

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

**Martin Hrabovský**

3. ročník

Obor: Radiologická asistence

**Zobrazovací metody – Výpočetní tomografie**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Bc. Tomáš Tichý

Olomouc 2023

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně a použila jen prameny uvedené v seznamu literatury. Souhlasím, aby tato práce byla uložena na Univerzitě Palackého v Olomouci v knihovně Fakulty zdravotnických věd a zpřístupněna ke studijním účelům.

V Olomouci dne 21.04.2023

Martin Hrabovský

## **Poděkování**

Rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce, panu Mgr. Tomáši Tichému za čas, který mi věnoval při vedení práce a taky za cenné rady a připomínky.

## **Anotace**

**Typ závěrečné práce:** Bakalářská práce

**Téma práce:** Zobrazovací metody – Výpočetní tomografie

**Název práce:** Zobrazovací metody – Výpočetní tomografie

**Název práce v AJ:** Imaging methods – Computed tomography

**Datum zadání:** 2022-11-30

**Datum odevzdání:** 2023-04-21

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

**Autor práce:** Martin Hrabovský

**Vedoucí práce:** Mgr. Bc. Tomáš Tichý

**Oponent práce:** MUDr. Radim Kovář

### **Abstrakt v ČJ:**

Bakalářská práce zahrnuje poznatky o vzniku rentgenového záření a jeho interakci s tkáněmi. Na kapitulu o rentgenovém záření navazuje téma samotné téma bakalářské práce, a to Zobrazovací metody – Výpočetní tomografie. V kapitolách o výpočetní tomografii jsou zahrnuty dohledané poznatky o principu fungování metody, o samotném vývoji konkrétních CT přístrojů od jejich vzniku až po současnost. Práce se dále zabývá i jednotlivými součástmi přístroje a softwarovým vybavením, které stojí za vznikem výsledného CT obrazu tak, jak ho známe dnes.

### **Abstrakt v AJ:**

The bachelor's thesis includes knowledge about the generation of X-ray radiation and its interaction with tissues. The chapter on X-rays is followed by the topic of the bachelor's thesis itself, namely Imaging Methods – Computed Tomography. The chapters on computed tomography include researched knowledge about the principle of the method's operation, about the actual development of specific CT devices from their inception to the present day. The work also deals with the individual components of the device and the software equipment that is behind the creation of the resulting CT image as we know it today.

**Klíčová slova v ČJ:** výpočetní tomografie, CT, rentgen, principy CT, radiační zátěž, radiační ochrana, CT detektory

**Klíčová slova v AJ:** computed tomography, x-ray, CT principles, radiation exposure, radiation protection, CT detectors

**Rozsah:** 48 stran

# Obsah

Úvod .....	8
1 Rentgenové záření .....	10
1.1 Vznik rentgenového záření v radiodiagnostice .....	10
1.2 Vlastnosti rentgenového záření v radiodiagnostice .....	12
1.3 Interakce rentgenového záření s živou hmotou .....	12
1.4 Biologické účinky rentgenového záření .....	13
2 Výpočetní tomografie .....	15
2.1 Historický úvod výpočetní tomografie .....	15
2.2 Princip výpočetní tomografie .....	15
2.3 Technický vývoj CT přístroje .....	16
2.3.1 Výpočetní tomograf první generace .....	16
2.3.2 Výpočetní tomograf druhé generace .....	16
2.3.3 Výpočetní tomograf třetí generace .....	17
2.3.4 Výpočetní tomograf čtvrté generace .....	19
2.3.5 Výpočetní tomograf páté generace .....	20
2.3.6 Spirální (helikální) CT .....	21
2.3.7 Multidetektorové CT (MDCT, multislice CT) .....	21
2.3.8 Dual Source CT (DSCT) a Dual Energy CT (DSDE) .....	22
2.4 Součásti CT přístroje .....	23
2.4.1 Rentgenka .....	23
2.4.2 Přídavná filtrace RTG záření .....	24
2.4.3 Protirozptylová mřížka .....	25
2.4.4 CT detektory .....	25

2.5	Rekonstrukce CT obrazu .....	28
2.5.1	Filtrovaná zpětná projekce (FBP).....	29
2.5.2	Iterativní rekonstrukce (IR) .....	30
2.5.3	Rekonstrukce obrazu pomocí hlubokého učení (DLR) .....	31
2.5.4	Prezentace výsledného obrazu .....	33
2.6	CT postprocessing.....	34
2.6.1	Multiplanární rekonstrukce (MPR) .....	34
2.6.2	Maximum intensity projection (MIP).....	35
2.6.3	Volume rendering technika (VRT).....	35
2.7	Radiační zátěž při CT vyšetření .....	35
2.7.1	Dávkové veličiny pro CT .....	36
2.8	Náplň práce a kompetence RA na CT vyšetřovnách .....	37
2.9	CT vyšetření.....	37
2.8.1	Indikace k lékařskému ozáření u CT .....	37
2.8.2	Kontraindikace k lékařskému ozáření u CT .....	38
2.8.3	Postup provedení CT vyšetření .....	38
2.8.4	Příklady vyšetřovacích protokolů CT .....	39
2.8.5	Příklad CT vyšetření mozku při nálezů fraktury lebky .....	41
3	Závěr.....	42
4	Bibliografie.....	43
	Seznam použitých zkratk .....	45
	Seznam obrázků.....	47
	Seznam tabulek.....	48

# Úvod

Výpočetní tomografie (Computed tomography – CT) se řadí mezi jednu z mnoha digitálních zobrazovacích metod, které nám dokáží detailně zobrazit struktury v lidském pomoci využití průchodu rentgenové záření napříč tělem pacienta. (Heřman, 2014, str. 21)

CT se v dnešní době řadí mezi velmi rychlou a přesnou zobrazovací metodu, která už je součástí každého většího zdravotního zařízení a v dnešní době se bez ní medicína už skoro neobejde. (k roku 2015 se na území České republiky vyskytovalo 1 CT zařízení na 60 000 obyvatel) (Vomáčka, 2015, str. 42)

Téma bakalářské práce jsem si vybral záměrně, protože od chvíle, kdy jsem se začal zajímat o různé skutečnosti související s oborem radiologické asistence, tak mě CT svým způsobem fascinovalo schopnosti detailně vyobrazit tkáň v lidském těle za extrémně krátký čas a neskutečnou přesností.

Před začátkem psaní bakalářské práce jsem si stanovil cíle, které bych chtěl v práci zahrnout. Mezi tyto cíle patří:

1. Objasnit vznik výpočetní tomografie a vývoj jednotlivých CT přístrojů.
2. Obeznamit sebe a čtenáře práce o základních principech fungování CT přístroje a součásti, které dokáží přeměnit rentgenové záření ve výsledný obraz.
3. Zjistit, jaká je náplň práce radiologického asistenta při provádění CT vyšetření.

Pro stanovení těchto cílů byla vyhledána a využita tato literatura:

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.

FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN, [2015]. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-164-3. 9788074921643.

HEŘMAN, Miroslav, 2014. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého. ISBN 978-802-4429-014.

VOMÁČKA, Jaroslav, 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-802-4445-083.

MALÍKOVÁ, Hana, 2019. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-4036-5



### **Rešeršní strategie**

**Klíčová slova v ČJ:** výpočetní tomografie, CT, rentgen, principy CT, radiační zátěž, radiační ochrana, CT detektory

**Klíčová slova v AJ:** computed tomography, x-ray, CT principles, radiation exposure, radiation protection, CT detectors

**Jazyk:** čeština, angličtina

**Vyhledávací období:** 2003-2021

**Online databáze:** Google scholar, PubMed, Medvik

**Celkem využito zdrojů:** 16

# 1 Rentgenové záření

Rentgenové (RTG) záření je elektromagnetické vlnění vlnových délek  $10^{-8}$ - $10^{-12}$  m, ale v radiodiagnostice se využívá záření o vlnové délce  $10^{-9}$ - $10^{-11}$  m, které vzniká při interakci rychle letících elektronů s atomy kovu anody, kde se jejich energie přemění na elektromagnetické záření. (Vomáčka, 2015, str. 13)

V dnešní době se s rentgenovým zářením můžeme setkat v rámci lékařského ozáření, kde s RTG zářením pracují zobrazovací metody jako jsou například skiografie, mamografie, výpočetní tomografie (CT) a nebo hybridní zobrazovací metody jako je PET (SPECT)/CT. (Malíková, 2019, str. 10)

## 1.1 Vznik rentgenového záření v radiodiagnostice

Zdrojem rentgenového záření je speciální vakuovaná elektronka, která se nazývá rentgenová lampa neboli rentgenka. Rentgenka je klasická dioda, která je zapojena v obvodu s vysokým napětím v rozmezí 20 - 200kV. Rentgenka se skládá ze dvou elektrod, které se nazývají katoda a anoda. (Seidl, 2012, str. 24)

*„Mezi katodou a anodou je velmi rozdílný elektrický potenciál, kterým jsou elektrony z elektronového zdroje urychlovány a dopadají na anodu“* (Súkupová, 2018, str. 40).

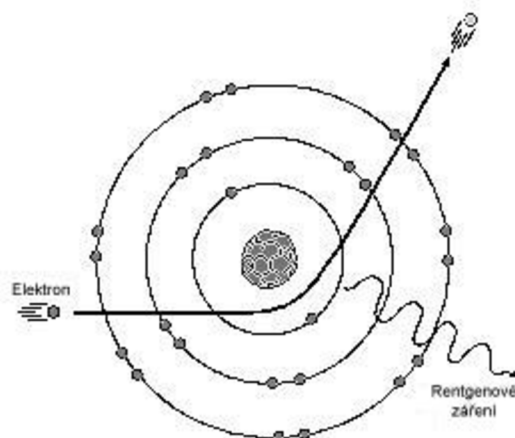
Tím, že jsou elektrony směrem od katody k anodě urychlovány, tak elektrony získávají obrovskou kinetickou energii, která se následně při dopadu na anodu přemění na teplo a na rentgenové záření. (Při dopadu rychle letících elektronů na anodu vzniká 99 % tepla a pouze 1 % požadovaného RTG záření.) Tvorba tepla na anodě je nežádoucím účinkem, který může způsobit poškození rentgenky, a tak je zapotřebí ho odvádět a rentgenku chladit. (Súkupová, 2018, str. 29)

Vzniklé rentgenové záření je dvojího druhu a to: brzdné záření a charakteristické záření.

- Brzdné záření

Brzdné záření je druh rentgenového záření, které vzniká při interakci rychle letícího elektronu s materiálem anody, která bývá nejčastěji vytvořena z wolframu. Princip vzniku brzdného záření je takový, že kladně nabitě jádro přitahuje letící elektron, který za letu mění směr a zpomaluje a rozdíl původní a získané kinetické energie je vyzářen ve formě rentgenového záření o určité vlnové délce. Maximální energii získá rentgenové záření tehdy, když dojde ke kolizi rychle letícího elektronu přímo s jádrem (dojde

k zabrzdění na nulovou rychlost, tudíž rozdíl kinetické energie bude největší) (Malíková, 2019, str. 9)

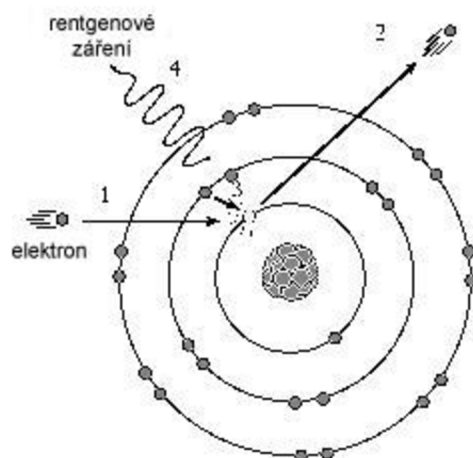


Obrázek 1: Schéma brzděného záření  
[http://rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com\\_content&view=article&id=56&Itemid=62.html](http://rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com_content&view=article&id=56&Itemid=62.html)

- Charakteristické záření

Charakteristické záření je takové záření, které vzniká při srážce rychle letícího elektronu s elektronem, který se nachází v obalu atomu. „Interakcí je původní elektron z obalu vyražen, vznikne „díra“, která je zaplněna elektronem z jedné z hladin vzdálenějších od jádra, přičemž se vyzáří foton charakteristického RTG záření“ (Malíková, 2019, str. 9-10).

