



Zdravotně  
sociální fakulta  
Faculty of Health  
and Social Sciences

Jihočeská univerzita  
v Českých Budějovicích  
University of South Bohemia  
in České Budějovice

**Vývoj počítačové tomografie jako jedné ze  
zobrazovacích metod**

## **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

Studijní program: **SPECIALIZACE VE ZDRAVOTNICTVÍ**

**Autor:** Filip Schneider

**Vedoucí práce:** Mudr. Petr Lhoták

České Budějovice 2024

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci s názvem „*Vývoj počítačové tomografie jako jedné ze zobrazovacích metod*“ jsem vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby bakalářské práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé bakalářské práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 3.5. 2024

.....

*Filip Schneider*

## **Poděkování**

Rád bych poděkoval panu primáři Lhotákovi za cenné rady a připomínky ke zpracování mé bakalářské práce. Dále děkuji Ing. Evě Zemanové, Ph.D., MBA za poskytnutí dat potřebných k výzkumu.

# Vývoj počítačové tomografie jako jedné ze zobrazovacích metod

## Abstrakt

Tato bakalářská práce pojednává o vývoji výpočetní tomografie. Na začátku teoretické části je podrobně popsána historie výpočetní tomografie od úplného začátku. Dále je popsán princip výpočetní tomografie, součásti CT přístroje, rekonstrukční algoritmy, indikace a kontraindikace, příprava před vyšetřením a samotný postup při CT vyšetření. V závěru teoretické části jsou zmíněny současné metody, jako jsou například hybridní přístroje (PET/CT, SPECT/CT, CT angiografie).

Prvním cílem praktické části bylo zjistit informovanost studentů oboru Radiologický asistent o vývoji a přínosu výpočetní tomografie. Jako technika sběru dat bylo použito dotazníkové šetření. Dotazník vyplnilo celkem 40 studentů z celkem šesti univerzit. Studenti mohli u každé otázky zvolit pouze jednu možnost. Výsledky byly zpracovány ve formě tabulek a grafů. Tyto výsledky nám mohou sdělit, jak byli respondenti úspěšní, u jakých otázek nejvíce chybovali, a kde si byli naopak jistí.

Druhým cílem bylo analyzovat počet CT přístrojů v ČR. Pro větší upřesnění byly stanoveny tři doplňující výzkumné otázky. Data o počtu přístrojů CT byla získána prostřednictvím SÚJB a zpracována též ve formě tabulek a grafů. Nejprve byly analyzovány změny v celkovém počtu CT přístrojů za období 2018 až 2022. Ze zpracovaných dat byl patrný nárůst těchto přístrojů. Dále byly zjištěny změny v rozložení počtu přístrojů v daném období podle fixace CT přístroje. Bylo zjištěno, že zmiňovaný nárůst se týká pouze přístrojů fixovaných stacionárně. Nakonec byly analyzovány změny v rozložení počtu CT přístrojů v daném období podle krajů ČR. Nejvyšší nárůst byl prokazatelný u Prahy a Jihomoravského kraje. Pouze u tří krajů zůstal počet přístrojů od roku 2018 do roku 2022 neměnný.

## Klíčová slova

Výpočetní tomografie; Hounsfieldovy jednotky; rekonstrukční algoritmus; kontrastní látka; gantry

# **Development of computed tomography as one of the imaging methods**

## **Abstract**

This bachelor thesis deals with the development of computed tomography. At the beginning of the theoretical part, the history of computed tomography from the very beginning is described in detail. Then the principles of computed tomography, the components of the CT machine, reconstruction algorithms, indications and contraindications, preparation before the examination and the actual procedure of the CT examination are described. At the end of the theoretical part, current methods such as hybrid device (PET/CT, SPECT/CT, CT angiography) are mentioned.

The first aim of the practical part was to find out the awareness of the students of Radiological Assistant about the development and benefits of computed tomography. A questionnaire survey was used as a data collection technique. A total of 40 students from six universities completed the questionnaire. The students could select only one option for each question. The results were presented in the form of tables and graphs. These results can tell us how successful the respondents were, on which questions they were most wrong, and where they were confident.

The second objective was to analyse the number of CT machines in the Czech Republic. Three additional research questions were set for further clarification. Data on the number of CT machines was obtained through the SÚJB and also processed in the form of tables and graphs. Firstly, the changes in the total number of CT machines for the period 2018 to 2022 were analysed. The processed data showed an increase in these machines. Next, the changes in the distribution of the number of devices over the period by the CT device fixation were identified. It was found that the mentioned increase only applies to stationary fixed devices. Finally, the changes in the distribution of the number of CT machines over the period were analysed by regions of the Czech Republic. The highest increase was observed in Prague and the South Moravian Region. Only for free regions the number of devices remained constant from 2018 to 2022.

## **Key words**

Computed Tomography; Hounsfield units; reconstruction algorithm; contrast agent; gantry

## Obsah

1	Úvod .....	8
2	Teoretická část.....	9
2.1	Počátky vývoje CT .....	9
2.2	Generace CT přístrojů .....	9
2.2.1	První generace.....	9
2.2.2	Druhá generace .....	10
2.2.3	Třetí generace .....	10
2.2.4	Čtvrtá generace .....	11
2.3	Electron beam CT (EBCT) .....	12
2.4	Spirální (helikální) CT.....	13
2.5	Cone beam CT (CBCT).....	14
2.6	Multislice CT .....	15
2.7	Princip CT.....	18
2.8	Součásti CT přístroje .....	18
2.8.1	Hlavní součásti.....	18
2.8.2	Další součásti .....	20
2.9	Zpracování a rekonstrukce CT obrazu .....	21
2.9.1	Filtrovaná zpětná projekce (FBP) .....	23
2.9.2	Iterativní rekonstrukce (IR) .....	23
2.9.3	Deep learning reconstruction (DLR).....	24
2.10	CT postprocessing .....	25
2.10.1	Multiplanární rekonstrukce (MPR).....	25
2.10.2	Maximum intensity projection (MIP) a minimum intensity projection (MinIP) 26	

