postačuje tenká vrstva gumy nebo plexiskla. Vzhledem k malé pronikavosti částic alfa se nemusí používat žádné stínění, protože se záření absorbuje ve vzduchu.

Pro absorpci záření β^- se používají lehké materiály, jako například plexisklo tlusté do 1 cm. V těžkých materiálech by mohlo dojít k emisi tvrdého brzděného záření. Pro záření β^+ je nutno navíc použít asi 3 cm olova pro odstínění anihilačního záření. Ke stínění fotonového záření se používají materiály s vysokým protonovým číslem. Typické je olovo, beton, sklo s příměsí oxidu olovnatého a omítka s příměsí barytu. Při stínění neutronového záření, je nutné neutrony nejprve zpomalit, protože svými pružnými srážkami svou energii téměř neztrácejí. Nejúčinnější zpomalení nastává rozptylem na jádrech vodíku, používá se např. polystyrén. Malé neutrony se pak absorbují v kadmii či bóru a další, olověná vrstva, musí pohltit následnou emisi γ záření z jader atomů kadmia a boru. (Hušák, 2009, s. 66)

2.3 Monitorování

Mezi požadavky radiační ochrany slouží monitorování okolí zdrojů ionizujícího záření. Monitorování znamená měření veličin, charakterizujících ozáření, pole záření a hodnocení výsledků měření pro účely usměrňování ozáření.

Pro jednotlivá pracoviště se připravují programy monitorování, které zahrnují harmonogram vlastního měření, způsoby vyhodnocování výsledků a opatření při překročení limitů. Uvádí se hodnoty referenčních úrovní i s postupem odvození. (Klener, 1988, s. 215)

2.3.1 Referenční úrovně

Jsou kritéria, při jejichž překročení musí nastat přesně definovaná činnost.

Rozlišujeme 3 druhy referenčních úrovní:

- Záznamová
- Vyšetřovací
- Zásahová

Záznamová úroveň

Tato úroveň odděluje bezvýznamné hodnoty od těch, které musíme uchovávat v dokumentaci. Pro pracovníky se v praxi využívá záznamová úroveň odvozena z 1/10 limitů. Měla by být vyšší než nejmenší detekovatelná hodnota dané metody monitorování.

Vyšetřovací úroveň

Slouží jako podnět k šetření příčin a důsledků výkyvu sledované veličiny.

Je stanovena ve výši 3/10 limitů pro radiační pracovníky. (www.sujb.cz)

Zásahová úroveň

Má za účel včas varovat a uvést v činnost předem stanovená opatření k nápravě vzniklého stavu při mimořádných událostech nebo radiačních nehodách. (www.sujb.cz, Národní program monitorování, 2019 [online]. [cit. 2021-5-10])

2.3.2 Osobní monitorování

Monitorování v radiodiagnostice slouží ke sledování osobních dávek a jejich hodnocení. Díky tomu můžeme prokázat optimalizaci a limitování dávek, bezpečný provoz a odchylky od normálního provozu. Každý radiační pracovník je opatřen filmovým dozimetrem, který nosí na tzv. referenčním místě, na levé přední straně hrudníku. Pokud má pracovník na sobě zástěru, nosí jej zvnějšku na zástěře. V programu monitorování může být uvedena nutnost nosit doplňující dozimetry, např. u intervenčních pracovišť, bývají pracovníci vybaveni prstovým termoluminiscenčním dozimetrem.

Dle § 78 atomového zákona, musí být prováděno radiačním pracovníkům kategorie A, měření a hodnocení zevního i vnitřního ozáření. Ti jsou vybaveni osobním dozimetrem s měsíčním vyhodnocováním. Dle § 20 odst. 2, jsou pro tyto pracovníky nastaveny limity, při kterých mohou ročně obdržet efektivní dávku 6 mSv. Ekvivalentní dávka pro oční čočku vyšší než 15 mSv, na kůži a končetiny těmto pracovníkům může činit více než 3 desetiny ročního limitu.

U pracovníků kategorie B může být monitorování zajištěno buď osobním dozimetrem, výpočtem údajů z monitorovaného pracoviště a doby pobytu nebo vybavením jednoho pracovníka osobním dozimetrem a přiřazením osobní dávky ostatním pracovníkům. (www.sujb.cz, Osobní monitorování, 2019, [cit. 2021-5-10])

2.4 Veličiny a jednotky v dozimetrii a radiační ochraně

V radiační ochraně dělíme veličiny na ty, které jsou určeny pro měření a výpočty a na ty, které slouží k limitování dávek.

Dávkový ekvivalent je definován vztahem $H=Q \cdot D$

D je dávka v daném bodě tkáně (Gy)

Q je jakostní činitel

Jednotkou dávkového ekvivalentu je sievert (Sv), je to bodová veličina. Jakostní činitel nám vyjadřuje rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření. Z dávkového ekvivalentu vychází veličiny pro praktické měření při monitorování osob i prostředí.

Ekvivalentní dávka ve tkáni nebo orgánu je definována vztahem $H= W_R \cdot D_T$

D_T je střední dávka záření typu R ve tkáni nebo orgánu T (Gy)

W_R vyjadřuje radiační váhový faktor příslušný záření typu R

Jednotkou ekvivalentní dávky je sievert (Sv). Radiační váhový faktor vyjadřuje relativní biologickou účinnost jednotlivých typů záření vzhledem k fotonovému záření. Z tabulky vyplývá, že účinky gama a beta záření jsou stejné a biologické účinky alfa záření jsou dvacetkrát větší než záření gama a beta.

Radiační váhové faktory

Typ záření	Radiační váhový faktor w_R	
fotony	1	
elektrony a miony	1	
protony a nabitě piony	2	
částice alfa, štěpné fragmenty, těžké ionty	20	
neutrony: následující spojité funkce energie neutronů:	$E_n < 1 \text{ MeV}$	$2,5 + 18,2e^{-\frac{\ln^2 E_n}{6}}$
	$1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV}$	$5,0 + 17,0e^{-\frac{\ln^2(2E_n)}{6}}$
	$E_n > 50 \text{ MeV}$	$2,5 + 3,25e^{-\frac{\ln^2(0,04E_n)}{6}}$

Obrázek č. 8: Znázornění radiačních váhových faktorů
(www.wikiskripta.eu)

Efektivní dávka je definována jako součet středních hodnot ekvivalentních dávek v tkáních nebo orgánech lidského těla.

$$E = \sum w_T \cdot H_T$$

H_Tje ekvivalentní dávka v tkáni nebo orgánu (Sv)

w_Ttkáňový váhový faktor

Tkáňový váhový faktor nám vyjadřuje relativní příspěvek daného orgánu nebo tkáně v celkové zdravotní újmě způsobené rovnoměrným ozářením těla

Tkáňové váhové faktory

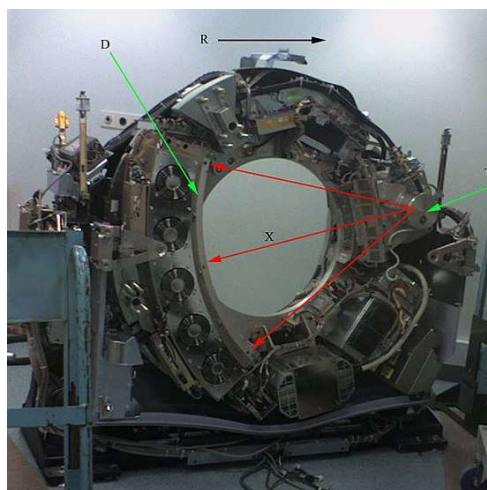
Orgán/tkáň	Tkáňový váhový faktor w_t
Kostní dřev (červená)	0,12
Tlusté střevo	0,12
Plice	0,12
Žaludek	0,12
Mléčná žláza	0,12
Ostatní tkáně (*)	0,12
Gonády	0,08
Močový měchýř	0,04
Jícen	0,04
Játra	0,04
Štítná žláza	0,04
Povrch kostí	0,01
Mozek	0,01
Slinné žlázy	0,01
Kůže	0,01

Obrázek č. 9: Hodnoty tkáňových váhových faktorů
(www.wikiskripta.eu)

3 POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIE

Objev počítačové tomografie znamenal pro radiologii velký převrat. První zmínky o tomto přístroji jsou už začátkem 20. století.

„Autorem teorie snímování jednotlivých vrstev lidského těla a následné rekonstrukce obrazu pomocí výpočetní techniky je často neprávem opomíjený Allan Mac Leod Cormack, který položil základy výpočetní tomografie již v roce 1963. Na základech Cormackovy teorie zkonstruoval až v roce 1972 fyzik Godfrey Newbold Hounsfield první klinicky použitelný výpočetní tomograf – hlavový EMI Mark I. Zdánlivě příliš dlouhá doba mezi teoretickým popisem metody a jejím opravdovým uvedením do praxe je pochopitelná, když si uvědomíme, jaké nároky má na rychlost zpracování obrovského množství dat. Proto teprve vysoká úroveň výpočetní techniky umožnila zrod nové zobrazovací vyšetřovací metody. Pro velký přínos této metody získali Hounsfield společně s Cormackem v roce 1979 Nobelovu cenu za medicínu.“ (Válek, 1998, s. 6)

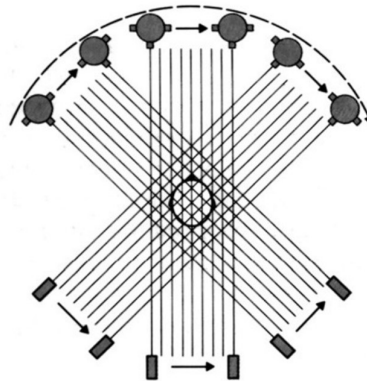


Obrázek č. 10: Konstrukce CT
(www.wikiskripta.eu)

3.1 Generace CT

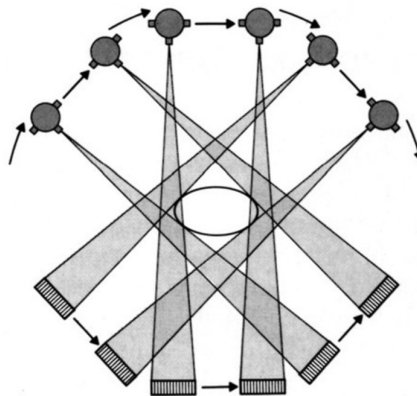
Vzhledem k technickému vývoji se CT přístroje rozdělují do pěti generací:

„1. generace: RTG záření z rentgenky bylo kolimováno do tenkého svazku (válcového tužkového tvaru) a po prozáření pacientem detekováno protilehlým jedním detektorem rotujícím spolu s rentgenkou.“ (Súkupová, 2018, s. 45)



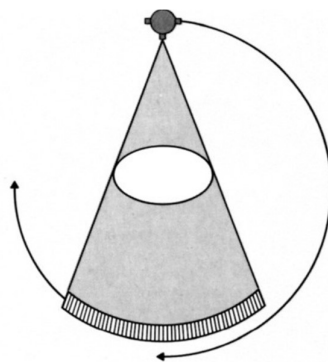
Obrázek č. 11: CT 1. generace, (www.wikiskripta.eu)

„2. generace: X-záření z rentgenky je kolimováno do tvaru vějíře a po průchodu pacientem je detekováno větším počtem detektorů umístěných v jedné řadě na kružnicové výseči naproti rentgence, rotující spolu s rentgenkou, což značně urychlilo vyšetření.“ (Súkupová, 2018, s. 45)



Obrázek č. 12: CT 2. generace, (www.wikiskripta.eu)

„3. generace: X-záření z rentgenky je kolimováno do tvaru širšího vějíře podobně jako u 2. generace, avšak prošlé záření je detekováno velkým množstvím detektorů umístěných na kruhovém oblouku ve více řadách, snímá se současně více řezů – **multi-slice CT.**“ (Súkupová, 2018, s. 45)



Obrázek č. 13: CT 3. generace, (www.wikiskripta.eu)

„4. generace: Detektory jsou uspořádány stacionárně do úplného kruhu (prstence, resp. několik prstenců ležících vedle sebe) kolem pacienta, přičemž rotuje jen rentgenka.

5. generace: Kardio-tomograf s elektronovým svazkem – Electron Beam CT (EBT)
Přístroje 4. a 5. generace nebyly příliš rozšířeny, protože při vyšší ceně (počet detektorů) nepřinášejí zásadní výhody pro klinickou praxi ve srovnání s moderními konstrukčními řešeními přístrojů generace třetí (vysokorychlostní multidetektorové systémy MDCT).“ (Sůkupová, 2018, s. 45)

3.2 Součásti počítačové tomografie

CT zařízení se skládá ze základních částí:

- 1) Gantry, v němž je uložena rentgenka a řada detektorů
- 2) Vyšetřovací stůl, na kterém je uložen pacient
- 3) Řídící počítač, který zpracovává pořízená data
- 4) Ovládací pult
- 5) Generátor vysokého napětí
- 6) Přídavná zařízení např. injektor
- 7) Ostatní zařízení pro monitoraci a komunikaci s vyšetřovnou, např. kamery, mikrofony, reproduktory, monitory

3.2.1 Gantry

„Nedílnými součástmi CT přístroje je vyšetřovací tunel (gantry) a úložný stůl. Gantry je vertikální část stativu, která je v základní poloze kolmá k úložné desce stolu, přičemž je ji možno v omezeném úhlu (max. $\pm 30^\circ$) sklápět podél horizontální osy. V gantry je uložena rentgenka s krytem a chladicím systémem, soubor detektorů

a zařízení pro pohyb rentgenky a detektorů během expozice. Ve středu gantry je kruhový otvor o průměru 50 – 70 cm, do něhož se zasouvá úložná deska stolu. Po celém obvodu otvoru gantry je úzká štěrbinu pro průchod záření. Vyšetřovaná vrstva se musí ocitnout v úrovni této štěrbinu. Většina CT přístrojů má optický kříž pro nastavení linie štěrbinu. Nemocný leží vodorovně na vyšetřovacím stole s motoricky pohyblivou úložnou deskou, která se pohybuje ve dvou směrech.“
(Válek, 1998, s. 12)

3.2.2 Detektory ionizujícího záření

Množství rentgenového záření prošlého pacientem registrují detektory. Intenzita tohoto záření je po průchodu pacientem oslabena.

„Toto oslabení je přímo úměrné atomovému číslu prvku vtkáni a závisí i na anatomickém složení tkáně. Dopadající intenzitu záření detektory přeměňují na elektrický analogový signál, úměrný velikosti dopadajícího záření. Po přeměně analogové hodnoty do digitální (číselné) podoby (analogově-digitální převodník) se informace ve formě takzvaných hrubých (surových) dat (raw data) předává dále ke zpracování obrazovému počítači. Tyto číselné údaje jsou základními stavebními kameny budoucího obrazu.“ (Válek, 1998, s. 11)

3.2.2.1 Plynové detektory

Abychom princip plynových detektorů lépe pochopili, můžeme si je představit jako nádoby, které jsou plněny xenonem pod vysokým tlakem. Tento tlak je 10 – 20 MPa a fungují na principu ionizačních komůrek.

„Fotony rentgenového záření v nich vyvolávají měřitelnou ionizaci. Pro svůj provoz potřebují naprosto stabilní tlak plynu a stálé napětí kolem 500 až 1000 V. Konstrukčně je plynový detektor tvořen jednou nádobou s neúplnými přepážkami. Přepážky vytváří funkční samostatné komůrky. Jejich neúplnost zajišťuje naprostou rovnoměrnost tlaku plynu ve všech komůrkách. Velkou výhodou plynových detektorů je, že mají i tendence k „dozařování“ (tj. ovlivnění naměřených hodnot přechozím kvantem fotonů). Proto se hodí i pro velmi krátké expozice. Nevykazují také tepelnou závislost. Oproti scintilačním detektorům je nevýhodou menší kvantová účinnost.“
(Válek, 1998, s. 12)

3.2.2.2 Scintilační detektory

Tyto detektory jsou tvořeny CsJ (cesiumjodovými) nebo Bi₄Ge₃O₁₂ (bismutgermaniovými) krystaly a fungují jako polovodiče. Foton, který dopadne na detektor, je změněn na světlo a na elektroimpuls. Jeho intenzita je úměrná energii fotonů, které dopadly na tento detektor. Vzniklý elektrický impuls je zpracováván počítačem.

„Vlastní scintilační krystal je buď přímo spojen s fotonásobičem, nebo světlocitlivým polovodičem. Rozdílem také je, že oproti plynovým detektorům, které je nutno zahřívát na určitou stálou teplotu, scintilační krystaly musíme chladit. Intenzita jejich signálu je závislá na jejich teplotě. Malé rozměry scintilačních krystalů umožňují velmi těsné uložení vedle sebe. Jejich konstrukce dovoluje přesnou registraci i velkých kvant fotonů. Další velkou výhodou je snazší vyclonění, které není tak dobré u plynových detektorů. Oproti plynovým detektorům mají scintilační krystaly vyšší kvantovou účinnost. Hlavní nevýhodou je ovlivnění naměřených hodnot předchozím kvantem energie, což se musí složitými postupy omezovat; pro rychlé skeny pod 1,0 s jsou tyto detektory na hranici svých možností.“ (Válek, 1998, s. 12)

3.2.3 Řídící počítač

„Moderní CT přístroje pracují se dvěma vysoce výkonnými počítači. Řídící počítač synchronizuje a koordinuje soubor funkcí celého zařízení. Do zobrazovacího zařízení přicházejí údaje v číslicové podobě a probíhají v něm potřebná matematická zpracování a korekce. Na pomyslném konci je digitálně analogový převodník, který absolutní číselné hodnoty převádí podle nastavení šířky okénka a středu okénka na relativní hodnoty odstínů šedi. Z těch vzniká na obrazovce monitoru viditelný obraz. Zároveň se všechna zpracovaná data archivují dočasně v digitální formě v operační paměti nebo na pevném disku.“ (Válek, 1998, s. 13)

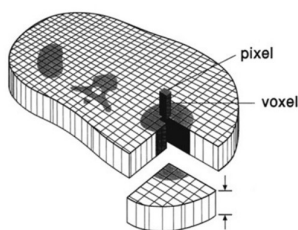
3.2.4 Ovládací pult

„Ovládací pult CT přístroje (ovládací konzola) je rozhodující obslužnou a komunikační složkou CT zařízení, pomocí které se zadávají základní podmínky vyšetření. Klávesnice ovládacího pultu je obdobou klávesnice běžných počítačů doplněnou o řadu speciálních povelových tlačítek, digitální pero, nebo myš. Dialog s počítačem, který nabízí možnosti dalšího postupu, sledujeme na obrazovce monitoru.“

Na ovládacím pultu jsou i signalizační zařízení, včetně signalizace poruchy funkce. Monitor pracuje s vysokým rozlišením, dnes obvykle s více než 1200 řádek. Důležitá je i možnost komunikace s vyšetřovnou rozhlasem, průmyslovou televizí apod. Obslužný pult je dále napojen na dokumentační složky (multiformátová nebo laserová kamera, optický disk). Může být propojen i s vyhodnocovacím pultem (tzn. vyhodnocovací, sekundární konzolou nebo pracovní stanicí).“ (Válek, 1998, s. 13)

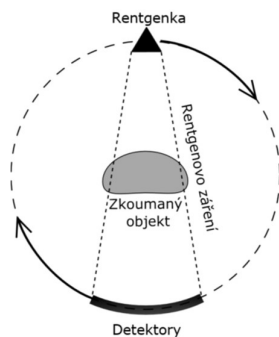
3.3 Princip CT skenování

Základem počítačové tomografie je určení stupně absorpce záření ve vyšetřované tkáni nebo orgánu. Tento stupeň absorpce závisí na vlastnosti orgánu, který chceme vyšetřit. Vypočítáme ho jednoduše pomocí vztahu $I=I_0 \exp (-\mu x)$, ve kterém μ představuje lineární koeficient zeslabení záření, vyjadřující schopnost tkáně absorbovat záření homogenně v objemu voxelu x , kde nastává zeslabení intenzity záření I_0 . Voxel je objemová jednotka ve 3D rozměru, která má na rozdíl od 2 D pixelu ne jen šířku a výšku, ale i hloubku. Jeden transversální řez je tvořený přibližně 250 000 voxely. Hodnota denzity, která vyjadřuje stupeň absorpce, je pro každý voxel specifická, stejně jako rozptyl záření.