Každý materiál má přesně definovaný energetický rozdíl mezi jednotlivými hladinami v elektronových slupkách, a proto je vyzářená energie stále stejná neboli charakteristická.



Obrázek 2: Schéma charakteristického záření  
[http://rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com\\_content&view=article&id=56&Itemid=62.html](http://rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com_content&view=article&id=56&Itemid=62.html)

## 1.2 Vlastnosti rentgenového záření v radiodiagnostice

Rentgenové záření je neviditelné záření, které se šíří přímočaře a rychlostí světla. Základní vlastnost rentgenového záření je taková, že dokáže pronikat tkáněmi a různě se v nich absorbovat. „Rozdílným absorpcím RTG záření ve tkáních jsou na obrazu přiřazovány různé intenzity ve stupnici šedi, které je realizováno buď analogovým způsobem (zčernání filmu), nebo digitálně (elektronické zobrazovací detektory + počítač). Vzniká obraz odrážející velikosti, tvary a uspořádání tkání a orgánů v organismu, včetně případných změn vyvolaných patologickými procesy“ (Seidl, 2012, str. 21)

## 1.3 Interakce rentgenového záření s živou hmotou

Rentgenové záření působí na tkáň dvěma procesy, a tím je Fotoelektrický jev (fotoefekt) a Comptonův jev (rozptyl).

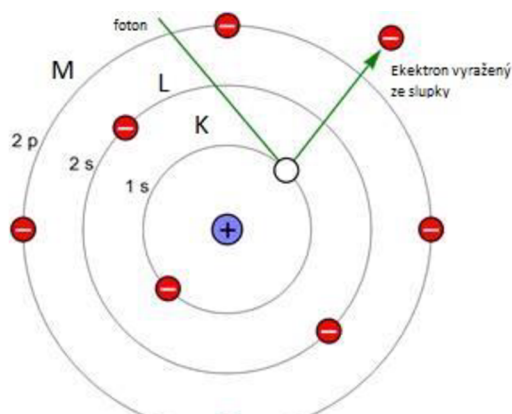
- Fotoelektrický jev (fotoefekt)

„Fotoelektrický jev (fotoefekt) je interakce, při které dochází k přenosu energie dopadajícího fotonu elektronu na vnitřní elektronové slupce (slupka blízko jádra atomu, která je označována písmenem *K*) atomu materiálu, na který foton dopadá.“

(Súkupová, 2018, str. 49)

Aby fotoefekt mohl vůbec vzniknout, tak je zapotřebí, aby energie fotonu, který dopadá na vnitřní elektronovou slupku byla větší než vazebná energie elektronu v dané slupce. Jestliže bude energie dopadajícího fotonu větší, tak dojde k vyražení elektronu ze slupky a tím vznikne prázdné místo. (Viz. obr. 3) Následně prázdné místo zaplní elektron z vyšší elektronové slupky. Při přesunu elektronu z vyšší elektronové slupky do nižší se energie vyzáří ve formě charakteristického záření. (Súkupová, 2018, str. 49)

Fotoefekt je velmi důležitý pro zobrazovací metodu jako je mamografie, a to z důvodu, že fotoefekt má za následek dobrou kontrastní rozlišovací schopnost, která je pro zobrazení měkkých tkání žádoucí.



Obrázek 3: Schéma fotoefektu (upraveno autorem)  
<http://fyzika.jreichl.com/main/article/view/1682-augeruv-jev>

- Comptonův jev (rozptyl)

„Jde o rozptyl fotonu na volném nebo slabě vázaném elektronu (tak slabě vázaném, že lze vliv vazby zanedbat)“ (Súkupová, 2018, str. 52).

Princip Comptonova rozptylu je takový, že při interakci fotonu ( $h\nu$ ) s elektronem foton předá část své energie elektronu a foton pokračuje ve svém pohybu, ale s nižší energií neboli s větší vlnovou délkou ( $h\nu'$ ). Vyražený elektron vycestuje ven z obalu atomu s kinetickou energií ( $E_k$ ), která je rovna rozdílu energie původního a rozptýleného fotonu. (Súkupová, 2018, str. 52)

$$E_k = h\nu - h\nu'$$

( $E_k$  = Získaná kinetická energie elektronu,  $h\nu$  = Energie fotonu před rozptylem,  $h\nu'$  = Energie fotonu po rozptylu)

V radiodiagnostice je Comptonův rozptyl nežádoucí jev, a to z důvodu, že rozptýlené fotony mohou unikat ven z pacienta a tím negativně ovlivnit kvalitu obrazu.

## 1.4 Biologické účinky rentgenového záření

Hlavním důvodem, proč má rentgenové záření negativní účinky na živou hmotu je ten, že dochází k ionizaci a excitaci atomů dané hmoty. Nejcitlivějšími částmi živé

tkáně jsou dělicí se buňky, u kterých může dojít k poškození molekul DNA. (Vomáčka, 2015, str. 13)

Biologické účinky rentgenového záření na živou hmotu dělíme do dvou skupin a to na: deterministické účinky a stochastické účinky.

- Deterministické účinky

Deterministické účinky se projevují na úrovni tkání a liší se od stochastických účinků tím, že mají tzv. práh. To znamená, že tkáň dokáže do určité míry radiační zátěž snášet, ale jakmile dojde k překročení prahu dané tkáně, tak dochází k poškození buňky. (Malíková, 2019, str. 11)

Mezi deterministické účinky patří například poškození kůže, které se projeví v čase od 1-24 hodin při ozáření, když dávka překročí hodnotu 2Gy. Pokud je kůže vystavená radiační dávce nižší než 2Gy, tak dochází „pouze“ k zarudnutí kůže (erytému) a naopak při dávce okolo 15Gy dochází k poruše celistvosti kůže. (Súkupová, 2018, str. 178)

- Stochastické účinky

Stochastické účinky se projevují na úrovni jádra buňky a od deterministických účinků se liší tím, že jsou bezprahové. To znamená, že pravděpodobnost výskytu stochastických účinků roste s efektivní dávkou. (Malíková, 2019, str. 11)

Mezi typické onemocnění, které jsou spojené se stochastickými účinky se řadí leukémie a taky zvýšená karcinogeneze. (Malíková, 2019, str. 14)

## 2 Výpočetní tomografie

V dnešní době se s výpočetní tomografií (CT – computed tomography), jako se zobrazovací metodou můžeme setkat prakticky ve všech nemocničních zařízeních. Výpočetní tomografie je dynamická zobrazovací metoda, která má na rozdíl od konvenčního snímkování dobrou prostorovou rozlišovací schopnost. (Vomáčka, 2015, str. 42)

### 2.1 Historický úvod výpočetní tomografie

Jako objevitel výpočetní tomografie se považuje Godfrey Newbold Hounsfield, který v roce 1979 společně s Alanem McLeod Cormackem získal Nobelovu cenu za fyziologii a lékařství. Úplně první tomografický přístroj byl uveden do praxe již v roce 1971 a byl konstruován k CT vyšetření mozku, které trvalo několik desítek minut. (V dnešní době se nativní CT vyšetření mozku provádí v řádech sekund). (Malíková, 2019, str. 21-22)

Objev výpočetní tomografie byl obrovským milníkem pro radiologii. Do té doby se k zobrazení různých tkání používalo klasické snímkování, které mělo oproti výpočetní tomografii jednu zásadní nevýhodu a to, že struktury v těle byly zobrazovány sumárně, překrývaly se, a tudíž nebylo možné získat skutečný anatomický řez těla. Až s příchodem výpočetní tomografie se podařilo tento problém vyřešit. (Seidl, 2012, str. 60)

### 2.2 Princip výpočetní tomografie

Základním principem výpočetní tomografie je stejně jako u klasického snímkování zachytávání zeslabeného rentgenového záření, které prošlo vyšetřovaným objektem. (Heřman, 2014, str. 21)

Záření, které prošlo objektem je zachytáváno na soustavy detektorů, kde je převedeno na elektrický signál a poté odesláno do počítače, kde dochází k jeho zpracování. (Vomáčka, 2015, str. 42) „*Jde o metodu tomografickou, vyšetření se skládá z většího množství sousedících vrstev – skenů o šířce 0,5-5mm.*“ (Heřman, 2014, str. 21)

## 2.3 Technický vývoj CT přístroje

### 2.3.1 Výpočetní tomograf první generace

Při zkonstruování prvního CT přístroje si Hounsfield představoval že skenovaný objekt má být rozdělený na axiální řezy o malé tloušťce a proto paprsek, který měl být použit byl kolimován na úzký (tužkový) paprsek o velikosti 3 mm v rovině řezu a 13 mm široký kolmo k řezu. U tomografických přístrojů první generace je rentgenová trubice (rentgenka), jakožto zdroj rentgenového záření, napevno spojená s jedním detektorem, který leží naproti rentgence za vyšetřovaným objektem. Rentgenka společně s detektorem vykonává tzv. translační pohyb, což je lineárně příčný pohyb trubice a detektoru kolem vyšetřovaného objektu. Během translačního pohybu rentgenka vytváří rentgenové záření, které je následně po projití vyšetřovaným objektem zaznamenáno detektorem. (Goldman, 2007), „*Dráha rentgenového paprsku subjektem odpovídající každému měření se nazývá paprsek. Soubor měření provedených během posouvání a jejich související paprsky je pohled.*“ (Goldman, 2007) Při dokončení translačního pohybu se rentgenka společně s detektorem posune kolem vyšetřovaného objektu o 1 stupeň, aby se mohl zhotovit další pohled. Skener u první generace, který se nazývá Mark 1 opakoval tento proces translačního pohybu pokaždé o 1 stupeň a jeho cílem bylo shromáždit pohledy v rámci 180 stupňů. (Goldman, 2007)

Původní skener u CT první generace, který byl vyhrazený pro vyšetření oblasti hlavy využíval tzv. box, který byl naplněn vodou. Do boxu byla přes pryžovou membránu zapuštěná hlava pacienta. Důvod využití boxu naplněného vodou umožnil Hounsfieldovi maximalizovat přesnost měření koeficientu útlumu záření, které bylo stěžejní pro citlivost detektoru. (Goldman, 2007)

### 2.3.2 Výpočetní tomograf druhé generace

„*První bezvodý celotělový CT skener vyvinuli a nainstalovali Ledley a kol. na Georgetown University v únoru 1974. Toto zařízení zavedlo několik inovací, které jsou nyní standardem v CT (pohyb stolu přes gantry, sklápění gantry o určitý úhel a laserový indikátor pro umístění řezů*“ (Goldman, 2007)

Druhá generace CT přístrojů měla zredukovat čas, který byl potřebný k provedení vyšetření, což se povedlo, když v roce 1974 byla zavedena geometrie CT druhé generace,



kdy oproti první generaci nebyl použit úzký svazek rentgenového záření a jeden detektor, ale širší svazek rentgenového záření s více detektory. (Goldman, 2007)

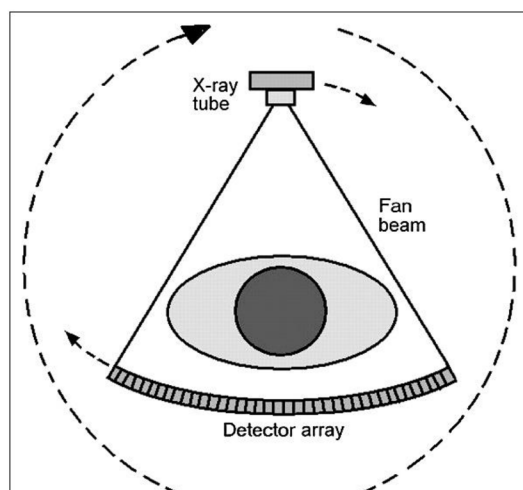
*„Na první pohled se může zdát, že CT druhé generace urychlilo sběr dat prostřednictvím simultánních měření v každém bodě podél translace. Ve skutečnosti, vezmeme-li v úvahu sadu paprsků měřených každým detektorem je vidět, že detektory ve skutečnosti získávají své vlastní samostatné úhly“* (Goldman, 2007)