2.10.3	Povrchové rekonstrukce - shaded surface display (SSD) a virtuální endoskopie (VE).....	26
2.10.4	Volume rendering technique (VRT) .....	26
2.11	Indikace a kontraindikace .....	26
2.11.1	Indikace .....	26
2.11.2	Kontraindikace.....	29
2.12	Příprava před vyšetřením .....	29
2.13	Průběh CT vyšetření .....	30
2.14	Současnost.....	31
2.14.1	Dual-energy CT (DECT) a Dual-source CT (DSCT) .....	31
2.14.2	Hybridní zobrazovací metody.....	32
3	Cíle práce a výzkumné otázky .....	36
3.1	Cíle práce .....	36
3.2	Výzkumné otázky.....	36
4	Metodika .....	37
5	Výsledky .....	39
5.1	Dotazníkové šetření.....	39
5.2	Počet CT přístrojů v ČR .....	60
6	Diskuse.....	66
7	Závěr .....	69
8	Seznam použitých zdrojů .....	70
9	Seznam příloh.....	75
10	Seznam zkratk.....	80

# 1 Úvod

V současné době je výpočetní tomografie jednou z nejdostupnějších a nejčastěji využívaných zobrazovacích technik. Tato technika je nosnou metodou diagnostické radiologie. V praxi je CT nepostradatelné. Vůbec první tomografický přístroj vynalezl britský vědec Godfrey Newbold Hounsfield, který za svůj převratný objev získal roku 1979 Nobelovu cenu za fyziologii a lékařství. Od doby svého vzniku se výpočetní tomografie posunula dopředu a to díky pokrokům v technologii. S pomocí CT můžeme dnes zobrazit měkké tkáně, ať už nativně nebo s podáním kontrastní látky.

Bakalářská práce se bude převážně věnovat vývoji této zobrazovací metody od úplného počátku až po hybridní zobrazovací přístroje, jakou jsou například PET/CT, SPECT/CT a CT angiografie. Dále bude v teoretické části popsán princip výpočetní tomografie, součásti CT přístroje, rekonstrukční algoritmy apod.

V praktické části budou nejprve vyhodnocena data získaná dotazníkovým šetřením. Cílenými respondenty jsou studenti oboru Radiologický asistent. Cílem bude zjistit informovanost studentů zmiňovaného oboru o dané problematice. Poté bude zkoumáno, jak se změnil celkový počet CT přístrojů v letech 2018 až 2022, a jak se změnilo rozložení počtu přístrojů CT v daném období podle způsobu fixace přístroje a podle krajů ČR.



## **2 Teoretická část**

### **2.1 Počátky vývoje CT**

V roce 1895 objevil Wilhelm Conrad Röntgen paprsky X, což představovalo průlom v oblasti zobrazovacích technik, včetně výpočetní tomografie. Rentgenové snímky, které se vytvářejí pomocí těchto paprsků, jsou stále běžně používány. Nicméně, rentgenové snímky mají své nevýhody, zejména v tom, že sumárně zobrazují jednotlivé orgány, které se mohou překrývat. To znamená, že není vždy možné jednoznačně určit, kterými orgány rentgenový paprsek prošel, a zároveň není možné vytvořit skutečný „anatomický“ řez těla touto metodou. Problém byl vyřešen s příchodem počítačů do lékařské diagnostiky koncem šedesátých let. (Seidl et al., 2012)

Godfrey Newbold Hounsfield je považován za otce výpočetní tomografie, a to díky svému objevu, který mu v roce 1979 vynesl spolu s Allanem McLeod Cormackem Nobelovu cenu za fyziologii a lékařství. V roce 1971 byl poprvé uveden do praxe CT přístroj, navržený výhradně k zobrazení jednotlivých vrstev mozku. Původní vyšetření celého mozku trvalo desítky minut, zatímco dnešní moderní víceřadé CT přístroje jsou schopny provést podobné vyšetření během několika vteřin a v mnohem vyšší kvalitě generují mnohonásobně vyšší počet obrázků. (Malíková et al., 2022)

### **2.2 Generace CT přístrojů**

#### **2.2.1 První generace**

V roce 1973 byla poprvé využita geometrie paralelního svazku, kterou představil Godfrey Newbold Hounsfield. Tento koncept položil základy prvním skenerům EMI a dalším předchozím modelům. Geometrii paralelního svazku definuje sada rovnoběžných paprsků, které generují profil projekce. Proces získávání dat je založen na principu translace-rotace. Na začátku projde jeden vysoce kolimovaný rentgenový paprsek pacientem a jeden nebo dva detektory se přes něj přenesou, aby získaly hodnoty přenosu. Poté se rentgenka a detektor otočí o jeden stupeň a opět posunou, tím shromáždí údaje z jiného směru. Tento postup se opakuje během rotace o 180 stupňů kolem pacienta. Tato metoda skenování se nazývá „rectilinear pencil beam scanning“ (přímočaré skenování tužkovým svazkem). (Seeram, 2022)

Vytvořit kompletní skeny pacienta trvalo první generaci CT skenerů nejméně 4,5 až 5,5 minut. Pro tuto generaci byl algoritmus rekonstrukce obrazu založen na geometrii paralelního svazku prostoru pro rekonstrukci obrazu, což znamená, že řez, který měl být rekonstruován, musel být umístěn buď ve čtverci, nebo v kruhu. (Seeram, 2022)

### **2.2.2 Druhá generace**

Tyto skenery vycházely z principu translace-rotace, který byl charakteristický pro skenery první generace, avšak s několika klíčovými rozdíly. Jednou z hlavních změn bylo zavedení lineárního pole detektorů (kolem 30 detektorů), propojených s rentgenkou a použití více tužkových paprsků. Tím vznikla geometrie svazku ve tvaru malého vějíře, jehož vrchol vychází z rentgenky. V tomto případě jsou paprsky divergentní, nikoliv paralelní, což vede k zásadním změnám v algoritmu rekonstrukce obrazu. Algoritmus musí být schopen zpracovávat data projekce z geometrie vějířového svazku. (Seeram, 2022)

U skenerů druhé generace se vějířový svazek přenesse přes pacienta, aby shromáždil sadu hodnot přenosu. Ve srovnání se skenery první generace se rentgenka a pole detektorů po jednom posunutí otočí o větší přírůstky a znovu se posunou. Tento proces se opakuje po 180 stupních a nazývá se „rectilinear multiple pencil beam scanning“ (přímočaré vícenásobné skenování tužkovým svazkem). Během skenování sleduje rentgenka půlkruhovou dráhu. Díky zvýšenému počtu detektorů a větším rotačním přírůstkům dochází ke zkrácení doby skenování, pohybující se od 20 sekund do 3,5 minut. Obecně platí, že pokles času je nepřímo úměrný počtu detektorů, tedy čím více detektorů, tím kratší celkový čas. (Seeram, 2022)

### **2.2.3 Třetí generace**

CT skenery třetí generace využívají geometrii vějířového svazku, který se nepřetržitě otáčí kolem pacienta o 360 stupňů. Rentgenka je spojena se zakřiveným polem detektorů, které svírá úhel 30 až 40 stupňů nebo více od vrcholu vějíře. Během rotace rentgenky a detektorů se shromažďují projekční profily, což umožňuje získat pohled na každý pevný bod mezi tubusem a detektorem. Tento pohyb je známý jako „continuously rotating fan beam scanning“ (kontinuálně rotující skenování vějířovým svazkem).