Obrázek č. 14: Rozdíl mezi pixelem a voxel, (www.wikiskripta.eu)

Svazek záření, který vychází z rentgenky je vycloněn do tvaru vějíře. Šířka tohoto vějíře určuje šířku zobrazované vrstvy. Záření se při průchodu pacientem částečně absorbuje a poté dopadá na detektory uložené naproti rentgenky.



Obrázek č. 15: Princip CT skenování – znázornění rotačního pohybu rentgenky a detektorů okolo vyšetřovaného objektu, (www.wikiskripta.eu)

Při vyšetření je pacient uložený na stůl tak, aby byly vyšetřované orgány v ose, která probíhá kolmo na rovinu gantry. Rentgenka se s protilehlým scintilačním detektorem pohybují rotací, vyšetřovaný objekt se pohybuje do nebo z gantry. Záření pomocí pulzně pracující rentgenky prosvítí objekt vějířovitým svazkem záření a dopadá na detektor. Tyto pulzy trvají velice krátce, několik milisekund. Při vyšetření objektu se rentgenka s detektorem plynule otáčí přes celou skenovanou oblast. Po následné absorpci záření se na detektor zachytí zbytkové záření, tedy hodnota zeslabeného záření, který má následně přiřazen stupeň šedi v Hounsfieldových jednotkách.

Hounsfieldův absorpční koeficient se počítačovým systémem pomocí Fourierovy transformace zpracuje do obrazové podoby. Hounsfieldova stupnice umožňuje rozlišit 4096 odstínů šedi. Lidské oko je schopno rozlišit do 60 odstínů. Hodnota pro vzduch v Hounsfieldově škále je -1000 HU, hodnota pro vodu 0 HU a hodnoty pro kostní struktury je +1000 HU. Pokud je hodnota Hounsfieldovy škály vyšší než +3000, jedná se o kov. (Válek, 1998)

Vzduch	-1000HU
Tuk	-120 až - 90HU
Měkké tkáně	+100 až + 300HU
Krev	+13 až + 50HU
Hliník, sklo	+2100 až + 2300HU
Kost	+200 až + 3000HU
Moč, žluč	-5 až + 15HU
Sražená krev	+50 až + 75HU

Tabulka č. 1: Hounsfieldovy jednotky pro jednotlivé typy orgánů (Válek, 1998)

3.4 Parametry vyšetřovacího protokolu

3.4.1 Primární (skenovací) parametry

Skenovacími (primárními) parametry je ovlivněno načtení hrubých dat, je tedy zásadně ovlivněna kvalita později rekonstruovaného obrazu. Jedná se o kolimaci, expozici, rotační periodu a rychlost posunu stolu (pitch faktor).

U expozice platí, že hodnota napětí ovlivňuje výsledný obraz minimálně a nastavení hodnot mAs zásadně ovlivňuje kvalitu výsledných axiálních obrazů. Běžné hodnoty napětí pro vyšetření výpočetní tomografií jsou 120 a 140 kV. Nastavením proudu můžeme ovlivnit míru kvantového šumu, který zatěžuje zobrazení snížením rozlišovací schopnosti. U vyšetření HRCT plic a vedlejších nosních dutin provádíme vyšetření se snížením hodnoty proudu z důvodu snížení expoziční dávky, kterou nazýváme low-dose technique. Multidetektorové CT přístroje jsou vybaveny funkcí, která optimalizuje dávku především v oblasti hrudníku a pánve. Nároky na množství záření jsou sníženy díky vysoce citlivých scintilačním detektorům s rychlým vyhasínáním. Hodnoty proudu u těchto nízkodávkových vyšetření dosahují jen 20 mAs.

Hodnoty kolimace se pohybují od 0,5-10 mm. Kolimace nám udává šíři zobrazené vrstvy. U multidetektorové výpočetní tomografie můžeme kolimaci volit v násobcích nejvyšší možné kolimace, abychom přiblížili rozměr Z voxelu rozměrům X a Y. Data jsou načítána z datových stop daných velmi úzkou kolimací, rekonstrukcí obrazů ve stejné šířce jako je kolimace by vzniklo značné množství axiálních obrazů. Toto množství není snadné hodnotit a rovněž kvalita zobrazení měkkých tkání není vyšší než u vrstev šíře 3-5 mm. Proto se rekonstruují vrstvy širší než je nominální kolimace a tenké vrstvy se používají k rekonstrukci obrazů v jiných rovinách.

Doba, za kterou se systém rentgenka a detektorová soustava otočí o 360 úhlových stupňů, se nazývá rotační perioda. V dnešní době se pohybuje v řádu stovek milisekund. Spolu s rychlým posunem stolu má urychlení jedné otáčky detektorů za následek výrazné urychlení celého vyšetření. Dochází tak k omezení negativního vlivu mimovolných pohybů těla i tkání na kvalitu zobrazení. Doba, za kterou jsou pořízena data pro jeden axiální obraz, nazýváme periodou zobrazení.

Pitch faktor je poměr rychlosti stolu a kolimace. Vyšší hodnoty pitch faktoru zkracují celkovou dobu vyšetření a snižují periodu zobrazení. Dále se při vyšším pitch faktoru zužuje tzv. efektivní šíře vrstvy, tedy vrstvy ostře zobrazené tkáně. (Válek, 1998)

3.4.2 Sekundární (obrazové) parametry

Sekundární parametry vyšetřovacího protokolu ovlivňují kvalitu zobrazení pomocí způsobu rekonstrukce hrubých dat. Mluvíme tedy o matrix, tedy velikosti zobrazovaného pole, rekonstrukčním algoritmu a překrývání vrstev (rekonstrukční increment).

Matrix nám udává počet bodů matice, kterou je axiální obraz tvořen. Základní matrix je 512 x 512 bodů. Primární matice je při rekonstrukci obrazu transformována na tzv. přepočítávanou matrix. Čím jemnější ji použijeme, tím bude mít axiální obraz za použití optimální expozice větší geometrickou rozlišitelnost.

Velmi důležité je správné zvolení prostoru pro sběr dat, objekt by měl co nejvíce využívat prostor kruhu o zvoleném poloměru, aby byly využity body matrix na objekt zájmu, nikoli na okolní prostor. Takto můžeme optimalizovat prostorové rozlišení, protože strukturu objektu můžeme popsat až od velikosti 2 x 2 pixely. Zvolením moc velkého scanovaného prostoru má za následek zvětšení velikosti pixelu a snížení rozlišovací schopnosti.

Pro ty tkáně, jejichž denzity netvoří spojitě spektrum, např. plicní a kostní tkáň, používáme algoritmy se zvýrazněním přechodů denzit tj. vysokofrekvenční (high spatial frequency algorithm).

Helikálnímu vyšetření je vlastní rekonstrukční increment (překrývání vrstev). Celá matice z vyšetřovaného objemu je poté rekonstruována do jednotlivých obrazů. Rekonstrukční increment nám udává, jak moc se jednotlivé obrazy překrývají. Pro zhotovení kvalitních multiplanárních a trojrozměrných zobrazení je doporučeno 50% překrývání. (Ferda a spol., 2002, s. 11-27)

3.5 Dávka při CT vyšetření

Celková absorbovaná dávka je závislá na hodnotě proudu, hodnotě napětí použitého k expozici, na době jedné rotace, kolimaci a počtu rotací detekční soustavy. U spirálního vyšetření je dávka závislá na celkové době expozice, ale také na počtu rotací.

Dávkový CT index (CTDI – computer tomography dose index) vyjadřuje rozložení dávky kolem kolimované vrstvy záření. Profilem dávky je tzv. Gaussova křivka, na které závisí dávka pro nemocného. (Ferda a spol., 2002, s. 11-27)

Pro výpočet DRÚ (diagnostických referenčních úrovní) při vyšetření výpočetní tomografií je použita veličina „součin kerry a délky pro CT“, na CT skeneru je označován jako DLP (dose length product) a „objemový kermový index výpočetní tomografie“ $CTDI_{vol}$. $CTDI_{vol}$ je někdy uváděn jako vážený kermový index výpočetní tomografie $CTDI_w$. Tyto hodnoty jsou zobrazovány na ovládací konzole CT skeneru ihned po provedení výkonu. Pro korekci $CTDI_{vol}$ na odpovídající objem pacienta je nutné použít konverzní faktor. Tím vznikne nový parametr $CTDI_{vol}$, který je korigovaný na efektivní průměr pacienta a označujeme ho jako SSDE (Size-Specific Dose Estimate), přesněji tak vystihuje dávku záření, kterou pacient obdržel.

Dávku při CT vyšetření ovlivňuje především volba správného vyšetřovacího protokolu. S tím souvisí i volby parametrů pro dávku pacienta, např. napětí na rentgence, proud, čas, pitch faktor i celková kolimace. (Česká radiologie, 1994)

Ke snížení dávky také může pomoci použití expoziční automatiky a modulace proudu. Není nutné mít vždy stejně kvalitní obraz s vysokým poměrem signál-šum, snížením mAs bude sice obraz více zašumělý, ale pro některé diagnózy stále hodnotitelný.

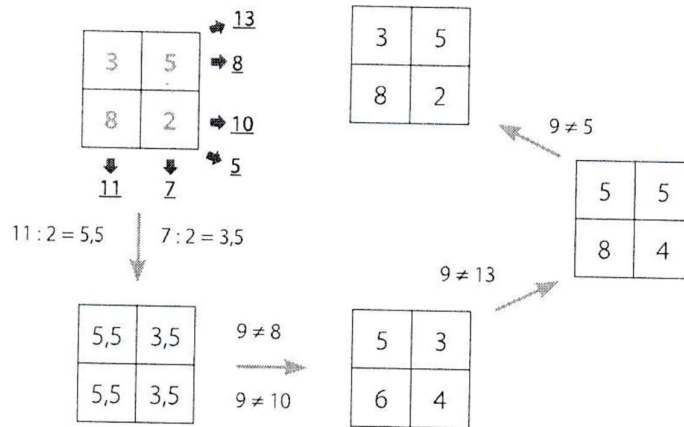
Ke snížení radiační dávky přispívá také použití iterativních rekonstrukčních technik, při nichž dochází k potlačení šumu a můžeme tedy vyšetřovat při nižších hodnotách kermového indexu (CTDI). (Česká radiologie, 1994)

3.6 Metody rekonstrukce CT obrazu

3.6.1 Iterativní rekonstrukce

Technika iterativní rekonstrukce výrazně redukuje obrazový šum a tím umožňuje dávku při vyšetření redukovat o desítky procent. *„Iterativní rekonstrukce obrazu je z matematického hlediska postup, kdy v mnoha jednotlivých krocích (iteracích) postupujeme metodou pokus/omyl od velmi hrubého odhadu struktury zkoumaného objektu až po finální obraz, který co nejpřesněji odpovídá naměřeným hodnotám úhrnných absorpčních koeficientů z různých úhlových projekcí. (Žižka, 2011)*

První dostupné CT přístroje v 70. letech 20. století používaly techniku iterativní rekonstrukce s tzv. algebraickou rekonstrukční technikou – ART obr. 16 (Žižka, 2011)



Obrázek č. 16: „Princip iterativní rekonstrukce, zjednodušeno pro obrazovou matici 2 × 2 pixely.
(www.wikiskripta.eu)

Po provedení skenu a před započítáním vlastního výpočtu (obrázek č. 16 vlevo nahoře) jsou známy pouze úhrnné absorpční koeficienty z různých projekcí (podtržené hodnoty), nikoliv však hodnoty absorpčních koeficientů (Hounsfieldovy jednotky) pro jednotlivé pixely (šedé číslice). Algoritmus postupně zpřesňuje (po směru dlouhých šipek) absorpční koeficienty pro jednotlivé pixely, které porovnává s naměřenými hodnotami z různých směrů a mezivýsledky pro jednotlivé pixely v krocích zpřesňuje, až je výsledek (vpravo nahoře) shodný s originálem. (Ces Radiol., Žižka 2011).

S vyšším počtem iterací se obraz více přibližuje originálu a efektivně potlačuje obrazový šum. Tato technika ale vyžaduje delší rekonstrukční čas a extrémní nároky na počítačový výkon, tím postupy iterativní rekonstrukce CT obrazu ustoupily analytickým metodám jako je tzv. filtrovaná zpětná projekce (filtered back projection – FBP). Nároky FBP na výpočetní výkon jsou podstatně nižší. (Žižka, 2011)

3.6.2 Filtrovaná zpětná projekce

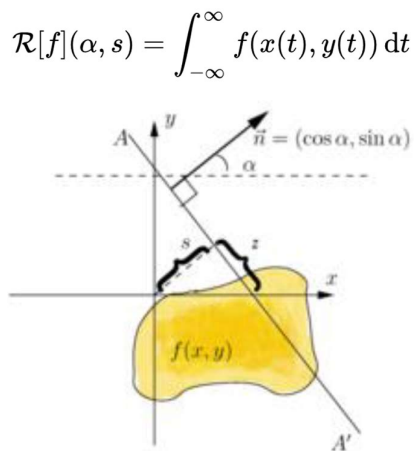
Určitým standardem v rekonstrukci CT obrazu se stala FBP (filtrovaná zpětná projekce). V roce 1917 vytvořil rakouský matematik Johann Karl August Radon matematický rámec pro filtrovanou zpětnou projekci. V té době působil na Technické univerzitě ve Vídni, později se stal rektorem Vídeňské univerzity. Na jeho počest se tato integrální funkce nazývá Radonovou transformací. (Žižka, 2011, s. 171)

3.6.2.1 Radonova transformace

U Radonovy transformace se jedná o integrální transformaci, která spočívá v integrálu funkce přes přímky. Tato inverzní Radonova transformace se používá pro rekonstrukci obrazů v počítačové tomografii.

Parametricky definovaná přímka jako $(x(t), y(t)) = t(\sin \alpha, -\cos \alpha) + s(\cos \alpha, \sin \alpha)$
„Která je ve vzdálenosti s od počátku a má normálu svírající s osou x úhel α .
Definujeme Radonovu transformaci funkce f v rovině (předpokládáme, že funkce je spojitá a nulová všude mimo kruh s určitým konečným poloměrem), tak jak je patrné na obr.17:“

(https://cs.wikipedia.org/wiki/Radonova_transformace, 2021)



Obrázek č. 17: Radonova transformace, (www.wikiskripta.eu)

„Tento výraz se označuje jako paprskový integrál. V n rozměrech ($n > 2$) je Radonova transformace integrál funkce přes nadroviny. Integrál funkce přes množinu všech přímek v n -rozměrném prostoru se také často volně nazývá Radonova transformace. V souvislosti s tomografií se soubor dat Radonovy transformace (paprskové integrály přes všechny přímky) nazývá sinogram, protože Radonova transformace Diracovy delta funkce je sinusoida. Z toho plyne, že Radonova transformace několika malých předmětů vypadá graficky jako několik rozmazaných sinusových vln s různými amplitudami a fázemi.

Tato transformace ve dvou a třech rozměrech (kde se funkce integruje přes roviny místo přímek) byla popsána v roce 1917 Johannem Karlem Augustem Radonem, který rovněž sestavil vzorec pro zpětnou transformaci (využívanou v rekonstrukčních

úlohách). Později byla tato transformace zveřejněna v integrální geometrii. Radonova transformace se využívá v počítačové tomografii a při řešení hyperbolických parciálních diferenciálních rovnic.

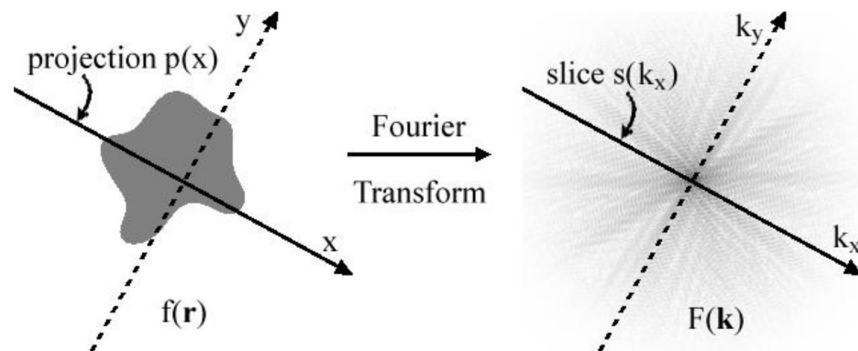
Radonova transformace je úzce spjata s Fourierovou transformací. Projekční teorém (obr.18) říká, že Fourierova transformace projekce dvourozměrné funkce f na přímku je rovna řezu dvourozměrné Fourierovy transformace této funkce f skrz počátek, která je rovnoběžná s přímkou projekce.“

(https://cs.wikipedia.org/wiki/Radonova_transformace, 2021)

„V řeči operátorů:

$$F_1 P_1 = S_1 F_2$$

kde F_1 a F_2 jsou jedno- a dvourozměrné Fourierovy operátory, P_1 je operátor projekce, který provádí projekci dvourozměrné funkce na jednorozměrnou přímku a S_1 je operátor řezu, který vybírá jednorozměrný řez počátkem dané funkce.“¹⁰



Obrázek č. 18: Grafické znázornění projekčního teorému.