Když si na příkladu určíme, že zdroj rentgenového záření vyprodukuje tři paprsky, které mezi sebou mají úhel 1 stupeň, tak zjistíme, že na každý detektor (které jsou taky tři) dopadá paprsek, který se od druhého liší právě o 1 stupeň. Tato skutečnost zapříčiní, že během jednoho translačního pohybu detektory dokáží zaznamenat informaci pod třemi různými úhly (například 30°, 31° a 32°). Tím, že se při jednom translačním pohybu zaznamenají dopadající paprsky pod třemi různými úhly, tak dokážeme zkrátit vyšetření 3x. Pro druhou generaci obecně platí, že doba skenování se dá zkrátit faktorem 1/N, přičemž N je počet detektorů. (Goldman, 2007)

### **2.3.3 Výpočetní tomograf třetí generace**

S třetí generací výpočetních tomografů přichází zkrácení času potřebného k provedení určitého vyšetření. Redukce času potřebného k provedení vyšetření si vyžádalo upuštění od translačního pohybu, který byl nahrazen pohybem čistě rotačním. Zároveň se změnou pohybu přichází taky změna paprsku. U první a druhé generace se používal úzký neboli tužkový svazek RTG záření, který byl u třetí generace nahrazen vějířovitým svazkem (anglicky Fan beam), který díky řadám detektorů umístěných naproti rentgence dokázal zaznamenat větší množství dat. (Goldman, 2007)

U třetí generace CT se objevuje nový pojem a tím je tzv. geometrie třetí generace (viz. obrázek č. 4). Geometrií třetí generace označujeme konstrukční řešení CT přístrojů. U třetí generace se setkáváme s konstrukcí, kdy rentgenová lampa je napevno spojena s řadou protilehlých detektorů, které kolem vyšetřovaného objektu rotují společně. (Goldman, 2007)



Obrázek 4: Geometrie CT třetí generace  
<https://tech.snmjournals.org/content/35/3/115.long#sec-18>

Na rozdíl od první a druhé generace CT přístrojů vyžaduje třetí generace extrémně vysokou stabilitu detektorů a přizpůsobení odezvy detektorů. Detektory první a druhé generace bývaly dynamicky překalibrovány pokaždé, než přešly do pacientova stínu, tedy pokaždé, než se vykonal další translační pohyb. U přístrojů třetí generace není dynamická recalibrace možná z důvodu, že většina detektorů při vyšetření leží ve stínu pacienta. (Goldman, 2007)

*„Protože rentgenka a detektory třetí generace jsou pevně spojeny, tak každý detektor měří paprsky procházející pouze v určité vzdálenosti od středu rotace v závislosti na umístění detektoru v poli. Jakákoliv chyba nebo posun při kalibraci jednoho detektoru vzhledem k ostatním detektorům je zpětně promítnuta podél paprskových drah a zesílena podél prstence, kde se kříží. Výsledkem je tzv. prstencový artefakt.“* (Goldman, 2007)

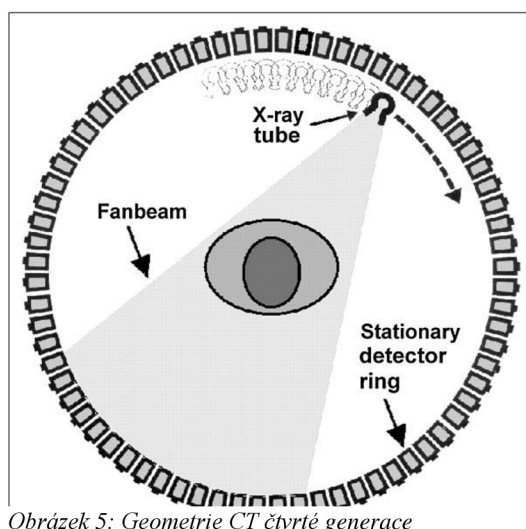
U první a druhé generace se také objevovaly artefakty neboli nějaké chyby v obraze, ale jelikož každý detektor měřil paprsky procházející všemi voxely, tak se chyby v obraze rozprostřely po celém snímku a obecně nebyly vidět. (Goldman, 2007)

Prvním řešením problému se vznikem prstencových artefaktů poskytlo použití pole xenonových detektorů. Pole se skládalo z dlouhé komory, které se dělilo na řadu malých komor, které se nazývají septa. (Goldman, 2007) *„Každé druhé septum bylo připojeno ke společnému zdroji kladného přepětí. Alternativní přepážky fungovaly jako kolektory jednotlivě připojené k elektronickému odečtu. Každá malá komora, tak tvořila ionizační detektor.“* (Goldman, 2007)

V osmdesátých letech dvacátého století se od xenonových detektorů upustilo, a to z důvodu, že absorpční účinnost každého detektoru bylo zhruba 60-70% a když vezmeme v potaz, že rentgenový svazek dopadal i na okraj pouzdra jednotlivých sept, tak se absorpční účinnost snížila na cca 50-60%. Xenonová pole byla nakonec nahrazena polovodičovými detektory. (Goldman, 2007)

### 2.3.4 Výpočetní tomograf čtvrté generace

Čtvrtá generace se konstrukčně lišila od předchozích generací tím, že kolem pacienta nerotovala rentgenka společně s detektory, ale pouze rentgenka a detektory tvořily stacionární prstenec, který byl po celém obvodu gantry. Tato konstrukce CT přístroje se nazývá geometrie čtvrté generace (viz. obrázek 5).



Obrázek 5: Geometrie CT čtvrté generace  
<https://tech.snmjournals.org/content/35/3/115.long#sec-18>

Čtvrtá generace měla oproti třetí generaci řadu výhod, ale také nevýhod. Výhodami čtvrté generace oproti generaci třetí byly ty, že detektory dokázaly měřit paprsky v libovolné vzdálenosti od středu rotace a každý detektor dokázal být dynamicky kalibrován pokaždé, než přešel do pacientova stínu a to znamená, že u čtvrté generace výpočetních tomografů se téměř nesetkáváme s tzv. prstencovými artefakty. Hlavními nevýhodami čtvrté generace byla velikost a snížená geometrická účinnost dávky. Jelikož konstrukce přístrojů čtvrté generace zahrnovala rotaci rentgenky uvnitř gantry, tak velikost gantry musela být 170-180 cm, aby se zachovala vzdálenost mezi rentgenkou a pláštěm. (Goldman, 2007)

*„Na druhou stranu přijatelné prostorové rozlišení omezilo apertury detektoru na zhruba 4 mm. V důsledku toho, i když byl mezi detektory ponechán prostor zhruba 10%, bylo k vyplnění gantry potřeba 1200 nebo více detektorů, ale úvahy o nákladech původně omezovaly počet na 600“ (Goldman, 2007) Tím, že se použilo méně detektorů, než bylo zapotřebí, tak to způsobilo mezery mezi jednotlivými detektory, které snížily geometrickou účinnost dávky na cca 50%. Další nevýhodou čtvrté generace CT byl rozptyl RTG záření. Přepážky, které pohlcovaly rozptýlené rentgenové záření nemohly být použity, a to z důvodu, že každá jednotlivá přepážka by směřovala do středu vyšetřovaného objektu, který byl právě zdrojem nežádoucího rozptýleného rentgenového záření. (Goldman, 2007)*

Postupem času se ukázalo, že čtvrtá generace nemá oproti třetí generaci nějakou zásadní výhodu a i přesto, že čtvrtá generace byla vyvinuta později, tak na trhu byla žádanější spíše generace třetí. (Goldman, 2007)

### **2.3.5 Výpočetní tomograf páté generace**

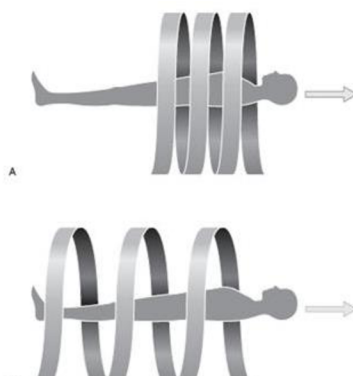
Do páté generace výpočetních tomografů se zařazuje Electron beam CT (EBT), česky nazýváno tomografie s elektronovým svazkem, je výpočetní tomograf, který je z konstrukčního hlediska zcela odlišný od předchozích generací. Tento typ CT přístroje nepoužívá jako zdroj rentgenového záření rentgenku, ale záření zde vzniká dopadem rychle letících elektronů na kovový terčik anody, které jsou vystřelovány z tzv. elektronového děla. (Seidl, 2012, str. 62-63) *„Elektronový paprsek z elektronového děla je do požadovaného místa terčikového prstence směřován pomocí vychylovacích cívek. V každém takto zasaženém místě vzniká brzdné X-záření, jehož paprsek pod odpovídajícím úhlem prozařuje vyšetřovaný objekt (tělo pacienta). Rotující elektronový svazek tedy generuje rotující zdroj X-záření po obvodu terčikového prstence, podobně jako kdyby zde rotovala rentgenka. Brzdné X-ray záření prochází prstencovým kolimátorem s radiálně orientovanými septy, který jej tvaruje do vějířovitého svazku“ (Seidl, 2012, str. 63)*

Detekce rentgenového záření, které prošlo vyšetřovaným objektem je stejně jako u přechozích generací zachyceno na detektory, které jsou prstencově uspořádané. (Seidl, 2012, str. 63)

### 2.3.6 Spirální (helikální) CT

V devadesátých letech minulého století se začaly v rámci radiodiagnostiky objevovat první spirální nebo taky nazývané helikální CT přístroje. Spirální CT přístroje zavedly novou techniku skenování, při které se využívala jedna rentgenka, která kolem pacienta rotovala společně s řadou detektorů a zároveň docházelo k automatickému pohybu stolu s vyšetřovaným objektem skrz gantry (otvor CT přístroje). (Malíková, 2019, str. 22) Pohybem stolu zároveň s rotací rentgenky a detektorů jsou získávána navazující data celé vyšetřované oblasti ze kterých počítač rekonstruuje obrazy jednotlivých vrstev. Se zavedením spirálních CT přístrojů přichází zkrácení doby nutné pro skenování, a proto je vhodný pro vyšetření neklidných pacientů a nebo pro vyšetření jednotlivých orgánů, u kterých je zapotřebí provést vyšetření během jediného nádechu. (Heřman, 2014, str. 22) Při skenování u spirálního CT jsou z důvodu pohybu rentgenky s detektory a zároveň pohybu stolu skrz gantry sbírána data, která se díky zmiňovaným pohybům jeví, že jsou sbírána spirálně. Nasbíraná data (řezy) se přes sebe můžou překrývat a nebo naopak mezi jednotlivými řezy můžou být mezery. Vzdálenost jednotlivých řezů se udává jako pitch-faktor. (Súkupová, 2018, str. 125)

*„Přesněji je pitch faktor definován jako poměr posunu stolu (mm) na jednu rotaci rentgenky (360°) a celkové kolimaci rtg svazku (mm). U multidetektorových CT odpovídá celková kolimace aktivní šířce detektorů.“* (Súkupová, 2018, str. 125)



Obrázek 6: A: Malý pitch-faktor, B: Velký pitch-faktor  
<http://www.sukupova.cz/pitch-faktor-u-ct/>

### 2.3.7 Multidetektorové CT (MDCT, multislice CT)

Multidetektorové CT neboli MDCT fungují na stejném principu, jako CT přístroje třetí generace, tudíž kolem pacienta rotuje systém rentgenka-detektor. S MDCT CT přístroji přichází použití víceřadých datových stop. Systém neobsahuje pouze jednu řadu

detektorů, jak bylo zvykem, ale nejčastěji jich obsahuje od 4-320. (Vomáčka, 2015, str. 43)

Mezi výhody MDCT bezpochybně patří zkrácení doby potřebné ke skenování. „*Výkon MDCT se čtyřmi řadami detektorů je čtyřikrát až osmkrát vyšší než výkon běžného spirálního CT. S 16 řadami detektorů může být výkon dokonce více než 25x vyšší.*“

(Prokop, 2003) Se zkrácením času potřebného ke skenování se začalo předcházet ke tzv. pohybovým artefaktům. Jelikož vyšetření trvalo v řádech sekund, tak neklidní pacienti, popřípadě děti začalo být snadnější vyšetřovat. (Prokop, 2003)