Dráha, kterou rentgenka sleduje, připomíná spíše kruh než půlkruh, který byl charakteristický pro CT skenery předchozích dvou generací. (Seeram, 2022)

CT skenery této generace dokáží shromažďovat data rychleji, obvykle během několika sekund. Tato zkrácená doba skenování zvyšuje průchodnost paprsku skrz pacienta a snižuje výskyt artefaktů způsobených dýchacími pohyby. (Seeram, 2022)

#### **2.2.4 Čtvrtá generace**

V podstatě lze tuto generaci charakterizovat dvojicí geometrií svazku: první typ využívá rotující vějířový svazek uvnitř stacionárního prstence detektorů, zatímco druhý typ zahrnuje nutační vějířový svazek, kde je vrchol vějíře umístěn mimo nutační prstenc detektorů. (Seeram, 2022)

##### **2.2.4.1 Rotující vějířový svazek v kruhovém poli detektorů**

U CT skenerů čtvrté generace se proces získávání dat vyznačuje následujícími klíčovými prvky:

1. Rentgenka je umístěna v stacionárním kruhovém poli detektorů.
2. Geometrie svazku popisuje široký vějíř.
3. Vrchol vějíře začíná u každého detektoru.
4. Během kruhového pohybu rentgenky z jednoho bodu do druhého dopadají jednotlivé paprsky na detektor. Tyto paprsky jsou postupně generovány v průběhu kruhového pohybu.
5. Doby skenování jsou velmi krátké a mohou se lišit od jednoho skeneru k druhému v závislosti na výrobci.
6. Rentgenka sleduje kruhovou dráhu.
7. Algoritmus rekonstrukce obrazu je optimalizován pro geometrii vějířového svazku, kde je vrchol vějíře umístěn u každého detektoru, na rozdíl od systémů třetí generace, kde se vrchol vějíře nachází u rentgenky. (Seeram, 2022)

##### **2.2.4.2 Rotující vějířový svazek mimo nutační prstenc detektorů**

V tomto specifickém uspořádání geometrie svazku rotuje rentgenka mimo prstenc detektoru. Během tohoto otáčení se prstenc naklání tak, že vějířový svazek dopadá na pole detektorů umístěné na vzdálenější straně od rentgenky. Naopak detektory blíže

k rentgence se pohybují mimo trajektorii rentgenového paprsku. Proces naklánění prstence detektoru během sběru dat je označován termínem „nutace“. Tímto typem snímacího pohybu eliminují skenery problémy spojené s nevhodnou geometrií jiných schémat, kde se rentgenka otáčí uvnitř prstence detektoru poblíž zkoumaného objektu. Je třeba poznamenat, že se v současné době systémy nutace-rotace již nevyrábějí. (Seeram, 2022)

### **2.3 *Electron beam CT (EBCT)***

Vedle tradičního konstrukčního provedení CT s rotující rentgenkou bylo vyvinuto nové a zcela odlišné řešení, které nezahrnuje samotnou rentgenku. V případě EBCT vzniká rentgenové záření nárazem rychlých elektronů, které jsou vystřelovány tzv. „elektronovým dělem“, na kovový terčíkový prstenec anody, kde je umístěn vyšetřovaný objekt. Elektronový paprsek je směřován do požadovaného místa terčíkového prstence pomocí vychylovacích cívek. V každém trefeném místě vzniká brzdné rentgenové záření, které prozařuje vyšetřovaný objekt (tělo pacienta) pod odpovídajícím úhlem. Rotující zdroj rentgenového záření je tak generován rotujícím elektronovým svazkem po obvodu terčíkového prstence, podobně jako u rotační rentgenky. (Seidl et al., 2012)

Brzdné rentgenové záření prochází prstencovým kolimátorem s radikálně orientovanými septy, tvarující ho do vějířového svazku. Toto rentgenové záření, procházející vyšetřovaným objektem neboli tkání pacienta, je detekováno elektronicky polem detektorů, které je uspořádáno prstencovitě a překrývá kolimátor. Moderní EBCT přístroje mají několik terčíkových prstenců a přidružených polí detektorů vedle sebe. Tato konstrukce eliminuje potřebu mechanicky pohyblivých částí a rotace paprsku je dosahována elektromagneticky. To umožňuje velmi rychlou tomografii, jelikož elektromagneticky vychylovaný paprsek může rotovat podstatně rychleji, než je dosažitelné při mechanické rotaci. Tato technologie je výhodná pro sledování rychlých dějů, jako například gatovaná CT srdce. Spolu s impulzy z detektorů rentgenového záření jsou do akvizičního počítače vedeny i EKG trimovací impulzy. Mezi hlavní příčiny malého využívání EBCT přístrojů v praxi se řadí značná složitost a nákladnost zařízení (cena zařízení). Vzhledem k rychlému technickému pokroku v konstrukci CT, respektive vysokorychlostních multidetektorových systémů MDCT (popřípadě se

dvěma rentgenkami), řeší EBCT většinu výhod, a to levněji a pro běžnou praxi výhodněji. Nelze tedy očekávat větší rozšíření této modality. (Seidl et al., 2012)

Hlavním dodavatelem těchto systémů pro kardiology byla převážně firma Imatron. (Buzug, 2008)