$f(r)$ a $F(k)$ jsou dvourozměrné páry funkcí ve Fourierově transformaci. Projekce funkce $f(r)$ na osu x je integrál funkce $f(r)$ podél přímek rovnoběžných s osou y a je označena $p(x)$. Řez skrz $F(k)$ je na ose k_x , která je rovnoběžná s osou x a je označena $s(k_x)$. Projekční teorém tvrdí, že $p(x)$ a $s(k_x)$ jsou Fourierovy páry v jednom rozměru, www.wikiskripta.eu

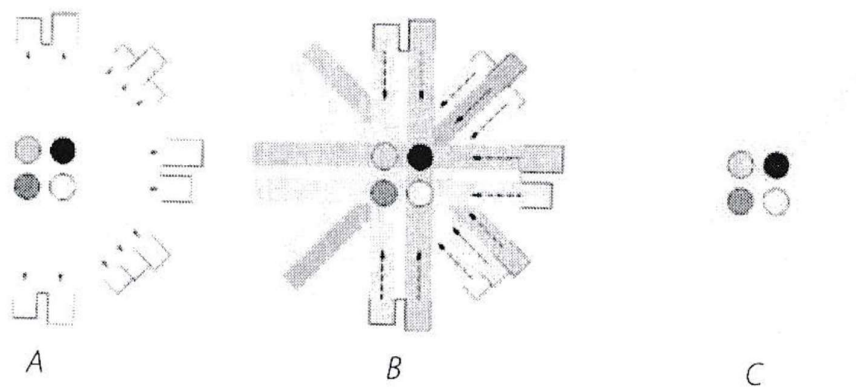
„Toto je přímý vzorec pro inverzní Radonovu transformaci, čímž se ukazuje, že Radonova transformace má inverzní transformaci na vhodně zvolených prostorech funkcí. Tento způsob výpočtu ale není vhodný pro numerické řešení.

Ve dvou rozměrech existuje pro Radonovu transformaci přímý a výpočetně efektivní inverzní algoritmus, který se nazývá filtrovaná zpětná projekce.“

(https://cs.wikipedia.org/wiki/Radonova_transformace, 2021)

3.6.2.2 Princip filtrované zpětné projekce

Při filtrované zpětné projekci (FBP) sbírá skener z každé úhlové projekce během rotace okolo vyšetřovaného objektu projekční data, které jsou poté hromadně zpětně promítnuta do přibližného obrazu, ve kterém budou jednotlivé projekce konstruktivně interferovat na strukturách objemu, které průchod rentgenového svazku zeslabil (obr.19). Na tomto přibližném obrazu je množství hvězdicovitě uspořádaných artefaktů, které vznikají v místech neodpovídajících reálným strukturám objektu a která se odstraňují pomocí high-pass filtru (proto „filtrovaná zpětná projekce“). K výpočtu stačí vyřešit soustavu lineárních integrálů, což je matematicky efektivní a tím velmi rychlá operace. Hlavní nevýhodou FBP je, že Radonova transformace z matematického hlediska funguje pouze s přesnými daty. Projekční data ale obsahují signifikantní podíl šumu a tento šum je při použití filtru v rámci FBP zesilován nežádoucím způsobem. Použití FBP v CT technologii má své jasné limity. Zásadní snížení dávky vede k dramatickému nárustu obrazového šumu a tím k nedignostickému výsledku. (Žižka, 2011)



Obrázek č. 19: „Princip filtrované zpětné projekce.“

A – nejprve skener ve směru šipek nasbírá z jednotlivých úhlových projekcí úhrnné absorpční koeficienty, jejichž velikost je vyjádřena výškou sloupcových grafů na obvodu; B – následně rekonstrukční algoritmus sebraná data zpětně promítne směrem do budoucího obrazu objektu, ve kterém jednotlivé projekce budou v místech křížení konstruktivně interferovat a vytvoří předlohu pro finální obraz; C – hvězdicovitě uspořádané linie zpětných projekcí mají nižší intenzitu než obrazové body vzniklé jejich interferencí, a lze je proto z výsledného obrazu odfiltrovat (proto filtrovaná zpětná projekce)“, zdroj: Žižka J. Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? (Ces Radiol. 2011)

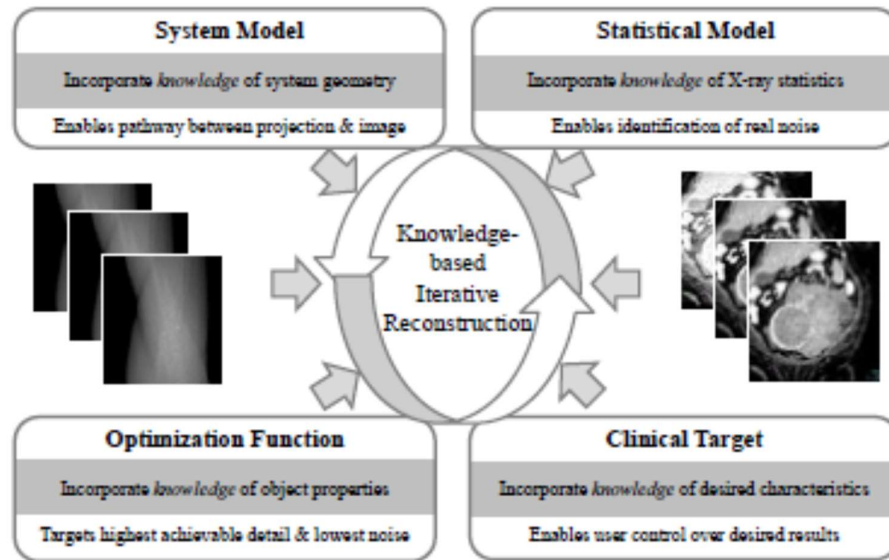
3.6.3 Vývoj iterativních rekonstrukcí

V posledních letech umožnil velmi rychlý rozvoj výpočetní techniky implementovat principy IR do rekonstrukčních CT algoritmů. Bylo ale nutno sáhnout k propracovanějším technikám IR, než je algebraická technika ART. (Žižka, 2011)

V roce 2008 byla na trh uvedena adaptivní statistická iterativní rekonstrukce ASIR. Jedná se o hybridní metodu využívající rychlou FBP pro tvorbu iniciálního obrazu, který je finalizován opakovanými iteracemi, přičemž vzájemný poměr mezi FBP a IR lze uživatelsky volit. Čím je větší podíl IR, tím je méně šumu, ale delší rekonstrukční čas. V roce 2009 byla firmou Siemens uvedena na trh iterativní rekonstrukce IRIS. *„IRIS provádí opakované operace v prostoru obrazových dat. Je časově náročnější, ale nabízí vyšší potenciál redukce šumu v obraze díky „čistě“ iterativnímu řešení.“* (Žižka, 2011, s. 172)

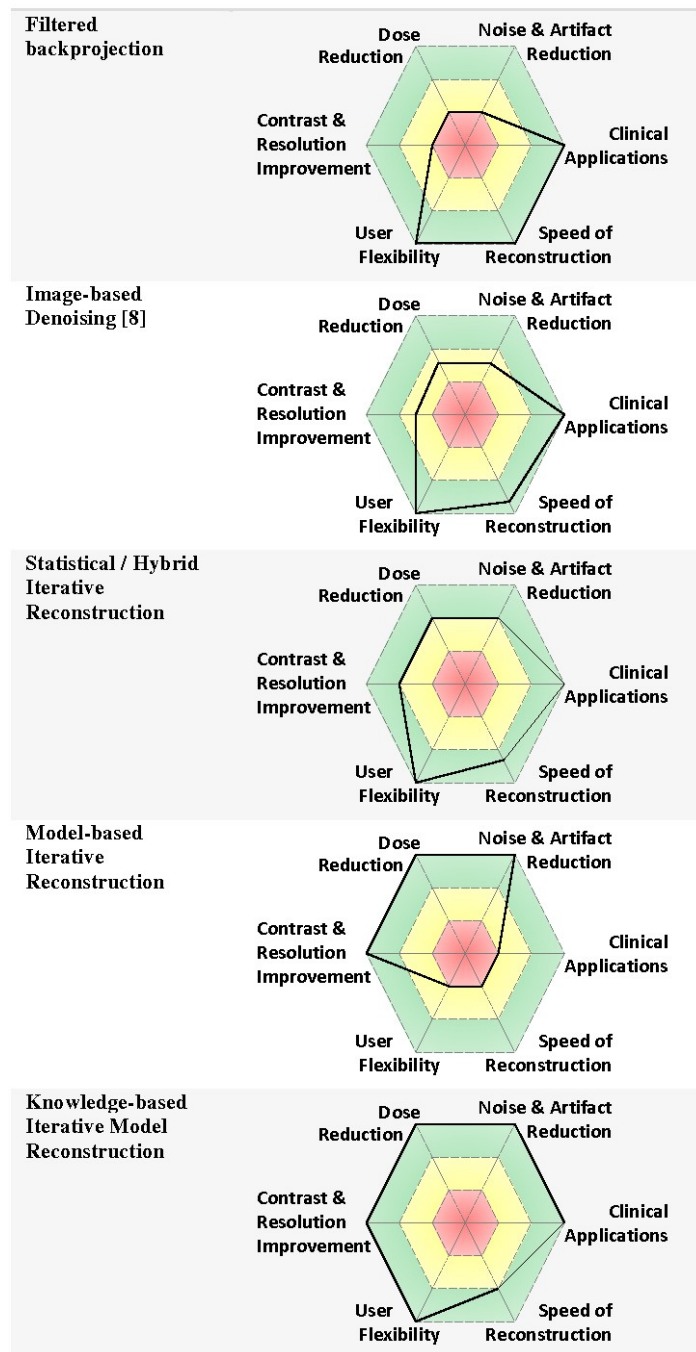
Firma Philips Healthcare nabídla rekonstrukční systém iDose, který využívá Poissonův algoritmus pro odstranění šumu z hrubých dat. V roce 2010 byla uvedena rekonstrukční technologie Adaptive Iterative Dose Reduction (AIDR) firmou Toshiba. AIDR automaticky určuje potřebný počet iterací pro každou jednotlivou akvizici. Vývoj na poli redukce dávky při CT vyšetření jde velice rychle dopředu. *„Firma GE Healthcare představila výsledky prvních studií s tzv. Model Based Iterative Reconstruction (MBIR), která je plně iterativním postupem a nabízí pokročilejší metody potlačení šumu prostřednictvím modelování statistického výskytu šumu, pochopitelně za cenu delších rekonstrukčních časů.“* (Žižka, 2011, s. 172)

Firma Siemens uvedla v roce 2011 na trh SAFIRE (Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction), která konfrontuje výsledky jednotlivých iterací s daty v obrazovém prostoru a také periodicky s hrubými daty.



Obrázek č. 20: Zobrazení algoritmu – IMR

zdroj: Mehta D, Thompson R, Morton T, Dhanantwari A, Shefer E. Iterative Model Reconstruction: simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality. Med Phys Int. 2013



Obrázek č. 21: Vývoj rekonstrukce CT obrazu

zdroj: Mehta D, Thompson R, Morton T, Dhanantwari A, Shefer E. Iterative Model Reconstruction: simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality. *Med Phys Int.* 2013;1(2):147-155.

3.6.4 Výhody a nevýhody iterativní rekonstrukce

Hlavní výhodou této metody je výrazné snížení šumu v CT obrazu. To nám umožňuje provádět vyšetření s podstatně redukovanou dávkou záření, s FBP srovnatelnou, diagnosticky akceptabilní hladinou šumu. Je samozřejmostí, že techniku iterativní rekonstrukce můžeme využít i pro zvýšení kvality obrazů u vyšetření, které obvykle obsahují vysokou míru šumu, např. u low-dose vyšetření (CT vedlejších nosních dutin, HRCT plic, nativní CT břicha k vyloučení urolitiázy) nebo u vyšetření zatížené vysokou měrou šumu a při vyšetřování velmi obézních pacientů. „*U osob s vysokým BMI se totiž zdánlivě paradoxně může stát, že i když významně zvýšíme dávku až na hranici maximálního výkonu rentgenky, bude i tak vyšetření díky vysoké absorpci a rozptylu rentgenového záření trpět nedostatkem fotonů dopadajících na detektory (tzv. photon starvation), a tím i vysokým šumem. S pomocí IR můžeme u značně obézních osob získat obrazy s výrazně menším podílem šumu, a to navíc i při použití o něco nižší dávky než v případě FBP. Použití technik IR by mělo být v nejbližší budoucnosti samozřejmostí především při vyšetřování dětí, těhotných žen či osob s opakovanými CT vyšetřeními.*“ (Žižka, 2011, s. 172)

Algoritmy IR vykazují nižší náchylnost k výskytu některých typických CT obrazových artefaktů např. hvězdicovitý artefakt vznikající na kovových implantátech nebo artefakt z utvrzení rentgenového svazku.

Kromě výhod má iterativní rekonstrukce i své nevýhody. Jeho hlavní nevýhodou můžeme uvést daleko vyšší časovou i výpočetní náročnost celého procesu. Další nevýhodou je, že pokud při výpočtu přesáhneme optimální počet iterací, může dojít ke zhoršení kvality obrazu takzvaným overfittingem. Může být nevýhodou i subjektivně jinak vnímaný vzhled obrazů rekonstruovaných pomocí IR, které se ve srovnání se standardními obrazy FBP mohou jevit jako neostré, uměle vyhlazené, nebo mohou připomínat vzhled obrazu pokrytého drobnými kapkami (tzv. blotchy appearance). Příčinou je rozdílný profil spektra šumu u IR a FBP obrazů. (Kataria a kol., 2020)

PRAKTICKÁ ČÁST

Cíle:

Posouzení radiační zátěže u CT vyšetření břicha a malé pánve při použití filtrované zpětné projekce s algoritmem iterativní rekonstrukce – klesne dávka záření při použití iterativní rekonstrukce?

Budou výsledné snímky dostatečně kvalitní pro správné hodnocení patologie, nemůže dojít k „rozmazání“ anatomických struktur při snížené dávce a tím většímu šumu v obraze? Hodnocení zkušenými radiologickými lékaři na radiodiagnostickém oddělení Karvinské hornické nemocnice.

4 METODIKA VÝZKUMU

Informace a data do mé práce jsem sbírala na Radiodiagnostickém oddělení Karvinské hornické nemocnice. Skenování pacientů probíhalo na CT přístroji Siemens Somatom Perspective. Při sběru dat jsem se soustředila na optimalizaci radiační dávky pro pacienty vyšetřované pomocí počítačové tomografie břicha a malé pánve. Moderní CT přístroje využívají kromě expoziční automatiky různé prvky optimalizace dávky, do kterých zasahujeme jen v nutných případech. Jedním z nich je program CareDose, který zajišťuje optimální nastavení proudu během jednotlivých vyšetření, tzn. radiologický asistent zvolí pouze nastavení napětí. Tyto hodnoty bývají 80, 100, 120 a 140 kV.

Dalším způsobem optimalizace dávky je použití iteračních technik. Ve své práci jsem použila protokol s iterativní rekonstrukcí vytvořený firmou Siemens, s názvem IR Abdomen. V tomto protokolu je možnost volby počtu iterací od 1 do 5 -ti, které si můžeme nastavit. Po konzultaci s technikem firmy Siemens jsem zvolila tzv. „zlatý střed“, tj. Admire 3 – 3 iterace po sobě.

Nejdříve jsem rozdíl mezi filtrovanou zpětnou projekcí a iterativní rekonstrukcí zaznamenala použitím vodního fantomu. Obě měření probíhaly se shodnými parametry a stejným rozsahem:

- Kolimace 64x0,6 mm
- Napětí 120 kV
- Pitch 0,8
- Čas rotace 0,5 s
- Bez využití expoziční automatiky

Vzhledem k přibývajícimu počtu CT vyšetření a vysokému počtu onkologicky nemocných pacientů v Karvinské hornické nemocnici jsem se zaměřila na co největší snížení dávky pomocí iterativní techniky. Pacienti jsou posíláni z onkologické ambulance na kontrolní vyšetření počítačovou tomografií každých 3-5 měsíců. Retrospektivní formou jsem vybrala 20 onkologicky nemocných pacientů, kteří přišli na CT vyšetření břicha a malé pánve od roku 2019. Těmto pacientům bylo provedeno CT vyšetření břicha technikou filtrované zpětné projekce a stejní pacienti byli vyšetřeni kontrolně po 3-5 měsících se snížením skenovacích dávkových parametrů, použitím iterativní rekonstrukce. Abych mohla porovnat dávkové parametry, musel souhlasit rozsah vyšetřované oblasti, výška i váha pacienta

v předešlém vyšetření, stejně tak při aktuálním vyšetření. Rozsah vyšetřované oblasti jsem volila vždy stejný, popř. co nejpodobnější, od brániční kopule po symfýzu. Poté byla provedena kontrola rozsahu na topogramu. Výsledné snížení hodnoty DLP (dose length program) jsem porovnávala u všech pacientů jen ve venózní (portální) fázi. DLP je anglická zkratka veličiny odpovídající součinu $CTDI_{VOL}$ a délky skenovaného objemu. Slouží pro vyjádření celkové energie ionizujícího záření dodaného do referenčního objektu.

V poslední fázi svého výzkumu jsem se soustředila na subjektivní hodnocení kvality těchto skenů. Poprosila jsem lékaře na radiodiagnostickém oddělení o jejich stanovisko ke kvalitě vyhotovených skenů. Zda jsou dobře hodnotitelná patologická ložiska, jestli nedošlo k jejich „rozmazání“, není-li výrazný šum v obraze. Pěti zkušenými (atestovanými) radiology byly nezávisle na sobě hodnoceny: obrazový šum, artefakty v obraze, anatomické detaily, ostrost, rozlišení při nízkém kontrastu, celkový dojem z rekonstruovaného obrazu a možnost ovlivnění popisu vyšetření. Všechny tyto prvky měli zhodnotit jako celek do 5 -ti bodové škály. Tato tabulka byla vyplněna u každého vyšetřovaného pacienta.

5 -ti bodová škála byla definovaná takto: 1 bod – výrazné zlepšení parametru, 2 body – znatelné zlepšení parametru, 3 body – lehké zhoršení parametru, 4 body – znatelné zhoršení parametru, 5 bodů – prakticky nehodnotitelné parametry viz tab. 2.