Velkým milníkem při zavedení multidetektorových CT přístrojů do praxe bylo poprvé možné neinvazivně vyšetřit koronární řečiště, tzv. CTA koronárních arterií. Přístroje třetí generace, které využívaly pouze jednu řadu detektorů dokázaly hodnotit maximálně tvar či velikost částí srdce a nebo přítomnost kalcifikací v oblasti srdce. S příchodem multidetektorových CT přístrojů se zkrátila doba akvizice dat, která pro vyšetření koronárních tepen byla nezbytně nutná. (Baxa, 2012, str. 10) „*Zkrácení periody rotace na 420 či 375 ms znamenalo i zkrácení časového rozlišení, které bylo možné dále redukovat pomocí různých algoritmů rekonstrukce obrazů ze získaných hrubých dat. Zobrazení koronárních tepen bylo možné již na přístrojích s kolimací 4 x 1 mm nebo 16 x 0,75 mm*“ (Baxa, 2012, str. 11) U vyšetření koronárního se také můžeme setkat s pohybovými artefakty, které mohou být například zapříčiněny tachykardií. Řešení problému pohybových artefaktů při CTA koronárních tepen přinesla synchronizace akvizice s EKG křivkou. U vyšetření, kdy je zapotřebí, aby došlo k synchronizaci EKG křivky dochází k automatickému spouštění a zastavování expozice, která je předem definovaná R-R intervalem (=interval mezi dvěma po sobě následujícími údery srdce). (Baxa, 2012, str. 42)

### **2.3.8 Dual Source CT (DSCT) a Dual Energy CT (DSDE)**

DSCT se konstrukčně od předchozích generací liší tím, že jako zdroj rentgenového záření nepoužívá jeden systém rentgenka-detektor, ale dva. Rentgenky jsou v gantry umístěny kolmo k sobě přibližně pod úhlem 90° a při průběhu vyšetření pracují současně a umožňují získávat data ze stejné anatomické úrovně pacienta (ze stejné polohy Z). (Schmidt, 2020)

„*V režimu Dual Source Dual Energy (DSDE) jsou rentgenky nastaveny na různé energie (80–100kV a 130–150 kV), aby byla zajištěna maximální spektrální separace, která je*

*klíčem k vysoké senzitivitě a specifitě zobrazování, přizpůsobené pro každého pacienta a každou akvizici“ (Gondeková, 2022)*

Hlavní výhodou mezi klasickými CT přístroji, které využívají rentgenky o stejné energii a Dual Energy CT je ta, že tyto CT přístroje dokáží lépe rozlišovat mezi jednotlivými strukturami v těle na základě zeslabení RTG záření v závislosti na energii. Například se díky Dual Energy CT dají poměrně snadno od sebe rozlišit nejen kosti, měkké tkáně a tuk, ale taky kalcifikace od jódových kontrastních látek. (Gondeková, 2022)

## **2.4 Součásti CT přístroje**

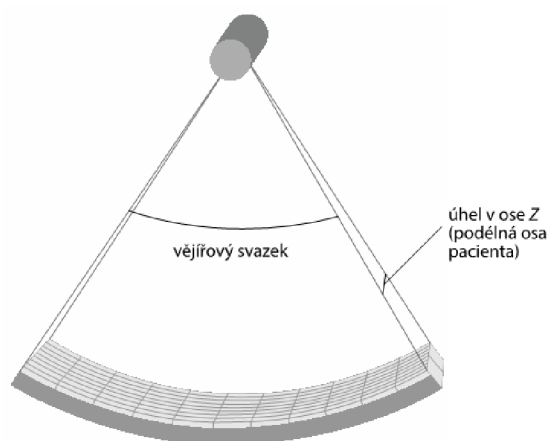
Mezi součásti samotného CT přístroje, které jsou ukryté v gantry patří: rentgenka, filtrace svazku RTG záření, protirozptylová mřížka a detektory. Mezi součásti CT přístroje, které se nachází mimo gantry patří například posuvný stůl, výkonný počítač, který obsahuje software pro zpracování dat a tlakový injektor sloužící k podání kontrastní látky. (Súkupová, 2018, str. 113)

### **2.4.1 Rentgenka**

Rentgenka CT přístrojů pracuje na stejném principu jako rentgenky využívané pro konvenční snímkování. Dochází ke žhavení katody, což zapříčiní emisi elektronů, které jsou pomocí napětí urychlovány a následně dochází k jejímu dopadu na anodu, kde se přeměňují z 99% na teplo a z 1% na požadované rentgenové záření.

Rentgenka CT přístrojů bývá uložena v gantry, kde společně s řadou detektorů rotují kolem vyšetřovaného objektu. Rentgenka vytváří rozbíhavý svazek, který má v axiální rovině úhel zhruba 50–60° a v ose Z úhel 2–18° (viz. obrázek 7). Rentgenky, které jsou využívány pro výpočetní tomografii se řadí mezi ty nejvýkonnější (mívají výkon od 100 do 120 kW) a to z důvodu, že metoda výpočetní tomografie požaduje práci s relativně tvrdými spektry s vyšší efektivní energií, a to v rozmezí 40–55 keV. (Súkupová, 2018, str. 113)

Zvláštním typem rentgenek jsou rentgenky, které jsou využívány pro CT přístroje s duální energií. U CT s duální energií se využívají tzv. rotační trubice. U konvenčních rentgenek dochází pouze k rotaci anody z důvodu rozložení tepla a předejití poškození jejího poškození, ale u CT s duální energií se otáčí celá rentgenka, což zapříčiní lepší chlazení a zároveň zvýšení výkonu. (Nadrljanski)



Obrázek 7: Geometrie RTG svazku u CT  
 Súkupová Lucie – Radiační ochrana při rentgenových  
 výkonech – to nejdůležitější pro praxi

#### 2.4.2 Přídavná filtrace RTG záření

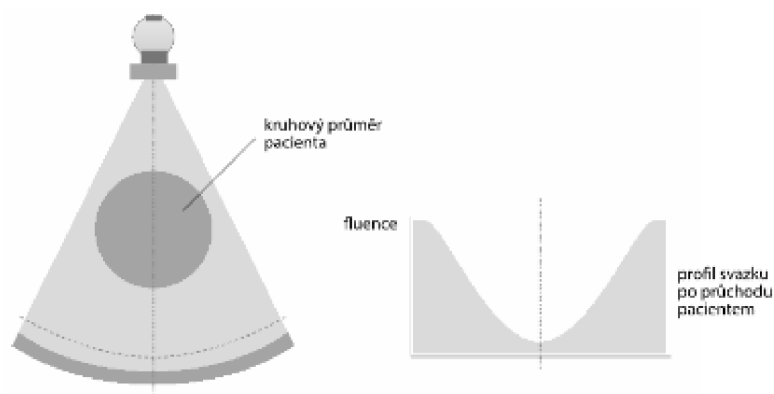
Filtry, které slouží k filtraci rentgenového záření jsou nezbytně nutné a pojí se s radiační ochranou pacienta.

Vytvořené rentgenové záření rentgenkou musí ještě před vstupem do pacienta projít řadou filtrů. Jedním z těchto filtrů je tzv. flat filter. Flat filter bývá nejčastěji vytvořený ze dvou materiálů a tím je měď nebo hliník. Základním úkolem flat filtru je odfiltrování nízkoenergetických fotonů, které jsou pro samotné vyšetření nepotřebné a jen zbytečně zvyšují radiační zátěž pacienta. U CT přístroje se taky můžeme setkat s takzvaným bow-tie filtrem, který je uložený u výstupu z rentgenky. Tento filtr bývá vyrobený z polytetrafluoretylenu neboli teflonu, ale také se můžeme setkat, že je vyroben z hliníku. Bow-tie filtr slouží k tvarování rentgenového spektra v rámci prostorové fluence. (Súkupová, 2018, str. 114)

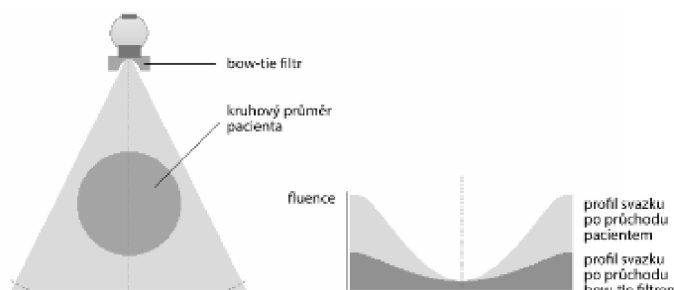
*„V případě, že by byl rtg svazek homogenní, co se týká prostorové distribuce, byla by fluence na detektory velmi nehomogenní. Periferní část pacienta zeslabuje záření pouze velmi málo, ke středu pacienta roste zeslabení. Speciálně tvarovaný bow-tie filtr má zeslabení komplementární k zeslabení pacienta. V případě, že záření projde speciálně tvarovaným bow-tie filtrem, se fluence stává homogennější.“* (Súkupová, 2018, str. 114)

CT přístroje nejčastěji využívají dva bow-tie filtry (ale lze se setkat i s třemi). Hlavním důvodem, proč se nevyužívá pouze jeden bow-tie filtr je nepoměr mezi velikostmi jednotlivých částí těla. Každá část lidského těla má jiný průměr, a tak by jeden bow-tie filtr nemusel být efektivní. (Súkupová, 2018, str. 115)





Obrázek 8: Vlevo: CT bez bow-tie filtru, Vpravo: Dávkový profil na detektoru  
 Súkupová Lucie – Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi



Obrázek 9: Vlevo: CT s bow-tie filtrem, Vpravo: Dávkový profil na detektoru  
 Súkupová Lucie – Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi

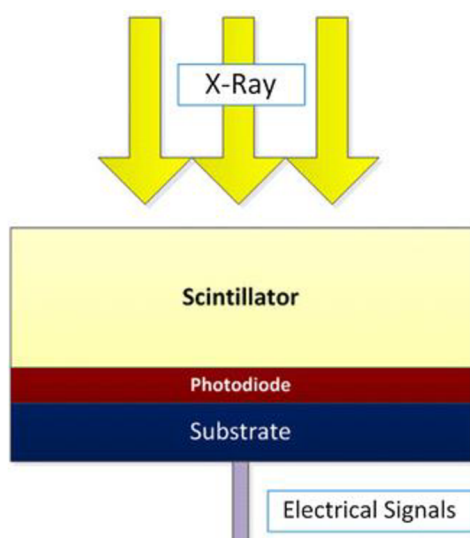
### 2.4.3 Protirozptylová mřížka

Jakmile rentgenové záření projde skrz filtraci a pacienta, tak ještě před dopadem na detektor prochází tzv. protirozptylovou mřížkou, která slouží k postkolimaci rentgenového záření. Protirozptylové mřížky se zároveň s CT generacemi vyvíjely. U CT generací, které využívaly pouze jednu řadu detektorů jsme se mohli setkat s 1D mřížkami, které byly tvořené z wolframových sept. U moderních CT přístrojů, které již využívají více řad detektorů se pracuje s 2D mřížkami taktéž vyrobených z wolframu. (Súkupová, 2018, str. 115)

### 2.4.4 CT detektory

V minulosti se jako primární CT detektory používaly detektory plynové, které byly tvořené ionizačními komůrkami plněné xenonem. Tyto detektory měly výhodu v jejich jednoduché konstrukci a rychlé odezvě. V dnešní době multislice CT přístrojů se z důvodu obtížné konstrukce tyto detektory již nepoužívají a byly nahrazené

pevnlátkovými scintilátory. Detektory pro CT mají svou charakteristickou stavbu, která se skládá ze tří vrstev a tím je scintilátor, který slouží v přeměně rentgenového záření na světlo, poté fotodioda, která slouží k přeměně světla na elektrický proud a nakonec substrát, která slouží k zajištění mechanické a elektrické infrastruktury (viz. obrázek 10). (Shefer, 2013)

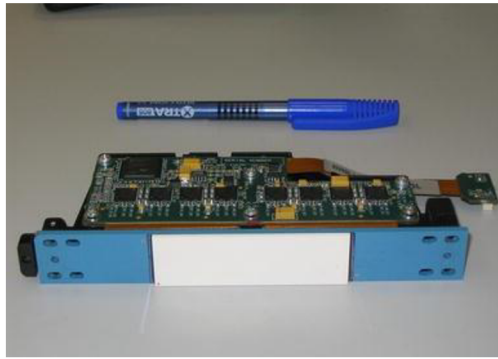


Obrázek 10: Schéma vrstev CT detektoru  
<https://link.springer.com/article/10.1007/s40134-012-0006-4#Fig3>

System detektorů, které se nachází v gantry měří zhruba jeden metr. Každý detektor se skládá z polí detektorových modulů, které se skládají ze scintilátoru a fotodiody.