#### **2.4 Spirální (helikální) CT**

V počátečních fázích vývoje CT byla jedinou dostupnou technikou zobrazování to, co dnes označujeme jako axiální režim nebo metodu „step-and-shoot“. Pozdější označení lépe vystihuje rytmus zobrazování v axiálním režimu, kde se veškerá potřebná data pro jeden řez shromažďují v průběhu jedné rotace předtím, než se pacient přesune do následující pozice pro další řez. I když má axiální režim určité výhody a stále je k dispozici na některých skenerech, zabere více času než moderní spirálové skenování. Ve srovnání s časem stráveným skutečným skenováním je totiž postupný pohyb pacienta časově náročný. Na přístrojích vybavených pouze jedinou řadou detektorů, které byly používány dříve, by snížení tloušťky řezu na polovinu znamenalo zdvojnásobení doby skenování. Získávání jednotlivých axiálních řezů mělo svá omezení, zejména kvůli relativně dlouhé době skenování. Pohyb pacienta během axiálního skenování mohl vést k chybné registraci při rekonstrukci mezi jednotlivými řezy, což bylo zvláště problematické. Tato averze vůči pohybu pacienta během axiálního skenování učinila techniku spirálního CT ještě pozoruhodnější. (Mamourian, 2013)

Spirální (helikální) skenování probíhá pohybem stolu s pacientem konstantní rychlostí skrz gantry při kontinuálním skenování (obvykle několik desítek otáček rentgenky a detektoru). Tato metodika umožňuje získání spojitých dat celého objemu a ty jsou následně využita pro výpočet rekonstrukce. Spirální CT výrazně zrychluje proces získávání obrazu. Kromě toho umožňuje skenování při optimální opacifikaci kontrastu a eliminuje případné chyby způsobené změnami v dýchání pacienta. (Heřman et al., 2021)

Spirální CT přináší řadu výhod spojených s kontinuálním sběrem dat a krátkou celkovou dobou skenování. V případě konvenčního CT může dojít k vynechání malých lézí (plicní nebo jaterní metastázy) kvůli respirační chybné registraci. Naproti tomu

získává spirální CT data v plynulém objemu během jednoho zadržení dechu, čímž se dechový pohyb eliminuje. Při eliminaci dílčích objemových efektů přispívá k optimální vizualizaci malých lézí použitím překrývajících se rekonstrukčních intervalů. Použitím tenké kolimace lze generovat 2D přeformátované obrazy v libovolných rovinách řezu a vytvářet 3D rekonstrukce ve vysoké kvalitě. Většinu vyšetření lze během jediného zadržení dechu provést díky krátké době skenování. (Prokop a Galanski, 2011)

Nevýhody spirálního CT spočívají v dlouhodobém používání starších skenerů. Nepřetržitý provoz rentgenky vyžaduje u těchto skenerů nižší dávku záření na rotaci. To může vést k výraznému zvýšení obrazového šumu. Moderní skenery využívají vylepšenou technologii rentgenek (hluk již není omezujícím faktorem). Zatímco je doba skenování u spirálního CT kratší, je potřeba zpracovat více řezů a to může prodloužit dobu potřebnou pro rekonstrukci obrazu (při použití překrývajících se řezů). Nové skenery poskytují oproti těm starším rychlou rekonstrukci a často vyžadují méně než jednu sekundu na obrázek. Je potřeba prohlížet, dokumentovat a archivovat čím dál větší počet snímků, což může opět prodloužit čas. Mezi velkým objemem skenování a vysokým prostorovým rozlišením (ve směru z) existuje ve spirálním CT základní kompromis. Krátké rozsahy skenování (např. vnitřní ucho) mohou být pokryty tenkou kolimací, dlouhé rozsahy (např. thorakoabdominální CT vyšetření) však vyžadují silnější kolimaci. (Prokop a Galanski, 2011)

## **2.5 Cone beam CT (CBCT)**

Výpočetní tomografie s kuželovým svazkem (CBCT) byla vytvořena v Itálii v roce 1997. Prvním vyvinutým zařízením byl The NewTom. Přístroj byl podobný běžnému CT v tom, že pacient ležel a byl ozářen otevřeným otvorem. Na rozdíl od běžných CT přístrojů, které používají vějířový svazek záření, využívá CBCT kuželový svazek záření, odtud název cone beam CT. S rozvojem nových jednotek začaly společnosti používat varianty, kde pacient mohl stát nebo sedět. Díky průběžným aktualizacím se rozměry těchto zařízení zmenšovaly a mnohé z nich potřebují jen tolik místa, jako je tomu v případě pantomografu. (Gonzales, 2021)

Rentgenový svazek používaný v CBCT k zobrazení těla má tvar kužele s pevným úhlem, který je definován velikostí detektoru a vzdáleností mezi zdrojem a zobrazovačem (source-to-imager distance, zkratka SID). Ve specializovaných

aplikacích, například v případě specializovaného CBCT prsou, se využívá půlkužel, kde centrální paprsek zůstává rovnoběžný s hrudní stěnou pro maximální pokrytí prsní tkáně. Většina klinických systémů CBCT provádí kruhové otáčení gantry s minimálním úhlovým pokrytím 180 stupňů, včetně úhlu kužele. Pro každý sken se obvykle pořizuje 200 až 300 snímků, aby se předešlo artefaktům ve formě pruhů. Rychlost otáčení gantry závisí na její mechanické stabilitě a na rychlosti, s jakou detektor pořizuje snímky. Pro snížení záření dopadajícího na periferii těla je vhodné vložit na výstup rentgenky tzv. „bow-tie filtr“. Tento filtr může snížit dávku pro pacienta, omezit rozptýlené záření a efektivněji využít dynamický rozsah detektoru. (Shaw, 2014)

## **2.6 Multislice CT**

V roce 1998 představovalo zavedení multislice CT milník s ohledem na zvýšenou rychlost skenování a vylepšené prostorové rozlišení v ose z. Hlavními nevýhodami jsou u single-slice CT nedostatečné pokrytí objemu během doby jednoho zadržetí dechu a snížené podélné prostorové rozlišení kvůli široké kolimaci. Izotropního rozlišení, tzn. stejného rozlišení ve všech třech prostorových směrech, bylo možné dosáhnout jenom pro velmi omezené rozsahy skenování u single-slice CT. Systémy four-slice CT, které byly v roce 1998 dostupné všemi hlavními výrobci CT, umožňovaly větší pokrytí objemu v kratších dobách skenování a lepší podélné rozlišení. U four-slice CT přetrvávaly navzdory slibnému pokroku klinické problémy a omezení. U mnoha aplikací, které vyžadovaly rozšířený rozsah skenování, nebylo skutečného izotropního rozlišení možné dosáhnout, neboť pro dokončení skenování v rozumném časovém rámci bylo nutné zvolit širší kolimované řezy (4 x 2,5 mm nebo 4 x 3,75 mm). Ačkoli umožnily systémy four-slice CT s rotačními časy kratšími než 0,5 sekundy pustit se do sfér srdečního zobrazování, spolehlivé zobrazení pacientů s vyšší srdeční frekvencí nebylo kvůli omezenému časovému rozlišení možné. Nedostatečné podélné rozlišení a související artefakty způsobené partial volume efektem navíc omezovaly zobrazování stentů nebo silně kalcifikovaných tepen. (Suri a Saba, 2013)