	FBP	IR
Šum		
Artefakty		
Ostrost		
Detaily		
Nízký kontrast		
Celkově		
Popis		
Závěr		

Tabulka č. 2: Vzorová tabulka pro hodnocení jednotlivých parametrů obrazů

4.1 CT břicha a malé pánve

V současné době jsou indikacemi k výpočetní tomografii všechny patologické stavy trávicí trubice. Tyto indikace můžeme rozdělit podle orgánů nebo podle diagnóz. Základními orgánovými typy vyšetření jsou: cílené zobrazení a zhodnocení jater, nadledvin, lymfatických uzlin, tenkého střeva a tlustého střeva, cévního zásobení trávicí trubice, ledvin, malé pánve a zobrazení břicha jako celku. Podle indikací lze zobrazení výpočetní tomografií rozdělit na vyšetření náhlých příhod břišních, vyšetření u chronické bolesti břicha, vyšetření zánětlivých onemocnění, stagingové vyšetření nádorů jícnu a karcinomu žaludku, screeningová vyšetření kolorektálního karcinomu, stagingové vyšetření u kolorektálního karcinomu a celotělová vyšetření u stagingu nádorů pomocí PET/CT.

Příprava k vyšetření:

Před akutním vyšetřením břicha s podezřením na náhlou příhodu břišní není nutná speciální příprava. Před vyšetřením žaludku a duodena, tenkého i tlustého střeva necháme pacienta lačnit čtyři hodiny před vlastním vyšetřením.

Pacientovi před vyšetřením trávicího traktu podáváme negativní kontrastní látku v podobě 2,5% roztoku manitolu. Manitol patří do skupiny cukerných alkoholů, které se dobře rozpouštějí ve vodě a jejich roztoky jsou osmoticky aktivní. Densita roztoku je stejná jako densita vody. Pro přípravu per os má výhodu v lehce nasládlé chuti a nízké ceně. 125 ml manitou ředíme do litru vody a podáme pacientovi, který jej celou hodinu pomalu pije.

Osmotická aktivita udržuje podaný objem v lumen trávicího ústrojí a zároveň jej zvětšuje aktivní sekrecí vody v ileu. Vlivem osmotického chování dochází k rozpětí tenkého střeva a při prodloužené době frakcionovaného pití k dostatečné náplni tračníku.

Při metabolismu manitolu se může v tračníku vzácně objevit produkce výbušné směsi plynu s obsahem metanu a vodíku. Proto je doporučeno po provedení vyšetření s požitím manitolu neprovádět týden endoskopii s použitím elektrokoagulace během výkonu. (Ferda, 2006)

Před vlastním vyšetřením je nutné vyplnit a podepsat informovaný souhlas pacienta s vyšetřením. Před nitrožilním podáním kontrastní látky je třeba zjistit alergickou anamnézu, především na jódové kontrastní látky. Také musíme znát kvalitu renálních funkcí-hodnoty urey a kreatininu v séru. Hodnota urey nesmí přesahovat

nad 10 mmol/l, hodnota kreatininu pro aplikaci kontrastní látky, nesmí přesahovat 150 mmol/l, aby nedošlo k poškození ledvinných funkcí (kontrastní látkou indukovaná nefropatie).

Dalšími důležitými informacemi jsou údaje o onemocnění štítné žlázy, srdeční selhání, chronická renální insuficience, diabetes mellitus a paraproteinémie.

U alergické anamnézy je vhodné provést přípravu kortikoidy k prevenci alergické nebo alergoidní reakce. Nemocným s renální insuficiencí je nutné podávat nízkoosmolární kontrastní látky a měl by mít zajištěnou dostatečnou hydrataci před i po vyšetření spolu s kontrolou hodnot urey a kreatininu cestou lékaře indikujícího vyšetření do 48 hodin. Nízkoosmolární jódové kontrastní látky jsou indikovány u urgentních vyšetření, hlavně u náhlých břišních příhod a septických stavů, také u vyšetření dětí.

Před aplikací kontrastní látky je zajištěn bezpečný cévní přístup plastovou flexibilní kanylou (18 – 20 gauge) do periferního oběhu horní končetiny – vv. Antebrachii, v. mediana cubiti, popř. vv. Rete carpi dorsale. U nemocných, kteří mají zavedenou centrální žilní kanylu, je možno využít i centrálního přístupu.

Při zobrazení trávicího traktu jsou důležitými parametry podání kontrastní látky takzvaný příkon jódu, celkový objem podané látky a správné načasování akvizice dat. Kontrastní látku aplikujeme přetlakovým injektorem, při níž je velkou výhodou dvoupístový systém, který umožňuje navázat na podání kontrastní látky proplach fyziologickým roztokem. Proplach aplikovaný stejným průtokem o objemu 50 ml ušetří přibližně 1/5 až 1/3 objemu podávané kontrastní látky.

Výše průtoku kontrastní látky závisí na stavu použité žíly a na rychlosti akvizice dat. Pro kratší akviziční čas je výhodnější rychlejší aplikace vyšším průtokem 4-5 ml/s, stejně jako pro všechna vyšetření cév. Použití kontrastní látky s vyšší koncentrací umožňuje aplikovat látku s menším průtokem. Celkový objem kontrastní látky je závislý na typu prováděného vyšetření, rychlosti akvizice dat a na tělesné konstituci vyšetřovaného. Splanchnická abdominální oblast představuje kapacitní systém, musí být tedy počítáno s větším objemem kontrastní látky i tehdy, pokud je potřeba, aby byly současně nasyceny cévní struktury mesenteria, střevní stěna, parenchym jater, sleziny a pankreatu. Pro dynamický způsob akvizice dat je možné objem podané kontrastní látky redukovat, ale pouze na objem 80 ml s koncentrací 350 mgI/ml.

Při vyšetření trávicího traktu provádíme tzv. cirkulační fáze, jakou je fáze nativní, arteriální, časná portální, vrcholná portální a fáze pozdní. Cirkulační fáze nastupují

u jednotlivých vyšetřovaných osob individuálně. Týká se hlavně fáze arteriální a další fáze se objevují relativně s konstantním odstupem od arteriální fáze. Mezi hlavní faktory rychlosti nástupu arteriální fáze je věk, tělesný objem a srdeční výdej pacienta.

Nativní obraz:

Nativní vyšetření nám slouží především k zacílení postkontrastního vyšetření k diferenciaci kalcifikací a zjištění nativní denzity tkání. U většiny vyšetření nepřináší nativní fáze podstatné informace, místo nativního a postkontrastního jednorázového vyšetření je lépe zvolit dvoufázové vyšetření. Zároveň je tato fáze vhodná pro pacienty, kterým nelze aplikovat jodovou kontrastní látku, ať už z důvodu alergické reakce na jód, nebo z důvodu vysokých hodnot renálních funkcí urey a kreatininu. U této fáze můžeme zhodnotit mimo výše popsané kalcifikace (v choledochu, močových cestách) např. pneumoperitoneum, ileus.

Arteriální fáze:

Arteriální fáze je důležitá pro zobrazení tepenného systému pomocí CT angiografie. Je také vhodná u detekce nádorů trávicí trubice zejména hormonálně aktivních v rámci vícefázové akvizice pro zobrazení jak primárního nádoru, tak i pro posouzení jaterního parenchymu. Pomocný význam má i při zobrazení parenchymu ledvin a pankreatu v arteriální fázi. Arteriální fáze zpravidla nastupuje v odstupě 15 – 30 s od začátku aplikace kontrastní látky.

Časná portální fáze:

Optimální dobou pro akvizici dat u vyšetření střevní stěny je časná portální fáze. Dochází zde k maximálnímu nasycení kontrastní látkou ve chvíli, kdy se začíná plnit intrahepatická část. Venae portae - odstup od arteriální fáze je 10 – 15 s.

Vrcholná portální fáze:

Tato vrcholná portální fáze je vhodná k posouzení portálního žilního systému a také k zobrazení jater a ostatních parenchymových orgánů. Odstup od arteriální fáze je 25 – 35 s.

Pozdní fáze:

Pozdní fázi můžeme u zobrazení trávicího ústrojí využít pro zobrazení vývodného systému ledvin, hlavně u stavů, kdy je podezření u jejich zasažení patologickým procesem, nebo konkrementem. Druhou indikací může být detekce zdroje krvácení do trávicího traktu. Odstup od arteriální fáze je 120 s až 5 min. Tuto pozdní fázi

využíváme při eventuelním zhodnocení píštělí např. entero-enterálních, entero-vesikálních. Také při onemocnění Morbus Crohn, nebo při vzniku píštěle při divertikulitidě.

Pokud není pozdní vylučovací fáze průkazná, můžeme provést nástřik močových cest jodovou kontrastní látkou do zavedené močové cévky, provedeme tzv. cystografii v poměru 1:5, tj. 10 ml jodové kontrastní látky a 50 ml fyziologického roztoku.

Spuštění akvizice od aplikace kontrastní látky provádíme dvěma způsoby.

Bolus timing

Provádíme nástřikem 10 ml kontrastní látky a jeho monitorováním v oblasti úrovně porta hepatis lze pro stanovení cirkulačního času využít pro všechny intraabdominální orgány. Nevýhodou je kontaminace tkání a „znečištění“ případného fázového vyšetření. Další nevýhodou je jistá míra nepřesnosti vyplývající z jiné reakce srdce a celé kardiovaskulární soustavy na podání 10ml a 100 ml tekutiny. Praktické využití testování bolusu je v zobrazení portálního systému.

Bolus tracking

Monitorování bolusu je v dnešní době u přístrojů z rychlou akvizicí dat nejefektivnější způsob časování akvizice dat pro zobrazení trávicí trubice. V oblasti descendentní aorty umístíme vzorkovací objem, příchod bolusu do cévy je monitorován dynamickým sériovým vyšetřením technikou low-dose. První monitorovací sken se provádí zpravidla 15 – 20 s od začátku nástřiku kontrastní látky. Pro akvizice nad 10 s používáme práh monitorace 100 HU (Hounsfieldových jednotek). Podle toho, jakou cirkulační fázi při vyšetření potřebujeme zachytit, nastavujeme zpoždění akvizice – arteriální fáze začíná ihned, pro další fáze připočítáváme požadovaný časový interval.

Fáze akvizic dat:

Monofázová akvizice dat

Arteriální fáze bez dalších navazujících fází se využívá jen u CT angiografie viscerálního tepenného systému z indikace abdominální angíny. Se zachycením jedné fáze nástřiku je možné si vystačit u rutinních vyšetření břicha a cíleného zobrazení tenkého střeva. **Multifázová akvizice dat**

Multifázová vyšetření se prosadila v indikacích nádorových postižení jater a pankreatu, pak se začala používat pro vyšetření ledvin. Vhodná je akvizice dat v arteriální a vrcholné portální nebo v časně a vrcholné portální fázi u stagingu kolorektálního karcinomu, kdy je nutné zároveň hodnotit i jaterní parenchym.

Dvoufázová akvizice je vhodná u zobrazení cévního zásobení a perfúze trávicího ústrojí u náhlých břišních příhod, při podezření na trombózu v portálním systému a u krvácení do trávicího traktu, kdy druhá odložená fáze může zachytit jezírko vytékající kontrastní látky – tzv. leak.

Metoda dvou fází v jedné akvizici

Pokud prodloužíme dobu aplikace kontrastní látky tak, aby bylo zobrazení parenchymových orgánů ve vrcholné portální fázi a jeho poslední část zobrazila ještě tepenný systém v arteriální fázi, jedná se o systém zobrazení dvou fází v jedné akvizici. Tento způsob je vhodný hlavně pro urgentní situace, v případě polytraumat je nutné tento způsob zvážit u ultrarychlých přístrojů. Vyšetření nám poskytuje komplexní informace o zachycených orgánech.

Alternativní metodou zobrazení dvou fází v jedné akvizici je podání 20 ml kontrastní látky 4-5 min před vyšetřením pro zobrazení odvodných močových cest současně se zobrazením intraabdominálních orgánů v portální fázi.

Alergické reakce na jodovou kontrastní látku a jejich léčba

K lepšímu zobrazení anatomických struktur a orgánů nám slouží aplikace kontrastní látky (KL). Nejčastěji podáváme KL do cévního řečiště, může být aplikováno i do dutin lidského organismu. RTG kontrastní látky fungují na principu změny absorpce záření ve vyšetřovaném orgánu.

Nejčastěji používáme k intravaskulárnímu podání pozitivní kontrastní látky s obsahem jódu. Jodové kontrastní látky dělíme na vysokoosmolální (cca 7x vyšší osmolalita než osmolalita krve), nízkoosmolální a izoosmolální.

Vysokoosmolální KL můžeme podat u nemocných bez alergické anamnézy a s normální funkcí ledvin.

Nízkoosmolální KL mají obecně méně nežádoucích účinků, proto jsou doporučovány při použití u rizikových stavů, u dětí a dospělých starších 70 let. Pacienti s polyvalentní alergií, nebo astmatem, u předchozí reakce na jodovou KL premedikujeme kortikoidy. Dále používáme nízkoosmolální KL u pacientů s poruchou renálních funkcí, u akutní cévní mozkové ischemie, u diabetes mellitus, mnohočetného myelomu, u osob s transplantovanou ledvinou.

Podání jodové kontrastní látky může u pacienta vyvolat nežádoucí účinky **akutní**, které vznikají náhle. Pokud jsou příznaky mírné, stačí pouze lékařský dohled.

Nežádoucí účinky dělíme na **alergoidní** a **chemotoxické**.

Alergoidní reakce je reakce podobná alergické reakci. Vzniká nezávisle na množství podané kontrastní látky. Objevuje se během prvních minut po aplikaci KL. Dochází k uvolnění histaminu a serotoninu.

Reakce podle závažnosti dělíme na **lehké** – ty se projevují urtikou, zarudnutím pokožky, škrábáním v krku, nevolností.

Střední – projevují se tachykardií, bradykardií, bronchospasmem, laryngospasmem – pacient má pocit, že se dusí.

Při **těžké** alergoidní reakci může dojít kardiiovaskulárnímu selhání a k anafylaktickému šoku.

Terapie závisí na konkrétních projevech.

Obecně:

- zastavit aplikaci kontrastní látky
- Podat kortikoidy, beta-2 -mimetika, antiemetika dle ordinace lékaře
- Podat kyslík
- Přivolat resuscitační tým
- Monitorovat vitální funkce
- Podat adrenalin
- Zahájit kardiopulmonální resuscitaci

Chemotoxická reakce znamená přímé ovlivnění určitého orgánu, hlavně zde patří nefropatie, neurotoxická a kardiotoxická. Může být provázena pocitem horka, nauzeou a zvracením. Velikost reakce je přímo úměrná množství podané kontrastní látky. Hlavní zásadou snížení této reakce je podání co nejmenšího množství kontrastní látky. Před a po vyšetření je důležitá dostatečná hydratace.

Paravazální aplikace KL – aplikace kontrastní látky mimo krevní oběh způsobuje zarudnutí, svědění, otok, pacient je ohrožen zánětem až nekrózou. Pacientovi zvedneme postiženou končetinu, to umožní snadnější odtok z tkání. Pokud je končetina zarudlá, můžeme aplikovat mast s ibuprofenem, poté přiložíme studený obklad.

Paravazace většího množství kontrastní látky do předloktí může způsobit kompartment syndrom s ischemií prstů. V tomto případě je nutný rychlý chirurgický zákrok (fasciotomie).

Pozdní nežádoucí účinky vznikají více jak za hodinu po podání jodové kontrastní látky. Nejčastěji se projeví jen lehkou až střední urtikou cca 3 – 48 hodin po aplikaci. Léčba těchto účinků je symptomatická. Jejich výskyt je velmi vzácný.

Zásady intravaskulárního podání jodové KL

Kontrastní látka může být podána pouze na pracovišti, které je vybaveno léčebnými prostředky pro léčbu nežádoucích účinků a kardiopulmonální resuscitaci. Lékař, který aplikuje jodovou kontrastní látku musí být vyškolen. U rizikových pacientů je vhodná ordinace premedikace minimálně 6-12 hodin před aplikací jodové kontrastní látky. Za premedikaci zodpovídá indikující lékař. Pokud je pacient suspektní na poruchu renálních funkcí, uvede tuto skutečnost indikující lékař na žádanku spolu s hodnotami sérového kreatininu a urey.

Premedikace rizikového pacienta:

Prednison tbl: 40 mg (12 – 18 hodin před aplikací KL) a 20 mg (6 – 9 hodin před aplikací KL)

V akutním případě, kdy není možno pacienta připravit k vyšetření, podáváme kortikoidy a antihistaminikum intravenózním způsobem.

U závažných případů alergie je vhodné premedikovat 24 – 48 hodin ve spolupráci s anesteziologem včetně dohledu anesteziologa během vyšetření.

Před aplikací jodové KL:

- Pacient by měl být dostatečně hydratovaný
- 4 hodiny před vyšetřením omezí příjem per os pouze na tekutiny v malém množství, nepřijímá žádnou pevnou stravu
- Pro prevenci kontrastní nefropatie musíme znát hladinu kreatininu a urey v séru
- Odebereme alergickou anamnézu
- Zajistíme periferní žilní katetr

Po aplikaci jodové KL:

- Po vyšetření zůstává pacient alespoň 30 minut pod dohledem personálu
- Pacienta upozorníme na dostatečnou hydrataci po dobu 24-48 hodin

Relativní kontraindikací k podání KL je:

- Alergická reakce na předchozí podání KL
- Těžké poruchy ledvin a jater (hodnota kreatininu nad 300 $\mu\text{mol/l}$)
- Tyreotoxikóza (před podáním KL podáváme tyreostatika 3 dny před a 2 týdny po podání)
- Mnohočetný myelom
- Léčba radioaktivním jódem (KL nesmí být podána 2 měsíce před léčbou)

KONTRASTNÍ NEFROPATIE – akutní zhoršení ledvinných funkcí způsobené podáním jodové kontrastní látky, u kterého byla vyloučena jiná příčina. Je definovaná zvýšením kreatininu o 25% během 48 hodin oproti hodnotě před podáním KL.

Rizikové stavy kontrastní nefropatie:

- diabetes mellitus (diabetická nefropatie s hladinou kreatininu $>100 \mu\text{mol/l}$)
- perorální antidiabetika – biguanidy – při zhoršení ledvinných funkcí vzniká nebezpečí laktátové acidózy
- dehydratace
- kardiální dekompenzace
- užívání nefrotoických léků např. gentamycin, nesteroidní antiflogistika, imunosupresiva
- kumulace kontrastních vyšetření

Prevence kontrastní nefropatie:

- dostatečná hydratace
- použití nízko/izoosmolálních KL
- dát přednost KL s nízkou viskozitou
- před podáním KL vysadit na 48 hodin biguanidy, nesteroidní antirevmatika a jiné nefrotoické léky

Onemocnění trávicího traktu je velké množství. Já jsem se zaměřila na onkologické onemocnění různých orgánů v dutině břišní.