Obrázek 11: Systém detektorů s 42 moduly od společnosti Philips  
<https://link.springer.com/article/10.1007/s40134-012-0006-4#Fig3>



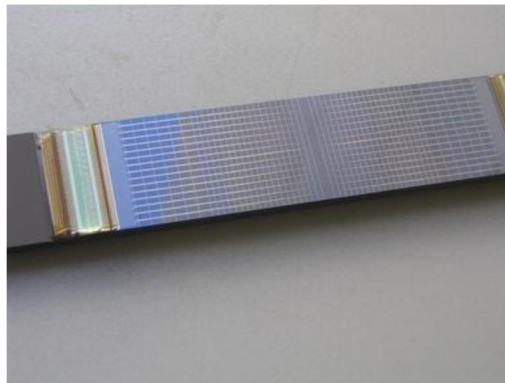
Obrázek 12: Detektorový modul

<https://link.springer.com/article/10.1007/s40134-012-0006-4#Fig3>



Obrázek 13: Scintilátor

<https://link.springer.com/article/10.1007/s40134-012-0006-4#Fig3>



Obrázek 14: Vícevrstvá segmentovaná fotodioda

<https://link.springer.com/article/10.1007/s40134-012-0006-4#Fig3>

Pro získávání dobrého výsledného obrazu musí detektory splňovat základní požadavky, kterými například jsou: přesnost, dynamický rozsah, stabilita, rozlišení a geometrická účinnost. (Shefer, 2013)

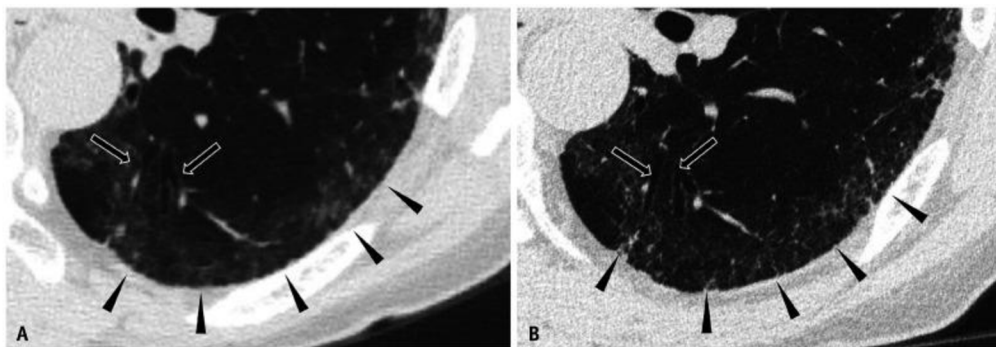
„Přesnost: Měření toku rentgenového záření je nezbytné pro měření malých rozdílů v hustotě tkáně, např.  $\sim 0,1 \%$  pro zobrazení mozku. Dynamický rozsah: Díky

exponenciálnímu chování útlumu se signál v detektorech může výrazně lišit o více než  $10^4$ . Současné CT systémy mohou mít dynamické rozsahy nad  $10^5$ .

Stabilita: Detektory CT třetí generace musí produkovat stejný signál pro stejné ozáření během skenování a mezi kalibracemi systému. Rozlišení: Geometrickému rozlišení skeneru dominuje velikost detekčního prvku a velikost ohniska rentgenového záření.

Geometrická účinnost: Geometrická detekční účinnost (GDE) je poměr mezi dopadajícími fotony rentgenového záření a fotony zasahujícími aktivní oblast detekce. Závise především na podílu aktivní plochy detektoru vzhledem k jeho velikosti (faktor plnění). Toto číslo je u většiny skenerů obvykle vyšší než 70%.“ (Shefer, 2013)

Novinkou v oblasti CT detektorů jsou tzv. Photon-counting detektory (PCD). Zatímco klasické CT detektory využívají k přijímání rentgenového záření scintilátory, které přeměňují fotony na viditelné světlo, a to je poté pomocí sept nasměrováno k senzoru schopný přeměnit světlo na elektrický signál, tak u photon-counting detektorů se využívá polovodič, který dokáže dopadající fotony přímo přeměnit na elektrický signál, a tudíž takových sept již není potřeba. Skutečnost, že septa nejsou potřeba umožňuje zmenšení pixelů na detektoru bez toho, aby byla nějak ovlivněna geometrická detekční účinnost. Díky tomu photon-counting detektory umožňují zobrazovat obrazy v ultra vysokém rozlišení, a to i s použitím nízké dávky rentgenového záření. (Esquivel, 2022)



Obrázek 15: A – CT s konvenčními detektory, B – CT s PCD detektory  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9434736/>

## 2.5 Rekonstrukce CT obrazu

Stejně jako u konvenčního snímkování, tak i u CT dochází k zeslabování rentgenového záření, které prochází vyšetřovanou oblastí pacienta. U klasického snímkování dochází k sumarizaci rentgenového záření (základ planárního zobrazení), ale u CT jde z důvodu získávání projekcí v různých směrech možné zjistit součinitel

zeslabení rentgenového záření, který je dán Beer-Lambertovým zákonem, v každém jednotlivém pixelu, respektive voxelu obrazové matice. Tato skutečnost zapříčiní, že dokážeme ve výsledném obrazu od sebe rozlišit jednotlivé struktury ve vyšetřované oblasti a sestojit výsledný obraz. (Súkupová, 2018, str. 116-117)

Abychom mohli zjistit lineární součinitel zeslabení, tak musíme použít již zmiňovaný Beer-Lambertův zákon, který se vyjadřuje jako:  $I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x}$ , kdy  $I(x)$  je intenzita zeslabeného svazku,  $I_0$  intenzita dopadajícího svazku,  $x$  tloušťka zeslabujícího materiálu a  $\mu$  lineární součinitel zeslabení.

*„Zeslabení rtg svazku, popsané profilem zeslabení v dané projekci, je zjištěno pro všechny řádky, případně sloupce matice. Poté se rtg svazek pootočí a jsou získávány profily zeslabení v jiných směrech. Poté se opět rtg svazek pootočí a jsou získávány další profily zeslabení.“* (Súkupová, 2018, str. 117)

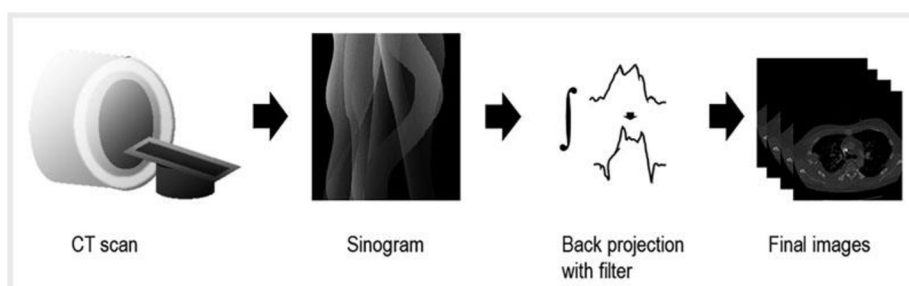
Profil zeslabení se nazývá sinogram, ale spíše bývá znám pod pojmenováním raw data neboli hrubá data. Sinogram se nenachází v objektové doméně, ale nachází se v Radonově prostoru, což je sinogramová doména. Tato data nejsou diagnosticky využitelná, a tak musí být softwarem udělána jejich rekonstrukce. K rekonstrukci hrubých dat se používá mnoho rekonstrukčních algoritmů, mezi které patří zpětná projekce, která kvůli rozmazávání obrazu a tím spojenou tvorbou hvězdicového artefaktu byla doplněna filtrovanou zpětnou projekcí. V dnešní době se nejčastěji můžeme setkat se zmiňovanou filtrovanou zpětnou projekcí a nebo iterativní rekonstrukcí. (Súkupová, 2018, str. 119)

### **2.5.1 Filtrovaná zpětná projekce (FBP)**

Pomocí filtrované zpětné projekce jsou hrubá data rekonstruována aplikací high-pass filtru (HPF), což je filtr, který propouští jenom signály, které mají vyšší frekvenci, než je stanovena určitá mezní frekvence a zeslabuje signály s nižší frekvencí, než je mezní. (Willeminck, 2019) *„Matematický přístup k FBP spočívá především v myšlence, že projekci, skládající se z měření ve více úhlech, lze zpětně promítnout do modelu snímaného objektu inverzní radonovou transformací s high-pass filtrem (HPF). Bez filtru by rozmazání hodnot projekce do dráhy záření vedlo k rozmazání morfologie objektu.“* (Arndt, 2021)

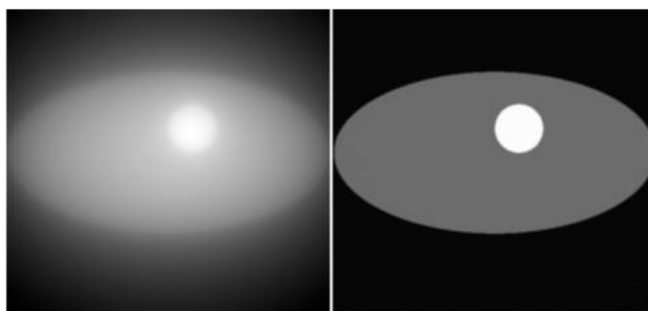
Největší výhodou FBP je schopnost rekonstruovat data rychle, ale podotýká se i velkou nevýhodou, se kterou souvisí množství rentgenového záření nutného k provedení vyšetření. Postupem času začaly být kladené vysoké nároky na radiační zátěž pacienta a

bylo potřeba množství rentgenového záření snížit na potřebné minimum. Kvalita výsledného obrazu, který prošel FBP je závislá na množství rentgenového záření, které dopadne na detektor. Čím více záření dopadne na detektor, tak tím méně šumu ve výsledném obrazu vznikne. Proto u pacientů trpících obezitou, kde skrz vyšetřovaný objekt neprošlo dostatečné množství rentgenového záření vznikal ve výsledném obraze šum. Tento problém byl vyřešen zavedením iterativních algoritmů do klinické praxe, které dokázaly vytvářet kvalitní obrazy i při snížení množství rentgenového záření. (Willeminck, 2019)



Obrázek 16: Schéma FBP

[https://www.thieme-connect.de/media/roefo/202103/roefo-3377\\_10-1055-a-1248-2556-i1.jpg](https://www.thieme-connect.de/media/roefo/202103/roefo-3377_10-1055-a-1248-2556-i1.jpg)



Obrázek 17: Rozdíl mezi zpětnou projekcí a filtrovanou zpětnou projekcí

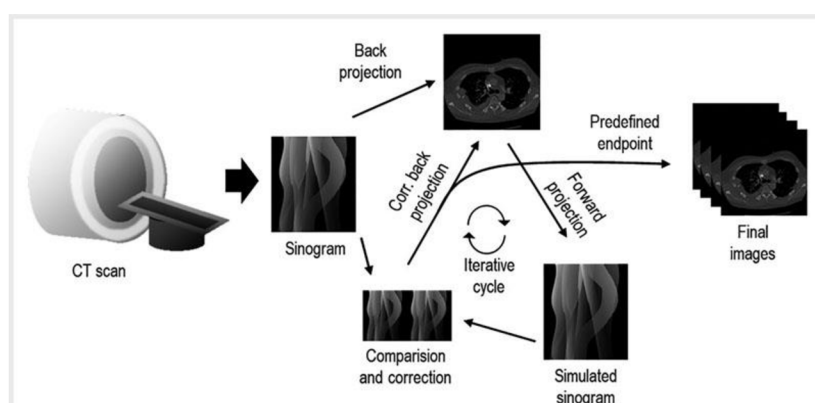
[https://telin.ugent.be/~sanja/Presentation/Tutorial\\_IMREC\\_Part2.pdf](https://telin.ugent.be/~sanja/Presentation/Tutorial_IMREC_Part2.pdf)