Zavedení 16-slice CT systémů umožnilo rutinní získávání velkých anatomických objemů s izotropním submilimetrovým prostorovým rozlišením. Doba vyšetření by se s dalším zkrácením doby rotace a větším pokrytím objemu mohla výrazně zkrátit, alternativně by se mohly výrazně rozšířit rozsahy skenování. (Suri a Saba, 2013)

V současné době je generace 64-slice CT systémů, která byla představena v roce 2004, zavedeným standardem v high-end segmentu trhu. Různí dodavatelé představili dva různé koncepty skenerů: společnost GE sledovala tzv. „volume koncept“, zatímco se Philips a Toshiba zaměřily na další zvýšení rychlosti pokrytí objemu pomocí 64 řad detektorů (namísto 16) bez změny fyzických parametrů skeneru. Koncepce rozlišení, která je sledována společností Siemens, využívá 32 řad detektorů v kombinaci s dvojitým z-samplingem k současnému získání 64 překrývajících se řezů s cílem zvýšení podélného rozlišení nezávislého na pitch a snížení spirálových artefaktů. Technika z-samplingu umožňuje periodický pohyb ohniska ve směru z. CT angiografická vyšetření se submilimetrovým rozlišením v čisté arteriální fázi jsou s touto generací skenerů proveditelná i pro rozšířené anatomické rozsahy. Časové rozlišení, které je zlepšené díky dobám rotace gantry sníženým až na 0,33 sekund, má potenciál zvýšit klinickou robustnost EKG-gated skenování při vyšších srdečních frekvencích, a tím významně snížit počet pacientů vyžadujících kontrolu srdeční frekvence a usnadnění úspěšné integrace CT koronarografie do rutinních klinických algoritmů. (Reiser et al., 2009)

Výkonnost multislice CT je minimálně čtyřikrát větší než u konvenčního spirálního CT skeneru, přičemž u moderních skenerů dosahuje 8-20násobku. Tento dramatický nárůst lze využít pro kratší dobu skenování, větší rozsah skenování a tenčí řezy. Celkově lze konstatovat, že tento vzestup výkonu významně přispívá ke zlepšení všech předchozích parametrů. Díky tomu překonalo multislice CT jedno z hlavních omezení spirálního CT, konkrétně inverzní vztah mezi rozsahem skenování a kolimací řezů. Snížením doby skenování dochází k redukci rizika pohybových artefaktů, zejména u dětí nebo kriticky nemocných pacientů. Výrazné zlepšení lze pozorovat u pacientů s traumatem nebo u osob s podezřením na plicní embolii. Rovněž umožňuje efektivnější skenování jater nebo jiných parenchymových orgánů v lépe definované fázi kontrastního zesílení, což opět posiluje schopnost detekce a charakterizace lézí. Pokud je vyžadována pouze arteriální fáze kontrastního zesílení, umožní kratší doba skenování také podstatně snížit objem podávané kontrastní látky. (Prokop a Galanski, 2011)

Delší rozsahy skenování jsou důležité zejména v oblasti CT angiografie. Lze provádět CTA vyšetření, která zahrnují břišní aortu a periferní cévy až k chodidlům. Alternativně je možné provést skenování celé aorty s vysokým prostorovým rozlišením nebo



vyšetřovat karotidy od aortálního oblouku až po intrakraniální cirkulaci. Dlouhé rozsahy skenování, např. při thorakoabdominálních studiích, již nepředstavují problém, a to ani u indikací vyžadující vysoké prostorové rozlišení. Konečně bude možné provádět tenčí řezy a dokonce izotropní zobrazování, které poskytne téměř identické prostorové rozlišení ve všech směrech. To umožní téměř izotropní multiplanární zobrazování s prostorovým rozlišením v libovolné rovině, které se vyrovná rozlišení MRI a v mnoha případech ho dokonce překoná. (Prokop a Galanski, 2011)

Nevýhodou je výrazně zvýšená datová zátěž, zejména při provádění téměř izotropního zobrazování. Skenování hrudníku a břicha (60 cm) může být provedeno s kolimací 4 x 1 mm za 50 sekund a vytvoří se 500 až 800 snímků v závislosti na míře překrytí. Stejný počet snímků lze získat při skenování hrudníku se shodnou kolimací, pokud se rekonstruuje ve vyhlazovacím konvolučním kernelu pro mediastinum a v kernelu s hranovým zesílením pro plíce. CTA aorty a periferních tepen může generovat 1000 a více snímků. (Prokop a Galanski, 2011)

Jediným způsobem, jak se vyhnout rozsáhlé datové zátěži, je (získat a) rekonstruovat silnější úseky. Tím však ztratíte mnoho výhod spojených s multislice CT. Současné skenovací protokoly často vycházejí z modifikovaných verzí standardních protokolů spirálního CT s poněkud tenčí kolimací řezu. Většina moderních skenerů a pracovních stanic si bez problémů poradí s daty generovanými těmito protokoly. Nicméně, při téměř izotropním zobrazování se rychlost rekonstrukce obrazu a zpracování dat stávají omezujícími faktory pro některé současné skenery a pracovní stanice, což činí tuto techniku těžkopádnou pro běžné klinické využití. Zatím neexistují hluboké zkušenosti ani standardizované protokoly pro téměř izotropní zobrazování. (Prokop a Galanski, 2011)

Pokud se provádí skenování v plném rozlišení, zvyšuje zpracování obrazu časovou náročnost analýzy dat. Zatím neexistují žádné standardizované protokoly, ale výrobci aktivně pracují na technikách, které by integrovaly 3D zpracování do běžného pracovního postupu. (Prokop a Galanski, 2011)

Šum obrazu se zvyšuje s klesající kolimací řezu. Z tohoto důvodu je klíčové rekonstruovat tlustší řezy (např. MPR nebo axiální řezy) s cílem udržet nízkou úroveň obrazového šumu. Při používání velmi tenké kolimace dochází k poklesu geometrické