K primární diagnostice výpočetní tomografií není indikován karcinom žaludku, ale při stagingu onemocnění má výpočetní tomografie důležitou roli.

Pomocí CT se objevují metastázy v mizních uzlinách v porta hepatis, v malém omentu, paraaortálně a ve skupině uzlin kolem truncus coeliacus. Pokročilé zhoubné nádory infiltrují tračník, omentum minus, abdominální jícen a další okolní struktury. Karcinom žaludku metastazuje krevní cestou do jater. Samotný nádor se projevuje jako lokální ztlustění stěny infiltrací, někdy jako exulcerovaný útvar. Skirrhotické formy karcinomů se při difúzním zesílení stěny projevují zmenšením objemu žaludku. Nejvhodnější technikou pro vyšetření žaludku je podání vody perorálně a podání spasmolytika, nejpřínosnější fází nástřiku kontrastní látkou je portální fáze.

Nádory střeva se projevují zesílením stěny, pokud dochází k exofytickému růstu, projeví se také defektem v náplni. Na hloubce invaze závisí, zda je zesílena jen stěna, nebo zda jsou infiltrovány i okolní struktury. V pokročilejších formách onemocnění jsou postiženy i regionální a vzdálené mizní uzliny. Hematogenní metastázy se šíří hlavně do jater, která mají funkci filtru u všech nádorů z povodí v. portae hepatis. Pouze nádory z oblasti distálního rekta mohou primárně metastazovat systémovými žilami do plic a mozku.

Mezi zhoubné nádory střeva patří také karcinoid. Je to hypervaskularizovaný endokrinně aktivní nádor, který se objevuje zejména na aborálním úseku ilea a je nejčastějším zhoubným nádorem tenkého střeva. V CT obraze se jeví jako ložisko, které se sytí kontrastní látkou nejvýrazněji v arteriální fázi a velmi často infiltruje i mesenterium. Lymfom se projevuje difúzním zesílením stěny tenkého střeva, často až monstrózního vzhledu. Lymfom je příčinou stenóz a subileózního až ileózního stavu. Tento zesílený segment střeva se může stát vodícím útvarem ileocékální invaginace. Většinou se jedná o non-hodgkinské lymfomy, při kterých bývají současně postiženy i mizní uzliny mezenteria a retroperitonea. Leiomyosarkom má podobný nález na střevě jako u lymfomu, kdy je stěna střeva rozšířená. Velmi často metastazuje krevní cestou do jater, může i do plic.

Stejně jako u karcinomu žaludku, není výpočetní tomografie vhodná k primární diagnostice kolorektálního karcinomu, ale je vhodná ke stanovení stadiu onemocnění u pokročilých stádií. Většina těchto nádorů se vyskytuje v rektosigmatu. Nádory uložené orálněji manifestují mnohem později, často ve fázi infiltrace do okolí a při metastázování. Kolorektální karcinom je pomalu progredující malignom, který metastazuje do regionálních mizních uzlin po a krevní cestou do jater a v poslěze

do plic. V CT obraze lze hodnotit zesílení stěny rekta s různou mírou invaze do stěny střeva, poté do okolní tukové tkáně a orgánů. Pro přesný obraz je vhodné naplnit tračník vodou, aby byla stěna dostatečně rozepjatá. Výpočetní tomografie nám pomáhá odhalovat recidivu onemocnění po chirurgickém výkonu i po kvalitním podání kontrastní látky CT výrazně zaostává za možnostmi magnetické rezonance.

Nejčastějším mezenchymovým nádorem jater je hemangiom. Je většinou nahodilým nálezem. Po podání kontrastní látky se hemangiom typicky nejprve sytí nodulárně z periferie do středu, později než ostatní parenchym dosahuje homogenně vyšší denzity. Hyperdenzita přetrvává i na pozdních skenech, kdy se už denzita v normálním parenchymu snižuje. Velikosti hemangiomů jsou od několika milimetrů až po útvary velikosti celého jaterního laloku. Ve velkých hemangiomech mohou být kalcifikace. Drobné hemangiomy můžeme odlišit od metastáz zaneseným velkým oběhem jen podle neměnnosti útvarů při kontrolních vyšetřeních.

Hepatocelulární karcinom vzniká na podkladě cirhózy po infekci hepatitidy B a C a expozice aflatoxinu. Při vyšetření počítačovou tomografií je obraz hepatocelulárního karcinomu velmi pestrý, časté jsou neostře ohraničené hypodenzity mapovitého vzhledu. V CT obraze vždy obsahuje okrsky s časným arteriálním enhancementem, vysvětlitelným selektivním zásobením nádoru a. hepatica. Nádor se většinou objevuje primárně, infiltruje játra včetně v. portae a jaterních žil. V cévách často bývá nádorová trombóza.

Lymfomy se projevují jako hepatomegalie s nevýraznými nehomogenitami připomínajícími metastázy. Vždy je jak nativně, tak i po podání kontrastní látky hypodenznější než normální jaterní tkáň. Současně bývají postiženy i jiné orgány, jako například slezina a lymfatické uzliny. Jako primární a jediné jaterní postižení lze nalézt jen výjimečně.

Typickým místem generalizace karcinomů žaludku, tračníku, slinivky, plic, prsu, gynekologických nádorů a lymfomů jsou játra. Na CT obrazu se nachází vícečetné hypodenzní struktury okrouhlého tvaru. Po podání kontrastní látky se jinak sytí metastázy zanesené via a. hepatica a via a. portae. Metastázy, které jsou zanesené portálním oběhem jsou hypovaskularizované a nejvíce se sytí až v portální fázi. Metastázy zanesené do jater velkým oběhem se typicky sytí v arteriální fázi. Arteriální sycení se nejvýrazněji projevuje u hypervaskularizovaných nádorů, například

karcinomu ledviny, karcinoidu, neuroendokrinních nádorů, melanoblastomu a karcinomu štítné žlázy. Některé metastázy centrálně propadají nekróze. Metastatická ložiska se po léčbě cytostatiky regresivně mění, někdy kalcifikují.

Karcinom žlučníku se vyvíjí na podkladě kalkulózní chronické cholecystitidy. Dlouhou dobu zůstává němý, proto jeho výskyt zjistíme spíše v pokročilejším stádiu onemocnění. Jeví se jako nehomogenní ztlustění stěny žlučníku. Tento nádor rychle prorůstá do jater, infiltruje malé omentum a tvoří metastázy v okolních mízních uzlinách v porta hepatis a v celiakální skupině. Nádory vznikající v oblasti soutoku pravého a levého jaterního žlučovodu, společného žlučovodu a choledochu bývají často příčinou intrahepatální cholestázy. Polypoidní formy se vyskytují spíše v distální části žlučovodů. Například tzv. Klatskinův tumor bývá uložen na soutoku jaterních žlučovodů.

Nádory pankreatu jsou v 75 % hormonálně aktivních. Asi ve 2/3 produkují gastrin (gastrinom), 1/10 inzulin (inzulinom) a glukagon (glukagonom) nebo somatostatin (somatostatinom). Gastrinom bývá nejčastěji uložen extrapancreaticky v duodenu, v antru žaludku nebo také bývá mezi hlavou pankreatu a porta hepatis. Vyšetření pankreatu je nutné provádět po intravenózním podání kontrastní látky a po podání vody per os. Nádory se dobře sytí v pozdní arteriální fázi výrazněji, než okolní tkáň pankreatu. Poté se provádí doplňující vyšetření v druhé, portální fázi umožňující odlišit cévní struktury.

Adenokarcinom pankreatu tvoří asi dvacetinu malignit v populaci. Karcinom pankreatu postihuje nejčastěji ve věku od 50 do 70 let. Karcinomy v oblasti těla a ocasu jsou diagnostikovány až v nekurabilním stádiu onemocnění jen proto, že se pozdě projeví. Projevují se jaterními metastázami, nebo přímou invazí do okolních orgánů. Většina karcinomů pankreatu bývá adenoidních s hypovaskularizací, proto se nádory při podání kontrastní látky zobrazují v časně fázi jako hypodenzní okrsky ve zvětšeném pankreatu. Adenokarcinom pankreatu velice často prorůstá do perivaskulární tukové tkáně AMS a VCI. Malé tumory mají kolem vlastní maligní tkáně zónu zánětlivých změn, která neumožní časná stádia karcinomu pankreatu odlišit od chronického zánětu slinivky. Jestliže je postižená hlava pankreatu, je patrná dilatace pankreatického vývodu a atrofie zbylé části slinivky. Karcinom pankreatu se většinou šíří do sleziny, žaludku, tračnicku, do retroperitonea k hlavním cévám a může se šířit i do ledvin. Infiltrace postihuje pankreatický úsek

ductus choledochus, jeho obstrukcí vzniká dilatace žlučových cest. Adenokarcinom metastázuje lymfatickými cestami do paraaortálních a paravazálních uzlin, také do uzlin v omentum minus a v. porta hepatis. K posouzení operability nádoru mimo zhodnocení infiltrace a. mesenterica superior či truncus coeliacus potřebujeme znát přesně určený rozsah nádoru, včetně lymfatických a krevních metastáz. Provedení výpočetní tomografie je základ pro staging.

Slezina bývá postižena hodgkinským lymfogramulomem a také non-hodgkinskými lymfomy. Nádor sleziny se projevuje neostře ohraničený, ložiska se mohou chovat expanzivně. Sekundární nádory sleziny jsou vzácné, protože zde probíhá k efektivnímu ničení imunologicky exogenních buněk. Jestliže jsou ve slezině přítomny metastázy, projevují se jako hypodenzní ostře ohraničená ložiska. Metastázuje zde karcinomy ovaria, močového měchýře, melanoblastom a lymfomy.

Nádory peritonea jsou způsobeny především sekundární diseminací gynekologických nádorů a nádorů gastrointestinálního traktu. Projevují se obvykle ascitem a zesílením nástěnného i viscerálního peritonea.

Karcinom ledvin se většinou při vyšetření výpočetní tomografií projevuje jako papilární defekt v kontrastní náplni pánvičky. Tento agresivní karcinom v pokročilém stádiu infiltruje ledvinový parenchym z centra směrem do dřeně a způsobuje tak jeho destrukci. Nádory, které postihují uretery jsou většinou implantačními metastázami nádorů pánvičky ledviny.

Adenokarcinom ledviny se nejčastěji vyskytuje ve středním a vyšším věku, častěji u mužů. Je to velice agresivní nádor, snadno podléhající centrální nekróze. Lokálně může prorůstat do perirenálního, pak i do pararenálního prostoru, do musculus psoas a do renální žíly, také do dolní duté žíly. Adenokarcinom metastázuje do plic, do kostí, mozku, do druhostranné ledviny, do nadledvin, varlete i ovaria. Postiženy bývají i pararenální mízní uzliny. Obraz adenokarcinomu na CT je typický, vitální část se dobře sytí kontrastní látkou a jeho centrum bývá hypodenzní z důvodu nekrózy.

Typickým příznakem nefroblastomu je tenká slupka normálního ledvinového parenchymu kolem nádorové tkáně. Někdy bývá nádor prokrvácen. Prorůstá do renální žíly a metastázuje krevní cestou do plic a jater. Nefroblastom nesmí být biopsován

pro nebezpečí roznesení metastáz. Metastázy do ledvin nejsou časté, častější jsou infiltrace při leukémii a lymfomech.

Papilokarcinom je nádor močového měchýře. Je to široce nasedající klkatý útvar, který občas mívá dlouhou stopku. Častěji jsou postiženi muži. CT vyšetření je důležité při stanovení stagingu u papilomakarcinomu močového měchýře. Na CT obrazu se posuzuje infiltrace na stěnu, infiltrace okolního tuku, invaze do okolních orgánů a přítomnost patologicky zvětšených uzlin. Pokud dojde k obstrukci močovodu papilokarcinomem, vzniká dilatace ureteru a pánvičky.

Karcinom prostaty se objevuje v její periferní části, prorůstá pouzdrmem a infiltruje okolní tukovou tkáň, semenné vajíčky a dno močového měchýře. Ve druhém stádiu se projevuje asymetrickým vyklenutím kontury prostaty. Ve třetím stádiu už infiltruje okolní tukovou tkáň a projevuje se neostrým ohraničením prostaty.

Nádory varlete se šíří lymfatickou cestou do retroperitoneálních uzlin, ale mohou být zasaženy pánevní uzliny i semenné vajíčky. CT vyšetření je důležité pro staging nádorů varlete. Tyto nádory metastázuji krevní cestou do plic. Nádory se mohou vyskytnout i v nesestouplém varleti, který zůstává v dutině břišní.

Karcinom děložního těla bývá méně častý než karcinom cervixu. Nádor se projevuje zvětšením dělohy a její hypodenzní náplní, která zůstává po aplikaci kontrastní látky hypodenznější než myometrium. V pozdějších stádiích se nádor šíří na vaginu a adnexa. Metastazuje lymfatickou cestou do oblasti paraaortální v úrovni renálních cév.

Karcinom cervixu tvoří metastázy v mizních uzlinách, kostech, plicích, mozku a v játrech. V dnešní době je výpočetní tomografie nahrazena vyšetřením pánve ultrazvukem nebo magnetickou rezonancí.

Kystadenokarcinom je zhoubný nádor ovaria, který se po podání kontrastní látky nehomogenně sytí. Nádor často dosahuje obrovských rozměrů. Metastazuje do peritonea, velké předstěry a mesenteria.

Adenom nadledvin se zobrazuje jako uzel velikosti 1-2 cm a bývá relativně hypodenzní. Po podání kontrastní látky se denzita adenomu zvyšuje jen lehce od metastáz. Většina hormonálně aktivních adenomů tvoří glukokortikoidy

a je příčinou Cushingova syndromu. Některé adenomy produkují mineralokortikoidy a způsobují tzv. Connův syndrom. Tyto adenomy bývají malých velikostí.

Sekundární nádory nadledvin jsou poměrně časté, především u karcinomů plic, prsu a ledvin. Zvětšení nadledvin bývá oboustranné.

Karcinomy nadledvin dosahují větší velikosti než adenomy. Bývají ostře ohraničené a po podání kontrastní látky se denzita zvyšuje. Velmi časté také bývají regresivní změny jako jsou nekrózy a krvácení. Nediferencované sarkomatózní nádory přecházejí v infiltrace do okolních struktur.

Feochromocytom je výrazně cévnatý nádor, nativně je jeho denzita různá. Po podání kontrastní látky se denzita vitální tkáně výrazně zvyšuje. Kalcifikace se u feochromocytů objevují jen ve třetině nálezů. Pokud je nádor neostře ohraničený a roste infiltrativně s metastázami, jedná se o maligní feochromocytom.

Neuroblastom je velmi častým intraabdominálním nádorem dětského věku. Je to velmi agresivní nádor, který časně metastazuje do kostí a orbity, nebo do jater. V moči bývají přítomny produkty metabolismu katecholaminů. Ve většině případů obsahuje neuroblastom kalcifikace, nativně je jeho denzita srovnatelná s denzitou svaloviny. Podáním kontrastní látky se sytí vitální tkáň, ale cystické a nekrotické oblasti denzitu nezvyšují.

Nádory tukové tkáně nízkého gradingu bývají dobře ohraničené s mírně vytvořenou kresbou intersticia. Jejich denzita je stejná jako u tukové tkáně. Větší útvary liposarkomu podléhají regresivním změnám – mohou se objevit kalcifikace, nekrózy a drobná krvácení. Liposarkomy vyššího gradingu nejsou ohraničené vůči okolní tkáni, dokonce bývají shodné se svalem či vazivem.

Hodgkinův lymfom zasahuje spíše játra, slezinu, kosti a uzliny v retroperitoneu. Tato lymfomová infiltrace se projevuje jako zvětšení a zmnožení jednotlivých mízních uzlin. Tyto lymfomy jsou většinou homogenní tkáň, která je nativně i postkontrastně podobné denzity jako svalová tkáň. Při stagingu lymfomů je velmi důležité všimnout si postižení uzlin v retrokrurální lokalizaci, také je důležité všimnout postižení mezenteria, jater a sleziny.

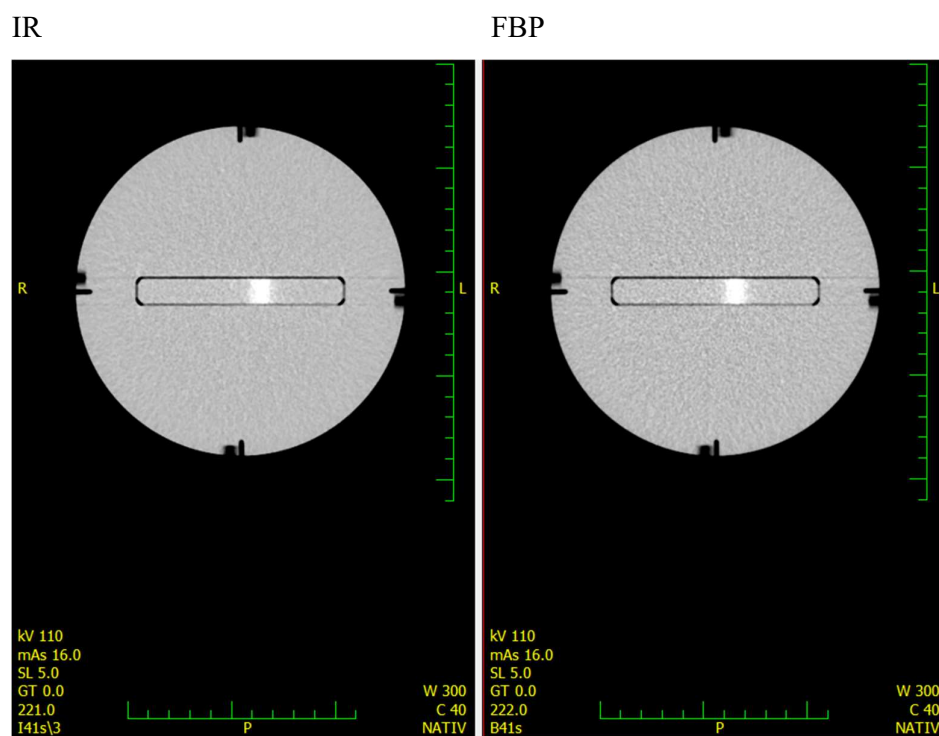
Sekundární postižení retroperitonea vzniká přímou infiltrací u velkých nádorů pankreatu, tlustého střeva, pánevních orgánů a lymfogenním rozsevem do uzlin.