## 2.5.2 Iterativní rekonstrukce (IR)

První iterativní algoritmus k využití rekonstrukcí hrubých dat pro CT byl vytvořen již v roce 1970 s názvem ART. Bohužel v té době nebylo možné tento algoritmus uvést do praxe, a to z důvodu nedostatečného výpočetního výkonu a musel být nahrazen výše zmiňovanou filtrovanou zpětnou projekcí. S příchodem pokročilých grafických karet už bylo možné realizovat použití iterativních algoritmů v klinické praxi. První iterativní algoritmus se do praxe dostal v roce 2009 s názvem IRIS vyvinutý společností Siemens Healthineers. V dalších letech se na trh dostaly algoritmy, které byly pokročilejší. Mezi tyto algoritmy patří ASIR a Veo od společnosti GE Healthcare, iDose 4 od společnosti

Philips Healthcare a SAFIRE společnosti Siemens Healthcare. Algoritmy jako jsou ASIR, iDose 4 a SAFIRE patří mezi hybridní iterativní metody, které jsou pokročilejší, protože iterativně filtrují již nezpracovaná data z důvodu snížení artefaktů v obraze a po následné zpětné projekci jsou data znovu iterativně filtrována, aby se co nejvíce zmenšil šum v obraze. Zbývající algoritmus Veo patří k tzv. plně iterativním algoritmům, který se řadí k těm nejpokročilejším, ale samotná rekonstrukce obrazu trvá déle než u předchozích algoritmů. (Willeminck, 2019) „V plně IR jsou nezpracovaná data zpětně promítána do prostoru průřezu obrazu. Následně jsou data obrazového prostoru promítnuta dopředu pro výpočet umělých hrubých dat. Krok promítnutí projekce dopředu je základním modulem IR algoritmů, protože umožňuje fyzicky správnou modulaci procesu získávání dat. Umělá nezpracovaná data se porovnávají se skutečnými nezpracovanými daty, aby se následně aktualizoval obraz průřezu.“ (Willeminck, 2019) Při tomto pohybu dat se odstraňuje šum v obraze a dochází k tomu do doby, než je rozdíl mezi skutečnými a umělými daty minimální. (Willeminck, 2019)

Od doby vzniku iterativních rekonstrukcí vzniklo mnoho studií, které porovnávaly filtrovanou zpětnou projekci a iterativními algoritmy. Studie ukázaly, že použitím iterativních algoritmů lze snížit dávku rentgenového záření od 23 až 76% bez toho, aby výsledný obraz byl znehodnocen vznikem rušivého elementu, jako je šum. (Willeminck, 2019)



Obrázek 18: Schéma iterativní rekonstrukce

[https://www.thieme-connect.de/media/roefo/202103/roefo-3377\\_10-1055-a-1248-2556-i2.jpg](https://www.thieme-connect.de/media/roefo/202103/roefo-3377_10-1055-a-1248-2556-i2.jpg)

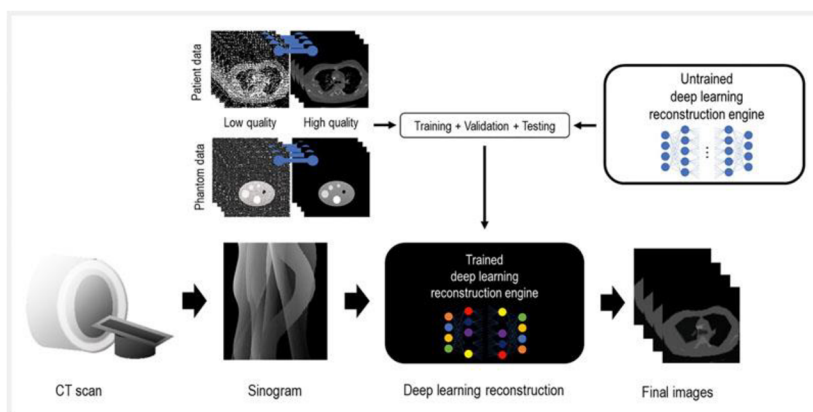
### 2.5.3 Rekonstrukce obrazu pomocí hlubokého učení (DLR)

„Nedávný nárůst popularity umělé inteligence je způsoben především pokrokem v oblasti umělých neuronových sítí. Umělé neuronové sítě jsou podpolí strojového učení.

*Ve strojovém učení se model učí trénováním dat a následně je schopen provádět specifické úkoly.*“ (Arndt, 2021)

Hlavním cílem rekonstrukce CT obrazu pomocí hlubokého učení (DLR) je zlepšení kvality obrazu a zároveň snížení potřebné dávky rentgenového záření k provedení vyšetření. V dnešní době existuje několik komerčně dostupných algoritmů pro rekonstrukci obrazu pomocí hlubokého učení a těmi je například TrueFidelity od firmy GE Healthcare a AiCE od firmy Canon Medical Systems. (Arndt, 2021)

Jak už jsem psal, tak algoritmy využívající tuto metodu se zabývá více firem, ale i přesto je základní koncept vývoje a fungování podobný. Aby mohlo všechno fungovat, tak je zaprvé zapotřebí udělat návrh architektury sítě, které musí obsahovat nastavení tzv. hyperparametrů, což jsou parametry, které jsou pevně dané a umělá inteligence se je neučí z trénovacího procesu. Mezi tyto parametry patří například velikost, topologie sítě a nebo typ aktivační funkce. Nastavení těchto parametrů je velmi důležité, protože na nich záleží výkon sítě. Jakmile jsou v systému nastavené potřebné parametry, tak nastává další fáze, kterou je samotný tréninkový proces. Aby se mohla umělá inteligence učit, tak k učení potřebuje datovou sadu, která obsahuje nemalý počet obrazů nízké kvality a stejný počet obrazů vysoké kvality. Datová sada obsahuje data, která jsou pořízená buď na fantomu a nebo obsahuje data různých pacientů. Samotný proces učení rekonstrukce obrazu umělou inteligencí funguje na principu, že dojde k rekonstrukci obrazů nízké kvality, který následně bude porovnán s vysoce kvalitními předem dodanými daty. (Arndt, 2021) „*V tzv. backpropagation procesu bude vypočítán dopad každé váhy na chybu a následně budou váhy v síti odpovídajícím způsobem upraveny. Tento proces se iterativně opakuje a síť se postupně naučí eliminovat většinu šumu při zachování anatomických detailů.*“ (Arndt, 2021)



Obrázek 19: Schéma rekonstrukce obrazu pomocí hlubokého učení

[https://www.thieme-connect.de/media/roefo/202103/roefo-3377\\_10-1055-a-1248-2556-i3.jpg](https://www.thieme-connect.de/media/roefo/202103/roefo-3377_10-1055-a-1248-2556-i3.jpg)



#### 2.5.4 Prezentace výsledného obrazu

CT využívá, stejně jako jiné zobrazovací metody, základní vlastnost rentgenového záření a tou je, že při průchodu vyšetřovaným objektem se záření diferenciovaně absorbuje ve tkáních, které se od sebe liší hustotou. (čím větší hustotu tkáň má, tím více se rentgenové záření absorbuje). Záření, které se ve tkáni neabsorbovalo, prošlo skrz vyšetřovanou tkáň, tak je zaznamenáno detektory, které zeslabené záření přemění na elektrický signál. (Vomáčka, 2015, str. 42) Každá pixel, respektive voxel absorbuje část přeměněné energie a vytvoří tzv. mapu součinitelů zeslabení a následně je z této mapy zrekonstruován axiální řez součinitelů zeslabení pro každý voxel. (Súkupová, 2018, str. 121) „*Axiální řez pak odpovídá distribuci tzv. CT čísel, která jsou vyjádřena v Hounsfieldových jednotkách (HU).*“ (Súkupová, 2018, str. 121)

CT čísla se vyjadřují pomocí vztahu:

$$CT(x, y) = k \frac{\mu(x, y) - \mu(H_2O)}{\mu(H_2O)}$$

Kdy  $CT(x, y)$  je CT číslo dané souřadnice v obraze,  $k$  je domluvená konstanta a odpovídá hodnotě 1000,  $\mu(x, y)$  je lineární součinitel zeslabení zaznamenaný v daném bodě a  $\mu(H_2O)$  je lineární součinitel zeslabení vody. (Súkupová, 2018, str. 121-122)

Denzity vypočítané počítačem mají vlastní stupnici denzit, která obsahuje 4096 stupňů (-1000 až +3096). Stupnice denzit má dva záchytné body, která jsou -1000, kdy tato hodnota představuje vzduch a hodnotu 0, která představuje destilovanou vodu (viz. tabulka 1). (Heřman, 2014, str. 22) „*Na obrazech CT skemů jsou denzity reprezentovány ve stupni šedi. Protože lidské oko je schopno rozlišit jen do 60 odstínů šedi a ve většině případů nás zajímaly rozdíly v tkáních s podobnou denzitou (zejména v měkkých tkáních), vybíráme si z celé škály denzit jen určitou část – tzv. okno (okénko). Prohlížením obrazů v různých oknech získáváme postupně informace o tkáních s různými denzitami (např. o měkkých tkáních, skeletu, plicích)*“ (Heřman, 2014, str. 22) (viz. tabulka 2)

Tabulka 1: Density některých tkání

Druh tkáně	Denzita
Kosti, kalcifikace	>85 HU
Sražená krev (koagulum)	65–85 HU
Měkké tkáně, parenchymové orgány	25–70 HU
Tekutinové útvary (likvor, moč, žluč)	0–15 HU
Tuk	-40 až -120 HU
Vzdušná plíce	-800 až -900 HU

Jaroslav Vomáčka a kol. - Zobrazovací metody pro radiologické asistenty

Tabulka 2: Prohlížečí okna u CT

Vyšetřovaný orgán	Šířka okna	Střed okna
Mozek	75	30
Břicho	350	35
Mediastinum	400	40
Plíce	1 600	-600
Skelet 1	1 300	300
Skelet 2	3 700	600

Jaroslav Vomáčka a kol. - Zobrazovací metody pro radiologické asistenty

## 2.6 CT postprocessing

Výsledný obraz, který jsme získali během samotného vyšetření můžeme ještě dále upravovat pomocí rekonstrukčních algoritmů jakými například jsou:

### 2.6.1 Multiplanární rekonstrukce (MPR)

MPR nám umožňuje provádět postprocessingové rekonstrukce v jiných rovinách než v těch základních, jakými jsou roviny koronární, axiální a sagitální. Rekonstrukce se dají provádět buď v rovině, která je paralelní s jednou ze zmiňovaných rovin nebo můžeme provést rekonstrukci podle námi libovolně zvolené křivky. (Súkupová, 2018, str. 84) „Uživatel nejprve definuje křivku v objemovém setu dat, např. koronární tepnu.