účinnosti detektoru, což je faktor, který se liší mezi různými výrobci a závisí na geometrii skeneru, implementaci kolimace paprsku a algoritmech interpolace obrazu. U 16-slice skenerů se geometrická účinnost přibližuje účinnosti single-slice CT. (Prokop a Galanski, 2011)

Zvýšení dávky pro pacienta je nezbytné pouze tehdy, jsou-li požadovány snímky tenkých řezů vysoké kvality. V ostatních situacích vyžaduje multislice CT menší dávku než konvenční CT nebo podobnou dávku jako spirální CT s pitch faktorem rovným 2. (Prokop a Galanski, 2011)

## **2.7 Princip CT**

Výpočetní tomografie (CT) je zobrazovací metoda, která využívá digitální zpracování dat získaných z vícenásobných měření rentgenových průřezů v různých projekčních rovinách. Stejně jako u radiografie spočívá základní princip na měření útlumu rentgenového záření při průchodu vyšetřovaným objektem. CT je tomografická metoda, vyšetření se tedy skládá z většího počtu sousedních řezů – skenů o tloušťce 0,5-5 mm. (Heřman et al., 2021)

Princip CT je lépe pochopitelný u zařízení pracujících s jednou řadou detektorů. V rentgence je generován úzký, dobře kolimovaný svazek rentgenového záření. Při průchodu pacientem je svazek rentgenového záření zeslaben a citlivé detektory umístěné na opačné straně pacienta zaznamenávají intenzitu prošlého rentgenového záření. Data z detektorů se převedou na elektrické signály, které se následně odešlou ke zpracování do počítače. Během expozice jednoho řezu se systém rentgenka/detektory otočí kolem pacienta o 360 stupňů. Doba rotace se pohybuje v rozmezí 0,3 až 2 sekundy, přičemž současné přístroje většinou pracují s dobou expozice do 1 sekundy. Během této rotace jsou každým z 800 až 1200 detektorů změřeny stovky sad dat (obvykle 720 až 1440 měření). Na základě těchto dat rekonstruuje počítač obraz zkoumaného řezu. (Heřman et al., 2021)

## **2.8 Součásti CT přístroje**

### **2.8.1 Hlavní součásti**

Přístroj pro výpočetní tomografii se skládá ze tří klíčových částí: rentgenka, která generuje fotony rentgenového záření; generátor vysokého napětí zajišťující vytvoření

potřebného napětí a proudu pro rentgenku a zařízení pro detekci, čtení a převedení informací z rentgenových fotonů nalezených v pacientovi. Tyto tři hlavní komponenty jsou umístěny v gantry. (Hayre a Chau, 2022)

U CT se používají vybraná napětí rentgenky, která jsou omezena na několik hodnot kilovoltů (kVp). Mezi běžně používaná napětí patří 80, 100, 120 a 140 kilovoltů. Hlavní rozdíl mezi CT vyšetřením a standardním rentgenovým vyšetřením spočívá v množství tepla produkovaného rentgenkami. CT skenování vyžaduje delší expoziční časy rentgenového záření; například skenování břicha pacienta trvá několik sekund, což je výrazný rozdíl oproti milisekundovým expozičním časům u rovinných rentgenových snímků téhož pacienta. Z tohoto důvodu má rentgenka u CT větší kapacitu akumulace tepla a vyšší rychlost odvodu tepla ve srovnání s rentgenkami používanými při běžných rentgenových vyšetřeních. Různí výrobci CT přistupují k řešení této otázky různými způsoby. (Hayre a Chau, 2022)

Všechny rentgenky vytvářejí polychromatické rentgenové paprsky. Tento paprsek obsahuje fotony mnoha různých energií, což může při CT vyšetření vést k potenciálním problémům a ke vzniku artefaktů v obraze. V případě výpočetní tomografie musí mít rentgenové svazky vyšší úroveň filtrace, aby se eliminovaly fotony rentgenového záření s nižší energií. Filtrace se dosahuje pomocí tloušťky hliníkových a/nebo měděných materiálů, avšak u CT jsou tyto filtrační materiály obvykle silnější než u běžných rentgenových snímků. (Hayre a Chau, 2022)

Při kontinuální rotaci rentgenky a detektorů je nutné umístit generátor vysokého napětí přímo dovnitř gantry a synchronizovat jeho pohyb s rotací rentgenky a detektorů. Tento přístup vyžaduje kompaktní rozměry generátoru, a proto se využívají vysokofrekvenční generátory pro dosažení požadované velikosti. (Hayre a Chau, 2022)

Fotony rentgenového záření jsou generovány v rentgence, procházejí pacientem a jsou zeslabeny jeho anatomickými strukturami. Poté vycházejí z těla a jsou detekovány a zaznamenány. Na rozdíl od planárních rentgenových snímačů jsou detektory ve výpočetní tomografii tvořeny jednou řadou detektorů. Pro získání více axiálních obrazů (řezů) na jedno otočení rentgenky a detektorů se používá více řad detektorů. Každá jednotlivá řada obvykle obsahuje více než 900 individuálních detektorů. V každém časovém okamžiku nebo, jak je častěji nazýváno, v každém úhlu gantry zaznamenává

tato řada detektorů intenzitu výstupního paprsku v těchto více než 900 bodech. Intenzita 900+ rentgenových paprsků je konvertována na elektrický signál, který je následně digitalizován a uložen v počítači. Pro každý daný úhel gantry je vytvořena řada 900+ digitálních hodnot označována jako profil řezu. (Hayre a Chau, 2022)

Moderní CT přístroje jsou nyní vybaveny více řadami detektorů. Předešlé verze skenerů obvykle disponovaly jednou řadou detektorů, i když některé modely měly dvě řady. Při každém otočení rentgenky a detektorů bylo možné získat jeden nebo maximálně dva snímky. V současné době se vyrábějí pouze CT skenery s minimálně 64 řadami detektorů. (Hayre a Chau, 2022)

Zásadním atributem CT detektorů je schopnost detekovat fotony rentgenového záření a efektivně převádět tuto detekci na elektrický signál. Účinnost detekce a konverze představuje hlavní cíl výrobců CT. Čím vyšší je tato účinnost, tím nižší je dávka záření potřebná k vytvoření elektrického signálu s vysokým poměrem signálu k šumu. To je klíčové také z perspektivy minimalizace dávky záření pro pacienta. (Hayre a Chau, 2022)