Tyto uzliny jsou zvětšené, ostře ohraničené a jejich lokalizace závisí na místě primárního nádoru. Mezi typické lokalizace patří paraaortální uzliny kolem renálních cév u nádoru varlat, těla dělohy a ovaria. Uzliny kolem bifurkace aorty bývají postiženy u karcinomu hrdla děložního a kolorektálního karcinomu. Do paraaorálních uzlin se šíří nádory pankreatu.

5 VÝSLEDKY VÝZKUMU

Při své studii jsem použila u každého vyšetřovaného 2 snímky. První sken je vždy sken s použitím iterativní rekonstrukce a druhý sken s použitím filtrované zpětné projekce.

Rozdíl mezi iterativní rekonstrukcí (IR) a filtrovanou zpětnou projekcí (FBP) u vodního fantomu.



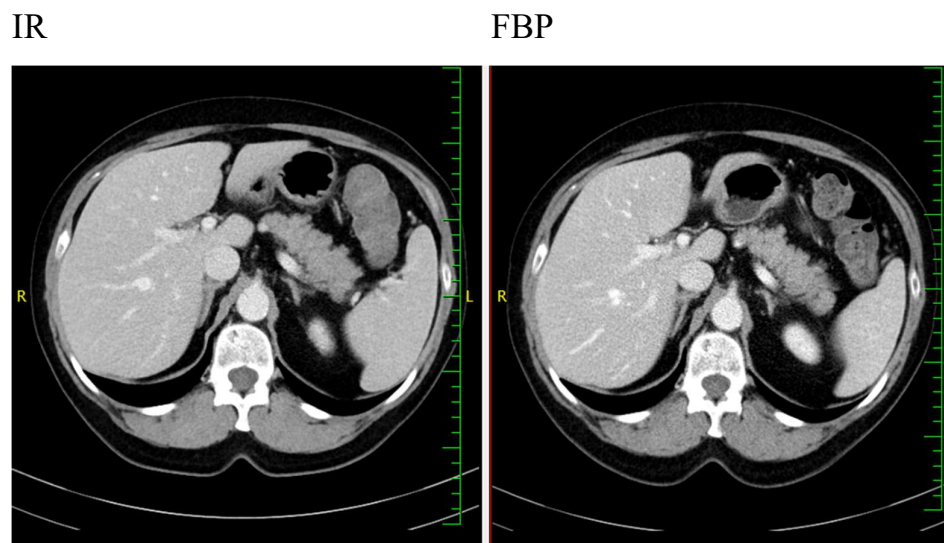
Obrázek č. 22: rozdíl mez IR a FBP

DLP (dose length product) u skenu s použitím iterativní rekonstrukce byla 46,46 mGy*cm.

DLP u skenu s použitím filtrované zpětné projekce byla 48,26 mGy*cm.

Kromě toho, že u skenu s použitím iterativní rekonstrukce vidíme mírný pokles hodnoty DLP, můžeme také rozlišit menší podíl šumu při použití této rekonstrukce.

Vyšetřovaný č. 1



Obrázek č. 23: Vyšetřovaný č. 1

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 258,02 mGy*cm.

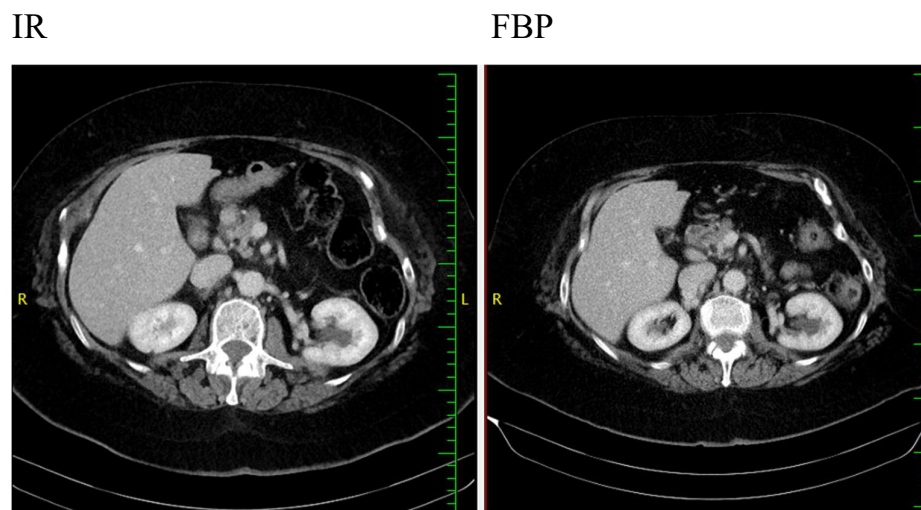
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 332,94 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 22,5%.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž většina lékařů hodnotila obraz s IR jako znatelné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 2



Obrázek č. 24: Vyšetřovaný č. 2

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 905,60 mGy*cm.

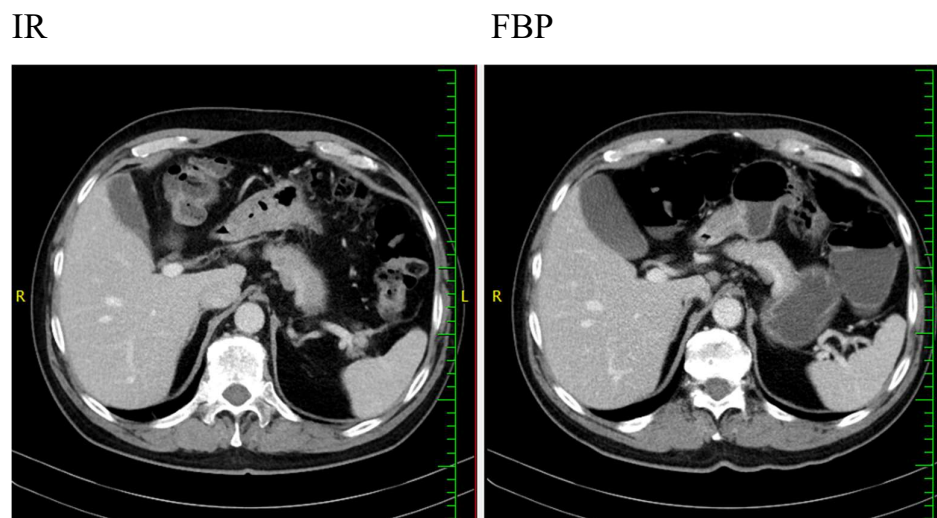
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 1308,55 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 30,8 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 3



Obrázek č. 25: Vyšetřovaný č. 3

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 522,28 mGy*cm.

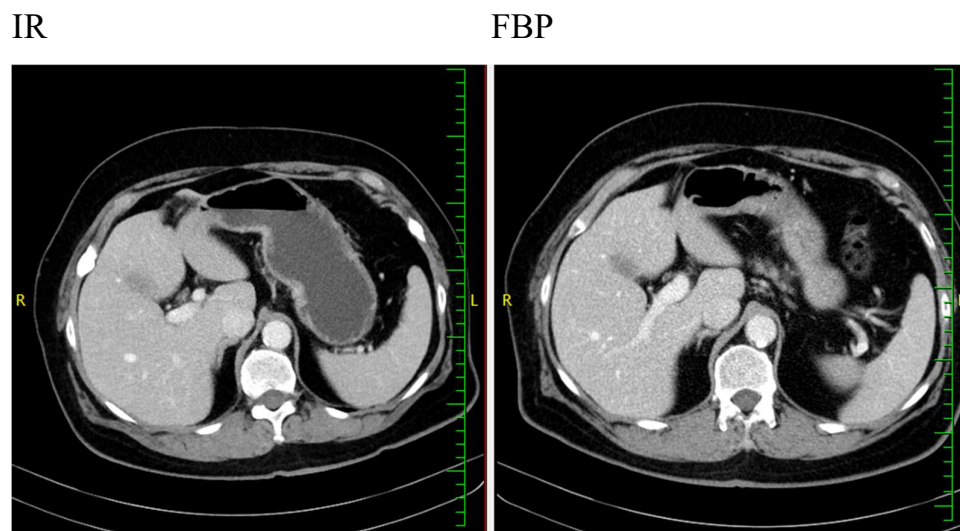
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 643,68 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 18,9 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 4



Obrázek č. 26: Vyšetřovaný č. 4

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 381,17 mGy*cm.

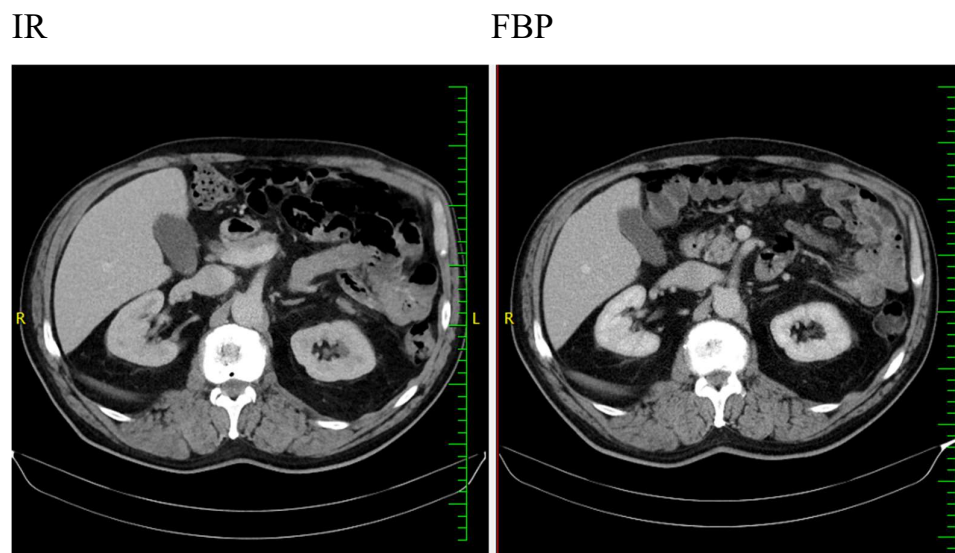
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 552,30 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 31 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 5



Obrázek č. 27: Vyšetřovaný č. 5

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 428,56 mGy*cm.

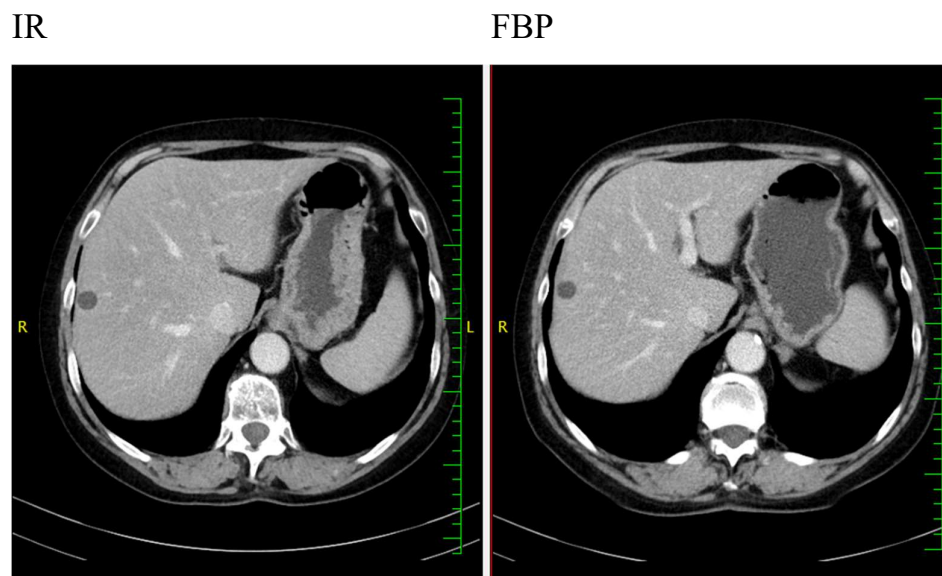
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 590,29 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 27,4 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné až výrazné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 6



Obrázek č. 28: Vyšetřovaný č. 6

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 339,71 mGy*cm.

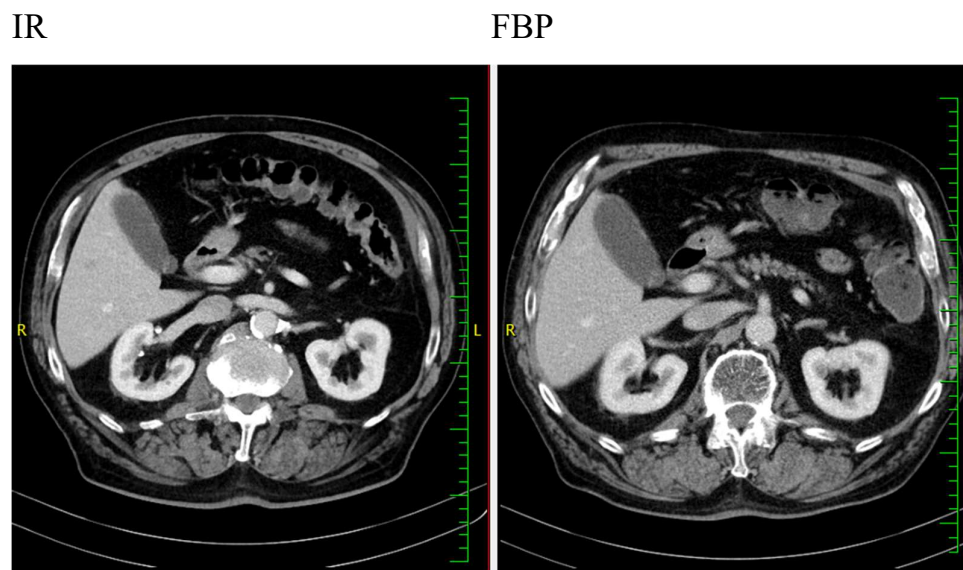
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 415,82 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 18,3 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné až výrazné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 7



Obrázek č. 29: Vyšetřovaný č. 7

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 517,52 mGy*cm.

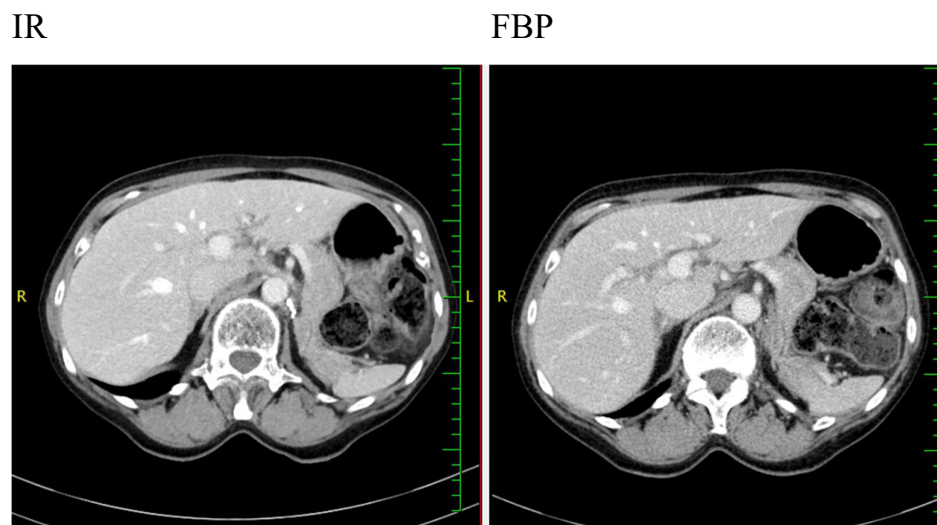
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 668,88 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 22,6 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné až výrazné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 8



Obrázek č. 30: Vyšetřovaný č. 8

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 372,67 mGy*cm.

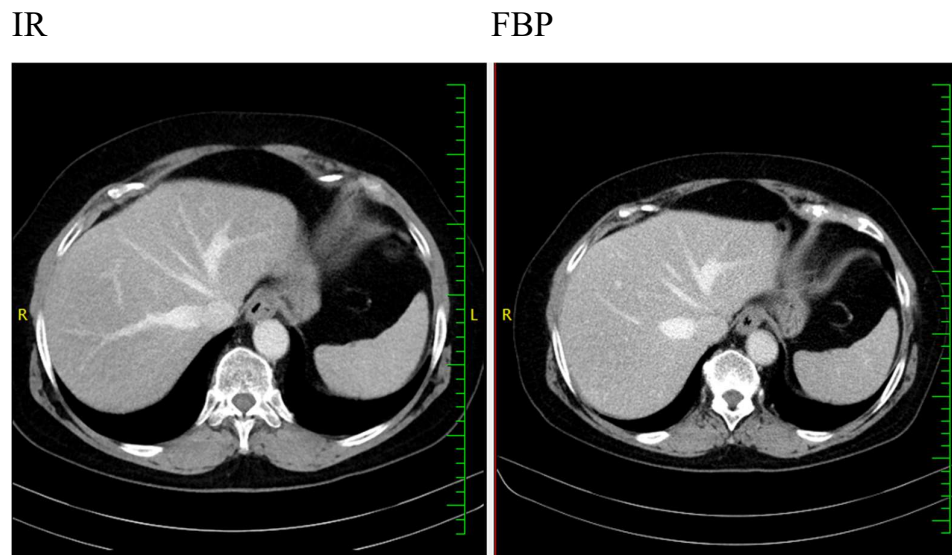
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 457,54 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 18,5 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné až výrazné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 9



Obrázek č. 31: Vyšetřovaný č. 9

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 644,38 mGy*cm.