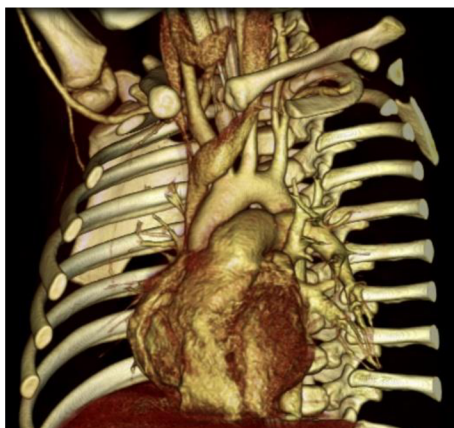
*V zrekonstruované rovině je vidět celý průběh např. zmíněné koronární tepny.“*  
(Súkupová, 2018, str.84)

### **2.6.2 Maximum intensity projection (MIP)**

Princip této rekonstrukce spočívá v zobrazování pixelů, které mají oproti ostatním vyšší intenzitu. Slouží pro detailní zobrazení tepen s přítomnými kalcifikacemi a nebo tepen naplněné kontrastní látkou. Opakem tohoto post rekonstrukčního algoritmu je minimum intensity projection, který nám ukazuje pixely, které mají oproti ostatním nižší intenzitu. Využívá se například při zobrazení žlučových cest. (Súkupová, 2018, str. 84)

### **2.6.3 Volume rendering technika (VRT)**

Hlavní podstatou této postprocessingové rekonstrukce je možnost vytvořit obraz, který poskytuje přehlednější anatomické uspořádání v lidském těle na základě rozdělení různých tkání podle CT čísel. Díky VRT je uživatel schopen vytvořit přehledný 3D obraz, který je v mnoha případech velmi žádoucí. (Súkupová, 2018, str. 84)



Obrázek 20: 3D zobrazení mediastina po VRT  
<https://radiopaedia.org/articles/volume-rendering?lang=us>

## **2.7 Radiační zátěž při CT vyšetření**

V dnešní době existuje hned několik technologií, které dokáží snížit radiační zátěž pacienta při provádění CT vyšetření. Mezi takové technologie patří například automatická modulace proudu (ATCM), která zvyšuje či snižuje proud v závislosti na množství dopadajícího zeslabeného rentgenové záření na detektor. (Pokud je zeslabeného záření málo, tak dojde ke zvýšení proudu a naopak). ATCM funguje na principu

expoziční automatiky, která dokáže zastavit expozici, jakmile na detektor dopadne dostatečné množství rentgenového záření, které je potřebné pro kvalitní výsledek vyšetření. ATCM můžeme rozdělit na podélnou modulaci, kdy dochází k modulaci proudu v ose Z (například při přechodu z oblasti hrudníku do oblasti břicha a malé pánve). Další modulací ATCM je úhlová modulace, kde k modulaci dochází už při rotaci rentgenky, kdy množství záření potřebného k přední projekci není stejné jako k boční projekci. ATCM se řídí dvěma způsoby, jímž první je modifikace proudu na základě vytvořeného topogramu. U tady tohoto způsobu se využívá porovnání námi vytvořeného topogramu s topogramem pacienta standardní velikosti. Při porovnání dochází k automatické úpravě hodnoty proudu (s tímto způsobem se můžeme setkat u CT přístrojů značky GE a Toshiba). Druhým způsobem je měření profilů zeslabení, kdy je na základě profilu zeslabení měřeno množství proudu přímo z generátoru. (Tuhle metodu využívají firmy jako je Siemens nebo Philips). Mezi varianty ATCM můžeme zařadit i tzv. orgánovou modulaci proudu, která funguje na principu zeslabení proudu, když rentgenové záření prochází částí lidského těla, která obsahuje radiosenzitivní orgány. (Súkupová, 2018, str. 136-137)

Další technologií, která nám umožňuje snížit radiační zátěž pacienta je automatická modulace napětí. Při snížení napětí dosáhneme lepšího kontrastu ve výsledném obraze a tím pádem můžeme snížit napětí a s tím i radiační zátěž pacienta. Nevýhodou této metody, jak snížit radiační zátěž pacienta je, že se dá použít pouze u pacientů, kteří mají hubenou nebo středně velkou postavu. U větších pacientů tento způsob použít nelze, protože míra v šumu v obraze by byla větší. (Súkupová, 2018, str. 137)

### **2.7.1 Dávkové veličiny pro CT**

V dnešní době se u CT přístrojů můžeme nejčastěji setkat s veličinami – CTDI\_VOL (z ní stanovena veličina SSDE) a DLP. CTDI\_VOL (jednotka mGy) je standardizovaná veličina, která představuje dávku rentgenového záření při výstupu z CT skeneru. Veličina se standardně měří na fantomech, které mají průměr 16 nebo 32 centimetrů. Podle naměřených dávek na fantomu jsou poté přizpůsobovány dávky pacientům (když má pacient průměr vyšetřované oblasti větší než např. 32 centimetrů, tak je mu dávka nadhodnocena a naopak). Z CTDI\_VOL je stanovena veličina SSDE pomocí konverzních faktorů stanovených z rozměrů pacienta v AP nebo boční projekci zjištěných pomocí topogramu (scoutu), která umožňuje přizpůsobit dávku konkrétní

velikosti pacienta. Další dávkou veličinou, se kterou se u CT setkáváme je DLP. DLP (jednotka mGy\*cm) představuje součin veličiny CTDI\_VOL s celou délkou skenu referenčního fantomu. Hodnota veličiny DLP se tedy vztahuje k celkové energii využitě po celé délce fantomu. (Súkupová, 2018, str. 157)

## 2.8 Náplň práce a kompetence RA na CT vyšetřovnách

Radiologický asistent, tak někdy nazýván jako radiologický laborant je nelékařský zdravotnický obor, který v dnešní době mohou vykonávat lidé s dosaženým bakalářským vzděláním v daném oboru, ale také lidé s titulem DiS (diplomovaný specialista), protože v minulosti k tomuto povolání stačilo vyšší odborné vzdělání na zdravotnických školách. Hlavní všeobecnou náplní práce radiologického asistenta je provádět lékařem indikována vyšetření, které hodnotí lékař v oboru radiodiagnostiky neboli radiolog. (Vomáčka, 2015, str. 11-12)

Radiologický asistent je nositelem odpovědnosti za správné provedení lékařského ozáření, které zahrnuje nastavení optimálních expozičních parametrů, vybrání správného protokolu k danému vyšetření a v neposlední řadě je odpovědný za velikost radiační zátěže z jednotlivých vyšetřovacích sekvencí. RA je také zodpovědný za kvalitu výsledného obrazu, který je dále předáván lékaři k jeho zhodnocení. Mezi kompetence radiologického asistenta spadá poskytování informací pacientům ohledně rizik LO před provedením daného výkonu, zajišťování periferních žilních vstupů pro podávání kontrastní látky, pokud je lékařem indikovaná a samotné spuštění jednotlivých akvizičních sérií. (Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky, 2016)

## 2.9 CT vyšetření

### 2.8.1 Indikace k lékařskému ozáření u CT

*„Indikující lékař na základě klinického vyšetření doporučí provedení LO. Při tom vždy vezme v úvahu účinky, přínosy a rizika dostupných metod, které vedou k téměř cíli, avšak nezahrnují žádné ozáření IZ, nebo způsobí nižší ozáření IZ“* (Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky, 2016)

Základní vlastností a zároveň výhodou vyšetření pomocí zobrazovací metody jako je CT je možnost vyšetření provést rychle, v řádech sekund, a proto se tato metoda uplatňuje při akutních polytraumatech. (Vomáčka, 2015, str. 45) V neurgentních případech se CT

považuje jako zobrazovací metoda druhé volby (z důvodu radiační zátěže), hned po konvenčním RTG nebo UZ. (Malíková, 2019, str.27)

### **2.8.2 Kontraindikace k lékařskému ozáření u CT**

Pro CT vyšetření neexistují žádné absolutní kontraindikace, ale pouze relativní. Mezi relativní kontraindikace patří například těhotenství. Těhotná žena může být vystavena lékařskému ozáření, ale pouze za předpokladu, že je ozáření nutné ke stanovení diagnózy a odklad léčby by mohl poškodit matku nebo dítě. Dalšími kontraindikacemi může být například klaustrofobie, nadměrná velikost pacienta (jeho hmotnost přesahuje nosnost přístroje nebo jeho šířka těla přesahuje velikost gantry), předchozí alergická reakce na jódovou kontrastní látku (pouze tehdy, když je k vyšetření nezbytně nutná) a nebo nespolupráce pacienta v udržení potřebné polohy těla pro provedení vyšetření. (Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky, 2016)

### **2.8.3 Postup provedení CT vyšetření**

Než se provede samotné CT vyšetření pomocí vyšetřovacích protokolů sloužících pro danou oblast lidského těla, tak musí radiologický asistent udělat plánovací sken, tzv. topogram (scout). Při získávání topogramu se v gantry CT přístroje nepohybuje rentgenka s detektory okolo pacienta (systém rentgenka – detektor je statický), ale pouze dochází k pohybu stolu s pacientem skrz gantry. Na následném získaném snímku si radiologický asistent naplánuje rozsah vyšetření a následně zhotoví vyšetření pomocí předem přednastaveného protokolu. (Heřman, 2014, str. 23)



Obrázek 21: Příklad topogramu před vyšetřením plic  
Miroslav Heřman a kol. – Základy radiologie

## 2.8.4 Příklady vyšetřovacích protokolů CT

### CT protokoly pro dospělé

Tabulka 3: CT mozku (upraveno autorem)

strategie vyšetření	nativně / s KL i. v. / nativně a s KL i. v.
příprava nemocného	nativ bez přípravy; s KL nalačno a standardní přípravou před KL
uložení	vleže na zádech, hlava fixována, přesně v ose stolu (bez úklonu)
instrukce nemocnému	nehýbat se
rozsah vyšetření	báze lebni až vrchol kalvy
topogram	boční, musí zachytit oblast od báze lebni po vrchol kalvy
kV	120 (max. 130)
mAs doporučené (FBP)	300 – 350
CTDIvol typický	45 – 55 mGy
kolimace	závisí na konstrukci detektorů, u MDCT obvykle 0,5 – 1,2 mm
pitch	závisí na konstrukci přístroje, u MDCT obvykle 0,6 – 1,0
tloušťka rekonstruované vrstvy	4 – 6 mm
objem KL (+ proplach FR)	60 ml (+ min. 20 ml)
rychlost aplikace KL	2 ml/s
zpoždění	60 – 80 s
poznámka	<ul style="list-style-type: none"> <li>při centraci předklonit hlavu nebo sklopit gantry, tak aby primární svazek nezasahoval oči (oční čočky)</li> <li>sklon rekonstruovaných transversálních vrstev dle orbitomeatální linie, koronálních vrstev dle zadní hrany mozkového kmene</li> <li>vrstvy rekonstruované kostním kernelem tl. 1 – 2 mm</li> </ul>

<https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/11347/36103/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%202-2016.pdf>

Tabulka 4: CT angiografie aorty (upraveno autorem)

vyšetření	s KL i. v.
příprava nemocného	nalačno a standardní příprava před KL
uložení	vleže na zádech, ruce nad hlavou
instrukce nemocnému	nehýbat se a nedýchat
rozsah vyšetření	hrudní aorta: horní hrudní apertura až brániční úhly břišní aorta: vrchol bránice až sedací hrboly
topogram	předozadní
kV	100 (120 kV u silně obézních osob)
mAs doporučené (FBP)	hrudní aorta: 120 – 160; břišní aorta: 120 – 200
CTDIvol typický	hrudní aorta: 5 – 7 mGy; břišní aorta: 8 – 10 mGy
kolimace	závisí na konstrukci detektorů, u MDCT obvykle 0,5 – 1,2 mm
pitch	závisí na konstrukci přístroje, obvykle 1,0 – 1,4
tloušťka rekonstruované vrstvy	0,6 – 0,8 mm a 3 mm (kernel pro CTA s potlačením rozhraní)
objem KL (+ proplach FR)	60 – 100 ml dle doby trvání skenu (+ min. 30 ml FR): výpočet objemu KL viz oddíl 1.1 Obecná doporučení
rychlost aplikace KL	minim. 4 ml/s (400 mg/ml); minim. 5 ml/s (300 mg/ml)
zpoždění	arteriální fáze, monitorace bolu KL
poznámka	<ul style="list-style-type: none"> <li>volitelně doplnit o tenké (3 – 5mm) MIP či MPR rekonstrukce COR, SAG, případně v šikmé rovině rovnoběžné s aortálním obloukem</li> <li>volitelně VRT rekonstrukce</li> <li>u stentgraftů a podezření na aktivní krvácení doplnit o sken ve venózní fázi (doporučeno s redukovanou dávkou o 20 – 40 %)</li> </ul>

<https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/11347/36103/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%202-2016.pdf>