### ***2.8.2 Další součásti***

Gantry umožňuje rotaci rentgenky, detektorů a generátoru kolem vyšetřovaného objektu. Klíčovým prvkem CT je získání profilů řezů, což jsou řady hodnot intenzity v každém úhlu gantry, při 360 stupních rotace kolem pacienta. Mechanismus, který umožňuje nepřetržitou rotaci a zároveň přivádí elektrický proud do komponentu gantry a odesílá data zpět do počítače, je dosažen pomocí tzv. „slip rings“. Ty zprostředkovávají přenos elektrického signálu, a tedy i dat, ze stacionárního na pohybující se objekt. Nástup a využívání slip rings při CT skenování zkrátilo dobu skenování na jednu otáčku z několika sekund na současných 0,3 sekundy nebo méně. Díky tomu, a také využití více řad detektorů, se doba vyšetření u většiny CT skenerů snížila na několik minut v porovnání s původními 30 až 60 minutami. Tím se zvyšuje pohodlí pacientů a zlepšuje efektivita zobrazování. (Hayre a Chau, 2022)

Převod množství fotonů rentgenového záření, které je zachyceno na detektoru a následně převedeno na digitální informaci vhodnou pro počítačové zpracování, probíhá prostřednictvím komponentu známého jako digitální akviziční systém (DAS). DAS

představuje systém a proces přeměny analogového signálu na digitální díky analogově-digitálnímu převodníku (ADC). Ten přijímá analogový elektrický signál z každého detektoru a transformuje ho do digitální hodnoty, která slouží k vytvoření digitálního CT obrazu. Digitální akviziční systém zahrnuje detektory, ADC a připojení k počítači pro ukládání dat a rekonstrukci obrazu prostřednictvím slip rings. (Hayre a Chau, 2022)

V rámci CT jednotky hraje klíčovou roli i vyšetřovací stůl. Tento stůl musí být schopen udržet i většího pacienta a, což je důležité, nesmí výrazně tlumit rentgenový paprsek. Při jeho výrobě se často používají materiály obsahující uhlíková vlákna, která kombinují vysokou pevnost s nízkým útlumem rentgenového záření. (Hayre a Chau, 2022)

Počítač: CT skenery byly vyvinuty používány koncem šedesátých let a v průběhu let sedmdesátých, kdy bylo do systému integrováno revoluční lékařské vybavení s počítačem. Počítač je nezbytný k provádění matematických výpočtů, které jsou nutné k tomu, aby se profily snímků, tedy data zachycená detektory a převedená na digitální formu, změnila na digitální obraz. Moderní CT počítače dnes plní další funkce, včetně prohlížení, zobrazování a manipulace s CT snímky; místního ukládání snímků; připojení k obrazovému archivu a komunikačnímu systému pro ukládání snímků tak, aby bylo možné je snadno vyhledat spolu s informacemi o pacientovi a následně je přenášet po nemocnici; a také transformaci tenkých axiálních řezů na snímky představující jiné roviny těla nebo 3D snímky či cine snímky. (Hayre a Chau, 2022)

## ***2.9 Zpracování a rekonstrukce CT obrazu***

Obrázky vyšetřených vrstev jsou černobílé, přičemž jednotlivé struktury jsou zobrazeny ve stupních šedi od černé po bílou podle míry absorpce rentgenového záření. Tento způsob vizualizace je podobný klasickému rentgenovému snímku, kde tmavší oblasti představují části těla s nižší absorpcí, zatímco světlejší oblasti odpovídají strukturám s vyšší absorpcí. Každý bod (pixel) vrstvy má z naměřených dat vypočtenou numerickou hodnotu absorpce, vyjádřenou v Hounsfieldových jednotkách (zkratka HU – Hounsfield units). V CT terminologii se rovněž používá termín denzita pro srovnání absorpce záření jednotlivých struktur; hypotenzní označuje ložiska zeslabující méně než okolní parenchym (tmavší odstíny šedi), zatímco hypertenzní je léze zeslabující více (světlejší odstíny šedi). Absorpční hodnota (denzita) vody je arbitrárně stanovena na 0

HU. Struktury, které zeslabují záření méně než voda, mají záporné absorpční hodnoty, zatímco struktury zeslabující více mají hodnoty kladné. Celkový rozsah denzit, které absorpční koeficient může nabývat, je -1024 až 3072. Záporné hodnoty kolem -1000 HU odpovídají vakuu a vzduchu, zatímco hodnoty pro tukovou tkáň se pohybují přibližně od -50 do -100 HU. Densita pro likvor je kolem 15 HU, měkké tkáně vykazují rozsah 40 až 80 HU: provzdušněné plíce mají hodnoty mezi 20 a 80 HU, jaterní parenchym je v rozmezí 40 až 60 HU, bílá hmota mozková se pohybuje od 20 do 30 HU, šedá hmota mozková od 37 do 45 HU, krev má hodnotu kolem 40 HU, svalová tkáň 10 až 40 HU, ledviny jsou kolem 30 HU a koagulovaná krev má hodnotu okolo 60 HU. Kostní struktury vykazují hodnoty v rozmezí 100 až 1000 HU. (Seidl et al., 2012); (Malíková et al., 2022)

Podobně jako u tradičního rentgenového snímání, i u výpočetní tomografie dochází k zeslabení rentgenového záření, které prochází zkoumanou oblastí pacienta. V klasickém snímání se rentgenové záření sumarizuje, vytváří se základní planární obraz, ale v případě CT je možné díky získávání projekcí z různých směrů určit součinitel zeslabení rentgenového záření. Tento součinitel je dán Beer-Lambertovým zákonem a může být určen v každém jednotlivém pixelu, respektive voxelu obrazové matice. Tato vlastnost umožňuje ve výsledném obrazu od sebe rozlišit jednotlivé struktury vyšetřované oblasti a vytvořit výsledný obraz. Pro určení lineárního součinitele zeslabení je nezbytné využít dříve zmíněný Beer-Lambertův zákon, který je vyjádřen vzorcem:  $I(x) = I_0 * e^{-\mu x}$ , kde  $I(x)$  představuje intenzitu zeslabeného svazku,  $I_0$  intenzitu dopadajícího svazku,  $x$  tloušťku zeslabujícího materiálu a  $\mu$  lineární součinitel zeslabení. (Hrabovský, 2023)