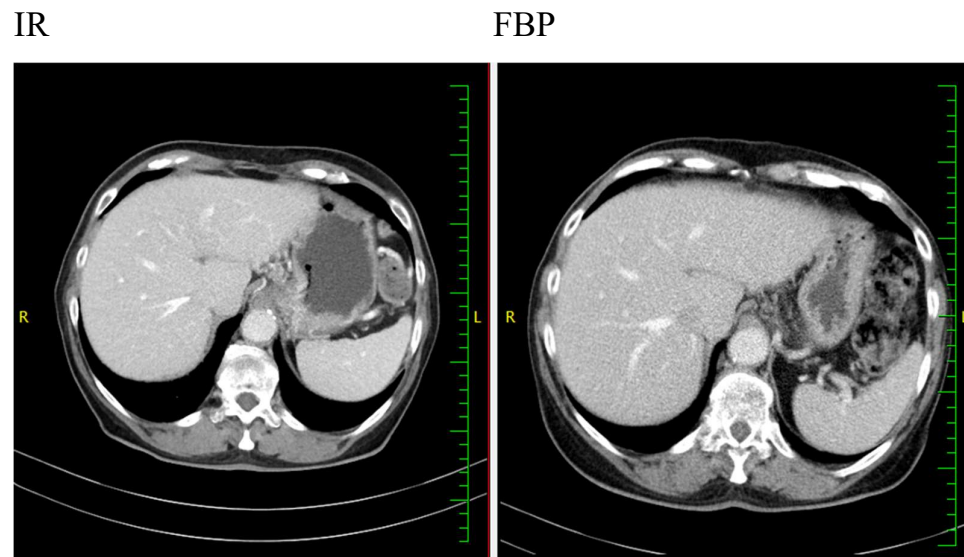
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 789,44 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 18,4 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 10



Obrázek č. 32: Vyšetřovaný č. 10

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 268,3 mGy*cm.

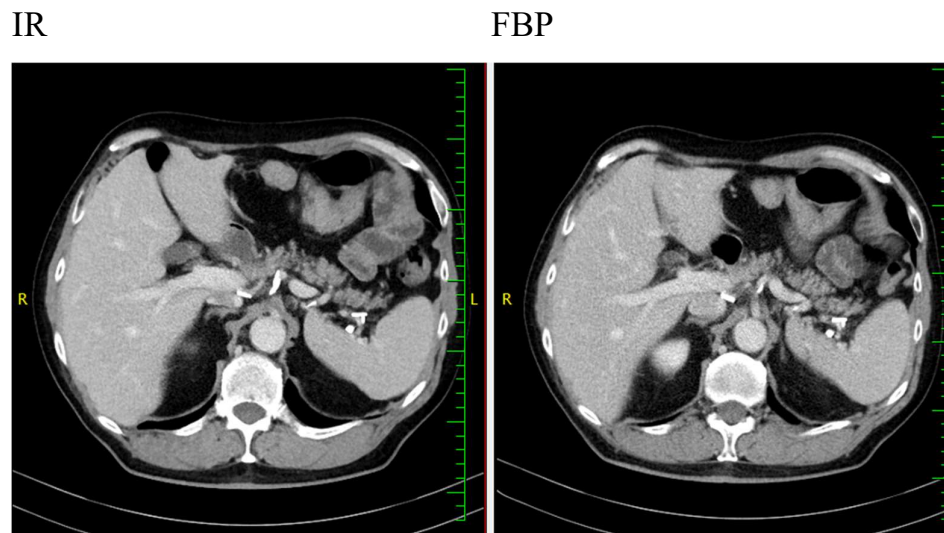
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 360,66 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 25,6 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné až výrazné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 11



Obrázek č. 33: Vyšetřovaný č. 11

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 425,70 mGy*cm.

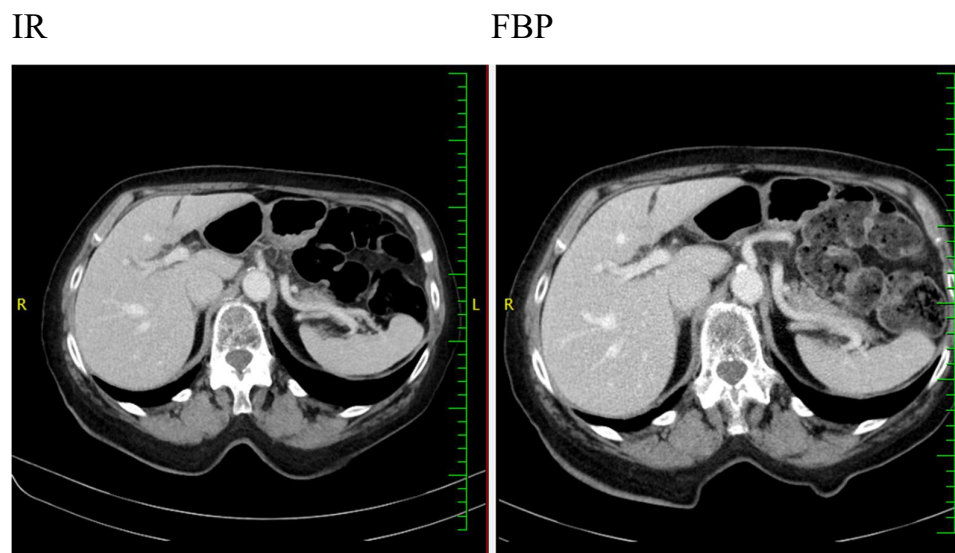
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 551,89 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 22,9 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR na zcela stejné úrovni jako snímek provedený filtrovanou zpětnou projekcí.

Vyšetřovaný č. 12



Obrázek č. 34: Vyšetřovaný č. 12

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 353,47 mGy*cm.

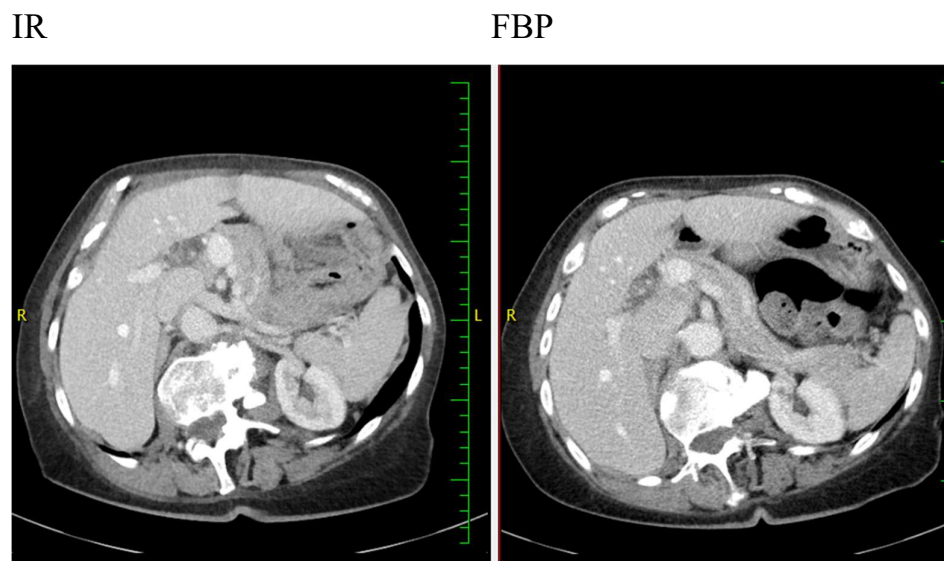
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 473,15 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 25,3 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 13



Obrázek č. 35: Vyšetřovaný č. 13

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 367,75 mGy*cm.

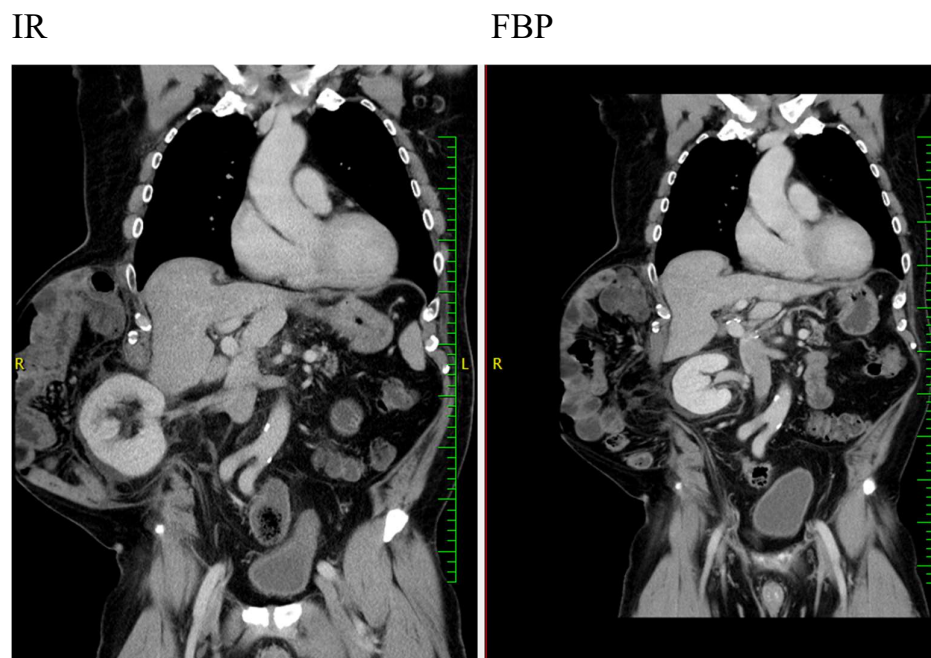
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 518,85 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 29,1 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 14



Obrázek č. 36: Vyšetřovaný č. 14

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 765,20 mGy*cm.

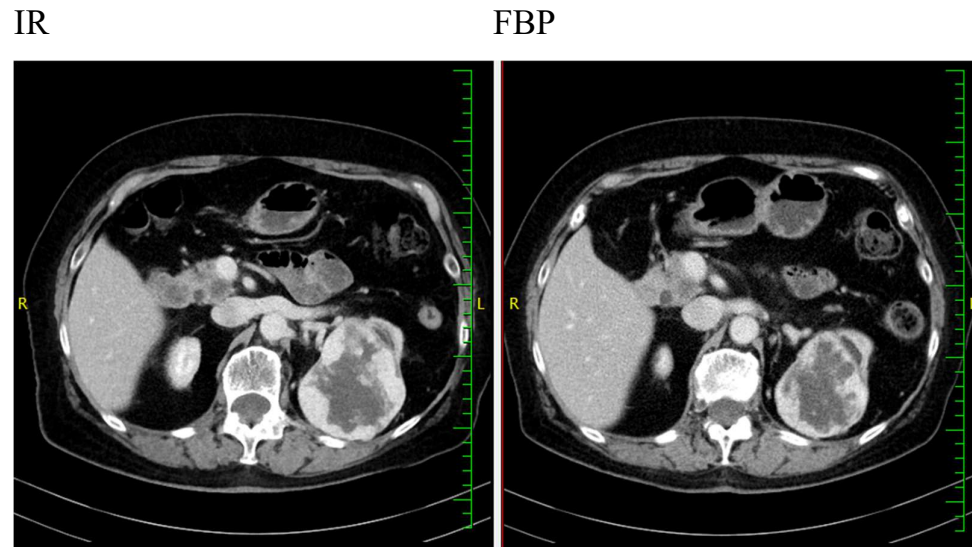
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 988,11 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 22,6 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako zanedbatelné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 15



Obrázek č. 37: Vyšetřovaný č. 15

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 555,65 mGy*cm.

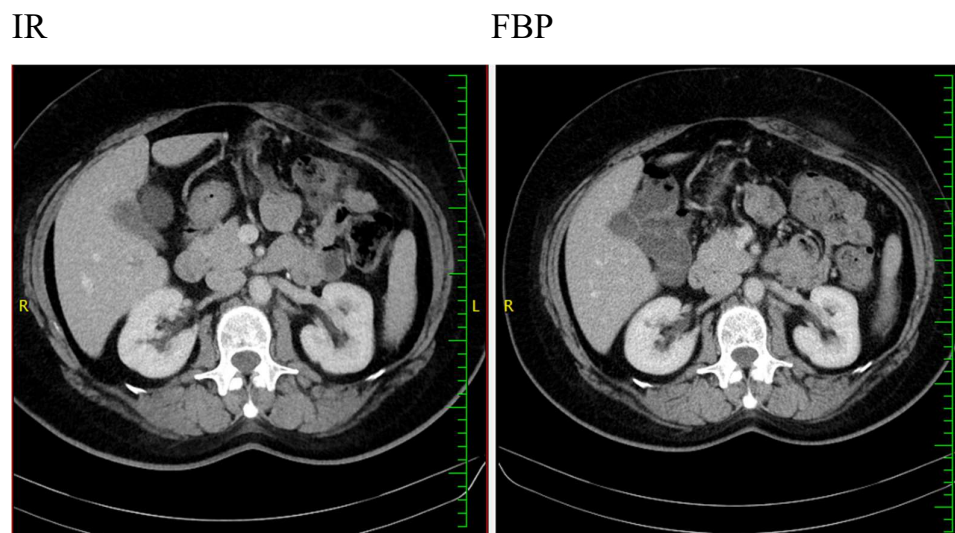
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 692,94 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 19,9 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 16



Obrázek č. 38: Vyšetřovaný č. 16

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 912,98 mGy*cm.

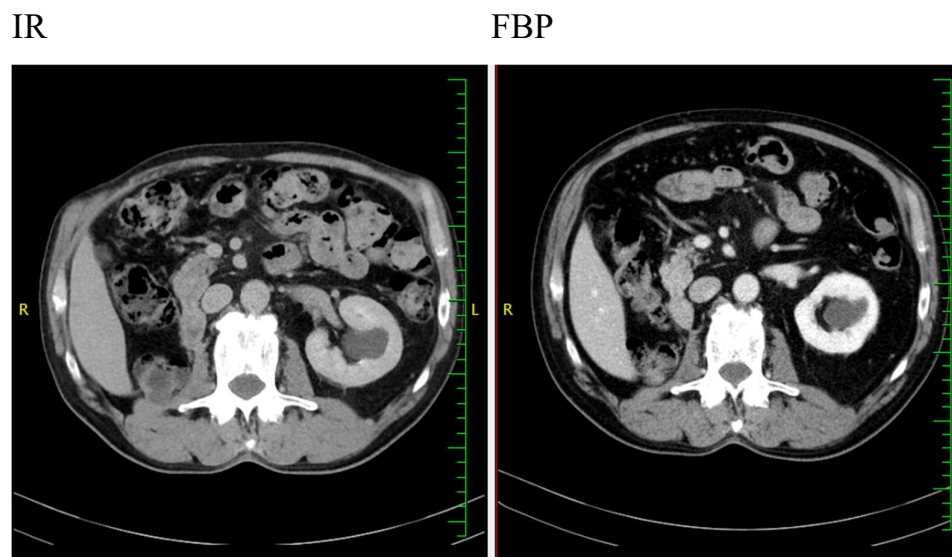
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 1089,53 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 16,2 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako zanedbatelné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 17



Obrázek č. 39: Vyšetřovaný č. 17

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 259,80 mGy*cm.

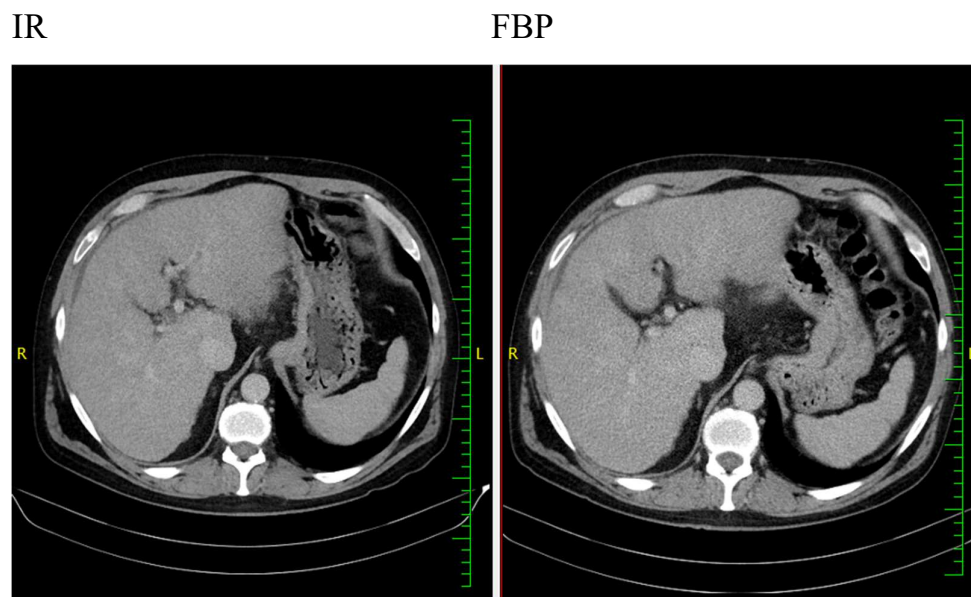
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 409,06 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 36,5 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako zanedbatelné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 18



Obrázek č. 40: Vyšetřovaný č. 18

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 685,32 mGy*cm.

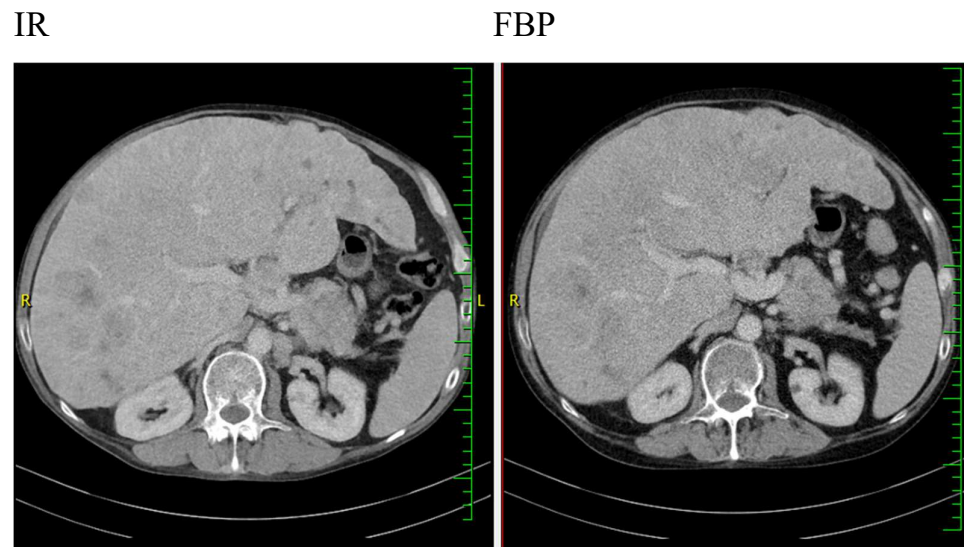
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 855,42 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 20 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné až výrazné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 19



Obrázek č. 41: Vyšetřovaný č. 19

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 389,92 mGy*cm.