## Pediatrické CT protokoly

Tabulka 5: Pediatrické CT mozku (upraveno autorem)

strategie vyšetření	nativně / s KL i. v. / nativně a s KL i. v.			
příprava nemocného	nativ bez přípravy; s KL nalačno a standardní přípravou před KL			
uložení	vleže na zádech, hlava pevně fixována, přesně v ose stolu (bez úklonu); u dětí se za všech okolností snažíme předklonit a fixovat hlavu, tak abychom (bez sklápění gantry) skenovali přímo v orbitomeální rovině, tj. aby primární svazek záření nezasahoval do očníce			
instrukce nemocnému	nehýbat se, malé děti dokonale fixovat proti pohybu			
rozsah vyšetření	báze lební až vrchol kalvy, neskenovat přes očníce			
topogram	boční, musí zachytit oblast od báze lební po vrchol kalvy (80kV, 20mAs)			
věk	0 – 1	1 – 5	6 – 10	11 – 15
kV	(80) 100	100	100	(100) 120
mAs doporučené (FBP)	80 – 180 (230)	100 – 200	150 – 260	220 – 340
CTDI <sub>vol</sub> typický (mGy)	10 – 25	15 – 30	20 – 45	30 – 55
tloušťka rekonstruované vrstvy	3 mm do 1 roku; 3 – 5 mm nad 1 rok (měkkotkáňový kernel) 1 – 1,5 mm (kostní kernel)			
kolimace	závisí na konstrukci detektorů, u MDCT obvykle 0,5 – 1,2 mm			
pitch	závisí na konstrukci přístroje, obvykle 0,8 – 1,0			
objem KL (+ proplach FR)	dle obecných doporučení – viz Příloha, kap. 6.3			
rychlost aplikace KL	dle obecných doporučení – viz Příloha, kap. 6.3			
zpoždění	60 s			
poznámka	<ul style="list-style-type: none"> <li>• topogram pro všechny věkové kategorie 80kV a 20mAs</li> <li>• rekonstrukce minimálně v transverzální a koronální rovině</li> <li>• v žádném případě nepoužívat pro CT očníce / obličejové protokoly pro CT mozku: výrazně vzroste dávka na oční čočku (!)</li> </ul>			

<https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/11347/36103/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%202-2016.pdf>

Tabulka 6: CT trupu u novorozenců (upraveno autorem)

strategie vyšetření	nativně / s KL i. v. / nativně a s KL i. v. / s KL i. v. ve více fázích
příprava nemocného	nalačno, standardní příprava před aplikací KL
uložení	vleže na zádech, dobrá fixace proti pohybu
instrukce nemocnému	–
rozsah vyšetření	od vrcholů plic po sedací hrboly, v indikovaných případech cílené zobrazení pouze hrudníku nebo břicha
topogram	předozadní (70kV nebo 80kV, 15 mAs)
kV doporučené	80
mAs (FBP) doporučené	35 – 45
CTDI <sub>vol</sub> typický	0,6 – 3 mGy
tloušťka rekonstruované vrstvy	3 – 5 mm
kolimace	závisí na konstrukci detektorů, u MDCT obvykle 0,5 – 1,2 mm
pitch	závisí na konstrukci přístroje, obvykle 1,0 – 1,5
objem KL (+ proplach FR)	dle obecných doporučení – viz Příloha, kap. 6.3
rychlost aplikace KL	dle obecných doporučení – viz Příloha, kap. 6.3
zpoždění	15 – 25 s arteriální fáze, 40 – 60 s venózní fáze, 2 – 4 min. pozdní fáze, 6 – 10 min. vylučovací fáze
poznámka	<ul style="list-style-type: none"> <li>• použít jen tolik fází, kolik je nezbytně nutných pro diagnostiku</li> </ul>

<https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/11347/36103/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%202-2016.pdf>



## 2.8.5 Příklad CT vyšetření mozku při nálezů fraktury lebky



Obrázek 22: Nativní CT mozku v axiální rovině  
<https://radiopaedia.org/play/1756/entry/23543/case/26568/studies/26713?lang=us>



Obrázek 23: Ukázka CT mozku za použití 3D VRT  
<https://radiopaedia.org/play/1756/entry/23543/case/26568/studies/26713?lang=us>

### 3 Závěr

Hned v úvodu práce jsem si stanovil cíle, kterých bych chtěl při psaní bakalářské práce dosáhnout. První z cílů bylo objasnit, jak výpočetní tomografie (CT) vznikla a jak se v průběhu let vyvíjela a zlepšovala. Tomuto tématu jsem se věnoval hned na začátku práce a z dohledaných zdrojů byly zpracované všechny generace CT přístrojů od jejich vzniku až po současnost. U zpracovávání tématu o vývoji CT přístrojů mě osobně nejvíce překvapilo, jak CT přístroje v průběhu let dokázaly zkrátit čas potřebný k provedení daného vyšetření a zároveň dodávat ještě kvalitnější a detailnější výsledné obrazy.

Dalším cílem bakalářské práce bylo obeznámit sebe a čtenáře o základních principech CT a o součástech, které přístroj tvoří a díky kterým může vznikat výsledný obraz, který díky své vynikající schopnosti zobrazit rychle a detailně tkáně v lidském těle pomohl zachránit ne jeden život. Třetím a zároveň posledním cílem bakalářské práce bylo seznámit čtenáře o náplni práce radiologického asistenta při provádění vyšetření.

Všechny cíle, které jsem si v úvodu práce stanovil, byly pomocí dohledaných knížek a online zdrojů splněny.

## 4 Bibliografie

1. ARNDT, Clemens, Felix GÜTTLER, Andreas HEINRICH, Florian BÜRCKENMEYER, Ioannis DIAMANTIS a Ulf TEICHGRÄBER, 2021. Deep Learning CT Image Reconstruction in Clinical Practice. *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*. **193**(03), 252-261. ISSN 1438-9029. Dostupné z: doi:10.1055/a-1248-2556
2. BAXA, Jan a Jiří FERDA, 2012. *Multidetektorová výpočetní tomografie srdce*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-880-3.
3. ESQUIVEL, Andrea, Andrea FERRERO, Achille MILETO et al., 2022. Photon-Counting Detector CT: Key Points Radiologists Should Know. *Korean Journal of Radiology*. **23**(9). ISSN 1229-6929. Dostupné z: doi:10.3348/kjr.2022.0377
4. GOLDMAN, L. W., 2007. Principles of CT and CT Technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. **35**(3), 115-128. ISSN 0091-4916. Dostupné z: doi:10.2967/jnmt.107.042978
5. GONDEKOVÁ, Eliška, Martina SMUTNÁ, Michaela POMAKI a V. VOJTEK, 2022. Dual energy CT plic v diagnostice plicní embolie a covid-19 pneumonie. *Praktická radiologie*. **27**(1), 31. ISSN 1211-5053.
6. HEŘMAN, Miroslav, 2014. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého. ISBN 978-802-4429-014.
7. MALÍKOVÁ, Hana, 2019. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-4036-5.
8. NADRLJANSKI, EL-FEKY a BANERJEE. X-ray tube. In: *Radiopaedia* [online]. [cit. 2023-02-20]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/x-ray-tube-1?lang=us>
9. PROKOP, Mathias, 2003. General principles of MDCT. *European Journal of Radiology*. **45**, 4-10. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/S0720-048X(02)00358-3

10. SEIDL, Zdeněk, 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.
11. SHEFER, Efrat, Ami ALTMAN, Rolf BEHLING et al., 2013. State of the Art of CT Detectors and Sources: A Literature Review. *Current Radiology Reports*. **1**(1), 76-91. ISSN 2167-4825. Dostupné z: doi:10.1007/s40134-012-0006-4
12. SCHMIDT, Bernhard a Thomas FLOHR, 2020. Principles and applications of dual source CT. *Physica Medica*. **79**, 36-46. ISSN 11201797. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejmp.2020.10.014
13. SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.
14. *Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky: Národní radiologické standardy - výpočetní tomografie*, 2016. In: . ročník 2016, částka 2, 96/204 sb. Dostupné také z: <https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/11347/36103/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%202-2016.pdf>
15. VOMÁČKA, Jaroslav, 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-802-4445-083.
16. WILLEMINK, Martin J. a Peter B. NOËL, 2019. The evolution of image reconstruction for CT—from filtered back projection to artificial intelligence. *European Radiology*. **29**(5), 2185-2195. ISSN 0938-7994. Dostupné z: doi:10.1007/s00330-018-5810-7

## Seznam použitých zkratek

CT	Computed tomography
RTG (záření)	Rentgenové (záření)
PET/CT	Pozitronová emisní tomografie, Positron emission tomography and computed tomography
SPECT	Jednofotonová emisní výpočetní tomografie, Single-photon emission Computed tomography
DNA	Deoxyribonukleová kyselina
EBT	Tomografie s elektronovým svazkem, Electron beam CT
MDCT	Multidetektorová výpočetní tomografie, Multidetector computed tomography
CTA	CT angiografie
EKG	Elektrokardiogram
DSCT	CT se dvěma zdroji, Dual source CT
DSDE	CT s dvojí energií, Dual energy CT
GDE	Geometrická detekční účinnost, Geometric detection efficiency
PCD	Photon-counting detectors
FBP	Filtrovaná zpětná projekce, Filtered back projection
HPF	Filtr s horní propustí, High-pass filtr
IR	Iterativní rekonstrukce, Iterativ reconstruction
DLR	Rekonstrukce obrazu pomocí hlubokého učení, Deep learning reconstruction
HU	Hounsfieldovy jednotky, Hounsfield unit
MPR	Multiplanární rekonstrukce, Multiplanar reconstruction
MIP	Maximum intensity projection
VRT	Volume rendering technika
ATCM	Automatická modulace proudu, Automatic tube current modulation
CTDI_VOL	Objemový index výpočetní tomografie, CT dose index-volume
SSDE	Efektivní průměr pacienta, Size-Specific Dose Estimate

DLP	Délkový produkt dávky, dose length product
DiS	Diplomovaný specialista
UZ	Ultrazvuk (sonografie)
RA	Radiologický asistent
LO	Lékařské ozáření

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 1:</b> Schéma brzdného záření .....	11
<b>Obrázek 2:</b> Schéma charakteristického záření .....	11
<b>Obrázek 3:</b> Schéma fotoefektu (upraveno autorem) .....	13
<b>Obrázek 4:</b> Geometrie třetí generace .....	18
<b>Obrázek 5:</b> Geometrie čtvrté generace .....	19
<b>Obrázek 6:</b> A: Malý pitch-faktor, B: Velký pitch faktor .....	21
<b>Obrázek 7:</b> Geometrie RTG svazku u CT .....	24
<b>Obrázek 8:</b> Vlevo: CT bez bow-tie filtru, Vpravo: dávkový profil na detektoru ...	25
<b>Obrázek 9:</b> Vlevo: CT s bow-tie filtrem, Vpravo: dávkový profil na detektoru ...	25
<b>Obrázek 10:</b> Schéma vrstev CT detektoru .....	26
<b>Obrázek 11:</b> Systém detektorů s 42 moduly od společnosti Philips .....	26
<b>Obrázek 12:</b> Detektorový modul .....	27
<b>Obrázek 13:</b> Scintilátor .....	27
<b>Obrázek 14:</b> Vícevrstvá segmentovaná fotodioda .....	27
<b>Obrázek 15:</b> A – CT s konvenčními detektory, B – CT s PCD detektory.....	28
<b>Obrázek 16:</b> Schéma FBP .....	30
<b>Obrázek 17:</b> Rozdíl mezi zpětnou projekcí a filtrovanou zpětnou projekcí.....	30
<b>Obrázek 18:</b> Schéma iterativní rekonstrukce .....	31
<b>Obrázek 19:</b> Schéma rekonstrukce obrazu pomocí hlubokého učení .....	32
<b>Obrázek 20:</b> 3D oblast mediastina po 3D VRT .....	35
<b>Obrázek 21:</b> Příklad tomogramu před vyšetřením plic .....	38
<b>Obrázek 22:</b> Nativní CT mozku v axiální rovině .....	41
<b>Obrázek 23:</b> Ukázka CT mozku za použití 3D VRT .....	41

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1:</b> Density některých tkání .....	34
<b>Tabulka 2:</b> Prohlížečí okna u CT vyšetření .....	34
<b>Tabulka 3:</b> CT mozku (upraveno autorem) .....	39
<b>Tabulka 4:</b> CT angiografie aorty (upraveno autorem) .....	39
<b>Tabulka 5:</b> Pediatrické CT mozku (upraveno autorem) .....	40
<b>Tabulka 6:</b> CT trupu u novorozenců (upraveno autorem) .....	40