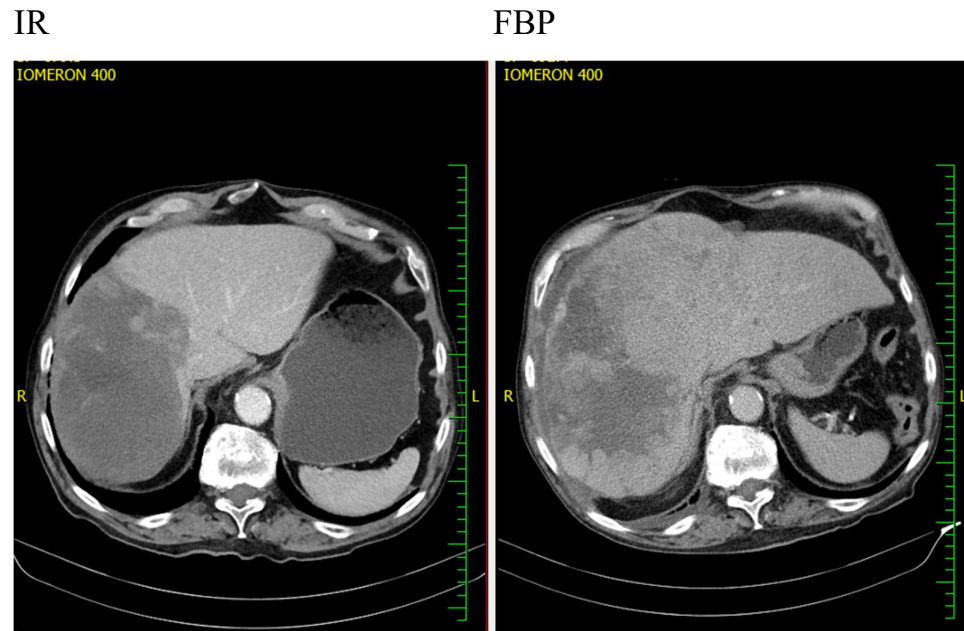
DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 597,76 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 35 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné až výrazné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Vyšetřovaný č. 20



Obrázek č. 42: Vyšetřovaný č. 20

DLP při použití iterativní rekonstrukce byla 401,31 mGy*cm.

DLP při použití filtrované zpětné projekce byla 654,19 mGy*cm.

DLP s iterativní rekonstrukcí klesla o 38,4 %.

Kvalitativní hodnocení radiologických lékařů:

- Obraz s použitím iterativní rekonstrukce je v porovnání s použitím filtrované zpětné projekce velmi dobře hodnotitelný, přičemž lékaři hodnotili obraz s IR jako znatelné až výrazné zlepšení přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

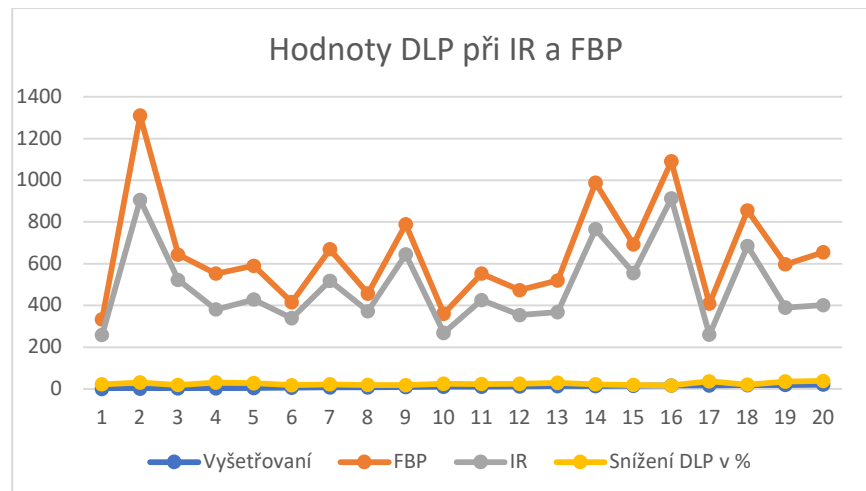
V tabulce jsou uvedeny hodnoty DLP u 20 pacientů při použití filtrované zpětné projekce ve srovnání s použitím iterativní rekonstrukce. Z toho je vypočítáno o kolik % DLP při iterativní rekonstrukci klesla.

Vyšetřování	FBP	IR	Snížení DLP v %
1	332,94	258,02	22,5
2	1308,55	905,6	30,8
3	643,68	522,28	18,9
4	552,3	381,17	31
5	590,29	428,56	27,4
6	415,82	339,71	18,3
7	668,88	517,52	22,6
8	457,54	372,67	18,5
9	789,44	644,38	18,4
10	360,66	268,3	25,6
11	551,89	425,7	22,9
12	473,15	353,47	25,3
13	518,85	367,75	29,1
14	988,11	765,2	22,6
15	692,94	555,65	19,9
16	1089,53	912,98	16,2
17	409,06	259,8	36,5
18	855,42	685,32	20
19	597,76	389,92	35
20	654,19	401,31	38,4

Průměrné
snížení DLP
v % 24,995

Tabulka č. 3: Naměřené hodnoty při snímkování a jejich průměr

Z grafu č.1 lze vyčíst, že technikou iterativní rekonstrukce při vyšetření CT břicha, ve srovnání s běžně používanou filtrovanou zpětnou projekcí, můžeme snížit hodnotu DLP u každého pacienta a to v průměru o 24,995 %.



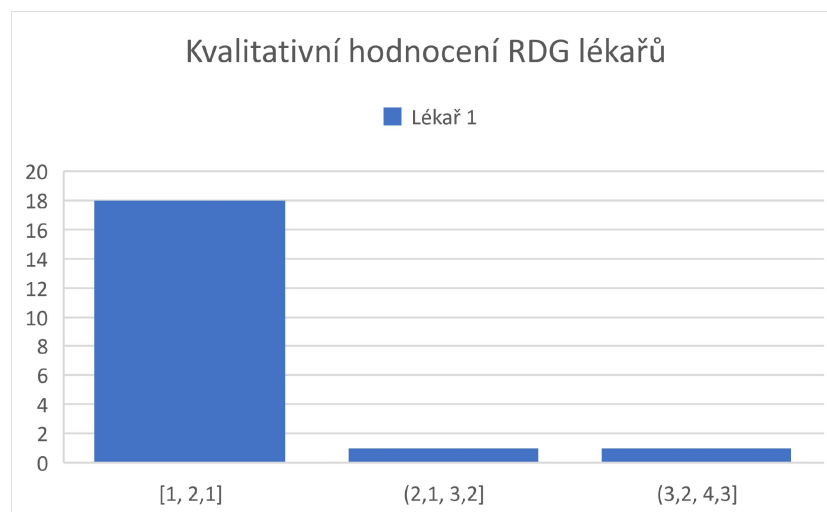
Graf č. 1: Znázorňující hodnoty DLP při IR a FBP

Kvalitativní hodnocení lékařů

V tabulce č. 4 je uvedeno hodnocení kvality skenů radiologickými lékaři. Většina lékařů hodnotí snímky pořízené s pomocí iterativní rekonstrukce jako znatelně až výrazně zlepšené. Jen u jednoho pacienta č. 11 nebylo zaznamenáno žádné zlepšení obrazu, přičemž byl obraz hodnocen jedním lékařem jako znatelně zhoršen. Tyto výsledky jsou naznačeny také v grafu č. 2.

Sloupec1	Lékař 1	Lékař 2	Lékař 3	Lékař 4	Lékař 5
Vyš. 1	2	3	2	2	2
Vyš. 2	1	3	2	3	2
Vyš. 3	2	3	2	2	2
Vyš. 4	1	3	3	2	2
Vyš. 5	1	3	1	2	2
Vyš. 6	1	3	2	1	2
Vyš. 7	1	3	1	1	3
Vyš. 8	1	3	2	1	2
Vyš. 9	2	3	2	1	2
Vyš. 10	1	3	2	1	2
Vyš. 11	4	3	3	3	3
Vyš. 12	2	3	2	2	2
Vyš. 13	1	3	2	2	2
Vyš. 14	3	3	3	2	2
Vyš. 15	2	3	2	2	2
Vyš. 16	2	3	2	2	3
Vyš. 17	2	3	2	2	3
Vyš. 18	1	3	1	2	2
Vyš. 19	1	3	1	1	2
Vyš. 20	1	3	1	1	2

Tabulka č.4: Hodnocení kvality skenů



Graf č. 2: Kvalitativní hodnocení skenů RDG lékaři

6 DISKUZE

Důležitou součástí moderní medicíny jsou zobrazovací metody. Do této oblasti vstoupila počátkem 70. let výpočetní tomografie, která v dnešní době patří mezi běžné vyšetřovací postupy. Je významnou součástí diagnostiky onkologických onemocnění, neurologických poruch, traumat atd. Každým rokem stoupá počet vyšetření, zároveň se také mění metodika vyšetření, zvláště díky vývoji CT přístrojů, zvyšováním rychlosti, rozlišením, možnostem postprocessingových metod.

Negativním dopadem narůstajícího počtu CT vyšetření je vzrůstající kolektivní dávka z lékařského ozáření, které je naše populace vystavena. Výrobci počítačové tomografie se snaží vyvíjet techniky, které snižují jednotlivou dávku. Je to například zavedení ultra rychlých keramických detektorů, CareDose systémů expoziční automatiky k využívání dětských protokolů. Další možností je využití iterativní rekonstrukce CT obrazu. Tento algoritmus byl využíván v CT už na počátku, ale pro vysoké časové nároky, které je potřeba k rekonstrukci obrazu se od něj upustilo. Avšak vývoj iterativních rekonstrukcí dále pokračoval v oblasti nukleární medicíny, tam se staly základem pro výpočet obrazů emisní tomografie, které pracují s menším množstvím projekčních dat a navíc větším podílem šumu. Zvýšené časové nároky zde nejsou takovým problémem jako u CT. Na rozdíl od filtrované zpětné projekce se u iterativních metod nevyskytuje hvězdicovitý artefakt, potlačuje i další nežádoucí vlivy jako např. zeslabení toku fotonů, jejich rozptyl, vliv rozlišovací schopnosti kolimátoru. Šum v obraze při iterativní rekonstrukci méně rušivý než u filtrované zpětné projekce.

Při použití protokolu od firmy Siemens s použitím iterativní rekonstrukce dochází ke snížení hodnoty DLP v průměru o 24,995 % u vyšetření břicha a malé pánve. Iterativní rekonstrukce nastavená na hodnotu 3 potlačuje šum v obraze, zvýrazní kontury orgánů bez ovlivnění kvality skenované oblasti, bez ovlivnění popisu radiologického lékaře. Je zde naprosto stejná kvalita zobrazovaného objektu jako je u filtrované zpětné projekce s vyšší dávkou záření. Iterativní rekonstrukce matematickým způsobem zvýrazňuje rozdíly denzit mezi jednotlivými voxely na celkové kontrastní i prostorové rozlišení.

7 ZÁVĚR

V rámci této diplomové práce byla ověřena možnost použití iterativní rekonstrukce pro snížení dávkových parametrů při skenování břicha a malé pánve. V Karvinské hornické nemocnici je v současné době používán CT Somatom Perspective, které disponuje možností iterativní rekonstrukce algoritmem ADMIRE. Při použití tohoto rekonstrukčního algoritmu udává výrobce možnost výrazného snížení dávky při zachování vysoké kvality obrazu v porovnání s nejčastěji užívanou rekonstrukcí pomocí filtrované zpětné projekce.

Porovnáním skenů 20 pacientů při CT vyšetření břicha s použitím filtrované zpětné projekce a iterativní rekonstrukce, bylo potvrzeno snížení dávkových parametrů při použití iterativní rekonstrukce. Jako nejvhodnější byl použit algoritmus ADMIRE síly 3, který tvoří kompromis mezi redukcí šumu a vyhlazením obrazu. Algoritmus iterativní rekonstrukce potlačuje a zvýrazňuje matematickým způsobem vliv rozdílů denzit mezi jednotlivými voxely na celkové kontrastní i prostorové rozlišení.

Při hodnocení kvality radiologickými lékaři většina odpověděla, že iterativním algoritmem je obraz přehlednější a došlo k větší přehlednosti kontur orgánů a jejich struktur.

Můžeme tedy konstatovat, že iterativní rekonstrukce je prakticky využitelná při stagingu v CT diagnostice u vyšetření břicha a malé pánve.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
2. HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.
3. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
4. KLENER, Vladislav. *Hygiena záření*. Praha: Avicenum, 1988.
5. VÁLEK, Vlastimil a Pavel ELIÁŠ. *Moderní diagnostické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998. ISBN 80-7013-294-9.
6. *Česká radiologie: Czech Radiology : Časopis Radiologické společnosti*. Praha: Nakladatelské a tiskové středisko ČLS JEP, 1994-. ISSN 1210-7883.
7. FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, c2002. ISBN 80-7262-172-6.
8. HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
9. Žižka J. Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? *Ces Radiol*. 2011;65(3):169-176.
10. https://cs.wikipedia.org/wiki/Radonova_transformace. Accessed March 20, 2021.
11. www.wikiskripta.eu
12. FERDA, Jiří. *CT trávící trubice*. Praha: Galén, c2006. ISBN 80-7262-436-9.
13. Mehta D, Thompson R, Morton T, Dhanantwari A, Shefer E. Iterative Model Reconstruction: simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality. *Med Phys Int*. 2013
14. KATARIA, B., Smedby Ö, A. PERSSON, H. SÖKJER a M. SANDBORG. Assessment of image quality in abdominal computed tomography: Effect of model-based iterative reconstruction, multi-planar reconstruction and slice thickness on

potential dose reduction. *European Journal Of Radiology* [online]. 2020, **122**, 108703 [cit. 2020-03-30]. DOI: 10.1016/j.ejrad.2019.108703. ISSN 18727727.

15. www.sujb.cz, Národní program monitorování, 2019
16. www.sujb.cz, Osobní monitorování, SÚJB, říjen 2019

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek č. 1: Schéma rentgenky.....	9
Obrázek č. 2: Brzdné záření	10
Obrázek č. 3: Charakteristické záření	10
Obrázek č. 4: Comptonův rozptyl	11
Obrázek č. 5: Biologické účinky záření.....	13
Obrázek č. 6: Nákres poklesu dávkového příkonu v závislosti na druhé mocnině vzdálenosti od zdroje ionizujícího záření. (Hušák, 2009, s. 65).....	17
Obrázek č. 7: Geometrie úzkého a širokého svazku	18
Obrázek č. 8: Znázornění radiačních váhových faktorů	21
Obrázek č. 9: Hodnoty tkáňových váhových faktorů.....	21
Obrázek č. 10: Konstrukce CT.....	22
Obrázek č. 11: CT 1. generace, (www.wikiskripta.eu)	23
Obrázek č. 12: CT 2. generace, (www.wikiskripta.eu)	23
Obrázek č. 13: CT 3. generace, (www.wikiskripta.eu)	24
Obrázek č. 14: Rozdíl mezi pixelem a voxel, (www.wikiskripta.eu).....	27
Obrázek č. 15: Princip CT skenování – znázornění rotačního pohybu rentgenky a detektorů okolo vyšetřovaného objektu, (www.wikiskripta.eu)	28
Obrázek č. 16: „Princip iterativní rekonstrukce, zjednodušeno pro obrazovou matici 2×2 pixely.....	32
Obrázek č. 17: Radonova transformace, (www.wikiskripta.eu)	33
Obrázek č. 18: Grafické znázornění projekčního teorému.....	34
Obrázek č. 19: „Princip filtrované zpětné projekce.	35
Obrázek č. 20: Zobrazení algoritmu – IMR.....	37
Obrázek č. 21: Vývoj rekonstrukce CT obrazu.....	38
Obrázek č. 22: rozdíl mez IR a FBP	58
Obrázek č. 23: Vyšetřovaný č. 1	59
Obrázek č. 24: Vyšetřovaný č. 2	60
Obrázek č. 25: Vyšetřovaný č. 3	61
Obrázek č. 26: Vyšetřovaný č. 4	62
Obrázek č. 27: Vyšetřovaný č. 5	63
Obrázek č. 28: Vyšetřovaný č. 6	64
Obrázek č. 29: Vyšetřovaný č. 7	65
Obrázek č. 30: Vyšetřovaný č. 8	66
Obrázek č. 31: Vyšetřovaný č. 9	67
Obrázek č. 32: Vyšetřovaný č. 10	68
Obrázek č. 33: Vyšetřovaný č. 11	69
Obrázek č. 34: Vyšetřovaný č. 12	70
Obrázek č. 35: Vyšetřovaný č. 13	71
Obrázek č. 36: Vyšetřovaný č. 14	72
Obrázek č. 37: Vyšetřovaný č. 15	73
Obrázek č. 38: Vyšetřovaný č. 16	74
Obrázek č. 39: Vyšetřovaný č. 17	75
Obrázek č. 40: Vyšetřovaný č. 18	76
Obrázek č. 41: Vyšetřovaný č. 19	77
Obrázek č. 42: Vyšetřovaný č. 20	78

SEZNAM ZKRATEK

ART	algebraická rekonstrukční technika
CsJ	cesium jod
CT	Počítačová tomografie
CTDI	computer tomography dose index
CTDI _{VOL}	Computed Tomography Dose Index Volume
D	je dávka
DLP	Dose Length Product
DLP	dose length program
DNA	deoxyribonukleová kyselina
D _T	je střední dávka záření typu R ve tkáni nebo orgánu T
EBT	Electron Beam CT
FBP	filtrovaná zpětná projekce (Filtered Back Projection)
Gy	Gray
HRCT	high resolution Computed Tomography
H _T	je ekvivalentní dávka v tkáni nebo orgánu
HU	Hounsfieldova jednotka
IR	iterativní rekonstrukce (Iterative reconstruction)
IZ	ionizující záření
keV	kilo elektronvolt
KL	kontrastní látka
kV	kilovolt
MDCT	multidetektorová počítačová tomografie
mGy	mili Gray
MPa	mega Pascal
mSv	mili Sievert
PET	pozitron emisní tomografie
Pixel	Picture matrix element
Q	je jakostní činitel
RTG	rentgenové záření

SAFIRE	Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction
SSDE	Size-Specific Dose Estimate
Sv	Sievert
Voxel	Volume matrix element
W_R	vyjadřuje radiační váhový faktor příslušný záření typu R
W_T	tkáňový váhový faktor

SEZNAM GRAFŮ

Graf č. 1: Znázorňující hodnoty DLP při IR a FBP	80
Graf č. 2: Kvalitativní hodnocení snímků RDG lékaři.....	80

SEZNAM TABULEK

Tabulka č. 1: Hounsfieldovy jednotky pro jednotlivé typy orgánů.....	28
Tabulka č. 2: Vzorová tabulka pro hodnocení jednotlivých parametrů obrazů	42
Tabulka č. 3: Naměřené hodnoty při snímkování a jejich průměr	78
Tabulka č. 4: Hodnocení kvality snímků	79