Zeslabení rentgenového svazku, charakterizované profilem zeslabení v dané projekci, je zjištěno pro všechny řádky, nebo také sloupce matice. Následně se rentgenový svazek pootočí a získávají se profily zeslabení v jiných směrech. Poté se rentgenový svazek znovu pootočí, a tím se získávají další profily zeslabení. (Hrabovský, 2023)

Profil zeslabení, známý jako sinogram, je často označován termínem raw data neboli hrubá data. Sinogram není v objektové doméně, ale nachází se v Radonově prostoru, což je sinogramová doména. Tato data nejsou přímo využitelná pro diagnostické účely, a proto vyžadují rekonstrukci pomocí softwaru. Existuje několik rekonstrukčních

algoritmů pro zpracování hrubých dat, včetně zpětné projekce. Tato metoda byla doplněna o filtrovanou zpětnou projekci, aby se minimalizovalo rozmazávání obrazu a s tím související tvorba hvězdicového artefaktu. V současné době je nejčastěji používána zmiňovaná filtrovaná zpětná projekce anebo iterativní rekonstrukce. (Hrabovský, 2023)

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

Filtrovaná zpětná projekce je nejčastěji využívanou analytickou rekonstrukční metodou, a to díky své výpočetní efektivitě a schopnosti rekonstruovat data rychle. Matematický přístup k FBP spočívá především v myšlence, že lze projekci, která sestává z měření v několika úhlech, zpětně promítnout do modelu snímaného objektu pomocí inverzní radonové transformace s high-pass filtrem. Použitím tohoto filtru se zabrání rozmazávání hodnot projekce do dráhy záření vedoucí k rozmazané morfologii objektu. High-pass filter lze navíc upravit tak, aby usnadňoval identifikaci specifických anatomických struktur, jako např. kosti. (Arndt et al., 2021)

Ve většině případů se FBP osvědčuje a výsledkem jsou snímky s vysokou diagnostickou kvalitou. Nicméně se s narůstajícími obavami o vystavení (mladších) pacientů ionizujícímu záření stále více provádějí CT vyšetření s nižší expozicí záření. Bohužel to však vedlo k významnému snížení kvality obrazu, protože existuje přímá úměrnost mezi šumem obrazu a radiační expozicí. Také s rostoucí mírou prevalence obezity klesá kvalita CT snímků, které jsou rekonstruovány pomocí filtrované zpětné projekce. S nárůstem tělesných rozměrů se zvyšuje útlum rentgenových fotonů, což má za následek nižší počet fotonů dopadajících na CT detektor, a tím i výrazné snížení kvality obrazu. (Willeminck a Noël, 2019)

Zatímco klinické skenery používaly FBP, výzkumná komunita v oblasti CT vynakládala značné úsilí na vývoj pokročilých IR algoritmů s cílem umožnit nízkou dávku CT s vysokou diagnostickou kvalitou. (Willeminck a Noël, 2019)

### **2.9.2 Iterativní rekonstrukce (IR)**

V prosinci 1970 představil Gordon a spol. první práci na ART, což je metoda spadající do kategorie IR algoritmů, původně určená k rekonstrukci obrazů průřezů. Z důvodu nedostatečného výpočetního výkonu se však ART nedostal do běžné klinické praxe a po

desetiletí se stal standardem jednodušší algoritmus, a to FBP. V roce 2009 získal první IR algoritmus s názvem IRIS (iterativní rekonstrukce v obrazovém prostoru, Siemens Healthineers) schválení od FDA. Jednalo se o jednoduchou metodu, která používala, podobně jako FBP, pouze jediný krok zpětné projekce k vytvoření obrazu průřezu ze surových dat. Obrazový šum byl následně iterativně redukován v obrazovém prostoru. Během dvou let obdržely schválení od FDA čtyři pokročilé IR algoritmy: ASIR (adaptivní statistická iterativní rekonstrukce, GE Healthcare), SAFIRE (iterativní rekonstrukce s potvrzením sinogramu, Siemens Healthineers), iDose4 (Philips Healthcare) a Veo (GE Healthcare). První tři metody jsou označovány jako tzv. hybridní IR algoritmy. Stejně jako FBP a IRIS používají jediný krok zpětné projekce. Hybridní IR metody jsou však pokročilejší, protože iterativně filtrují surová data za účelem redukce artefaktů a po zpětné projekci jsou iterativně filtrována obrazová data za účelem redukce obrazového šumu. Veo byl prvním klinickým plně iterativním IR algoritmem, který patřil mezi nejpokročilejší algoritmy dosud vyvinuté. (Willemink a Noël, 2019)

V plně iterativní rekonstrukci se surová data zpětně promítnou do prostoru příčného řezu obrazu. Poté jsou tato data v obrazovém prostoru promítnuta dopředu, aby se vypočítala umělá hrubá data. Krok projekce promítnuté dopředu je klíčovým prvkem IR algoritmů, protože umožňuje fyzikálně správnou modulaci procesu získávání dat, zahrnující geometrii systému a šumové modely. Následně jsou umělá hrubá data porovnávána se skutečnými surovými daty a na základě tohoto porovnání je aktualizován obraz průřezu. Současně je odstraněn obrazový šum pomocí kroku regularizace. Proces zpětné a dopředu promítnuté projekce se opakuje, dokud není rozdíl mezi skutečnými a umělými surovými daty minimální. (Willemink a Noël, 2019)

Využitím iterativní rekonstrukce lze dosáhnout snížení radiační dávky o 23 až 76%, aniž by došlo ke zhoršení kvality obrazu. Některé studie porovnávaly různé přístupy od více výrobců a obecně tyto studie ukazují, že pomocí IR založeného na modelu ve srovnání s hybridním IR a FBP lze dále snížit radiační dávku. (Willemink a Noël, 2019)

### ***2.9.3 Deep learning reconstruction (DLR)***

Primárním účelem tzv. rekonstrukce obrazu pomocí hlubokého učení (deep learning reconstruction – DLR) je zlepšit kvalitu obrazu a současně snížit potřebnou dávku



rentgenového záření k provedení vyšetření. V současné době existuje několik komerčně dostupných algoritmů pro rekonstrukci obrazu pomocí hlubokého učení, mezi něž patří například TrueFidelity od společnosti GE Healthcare a AiCE společnosti Canon Medical Systems. (Hrabovský, 2023)

I přes rozdíly ve struktuře a vývoji algoritmů DLR je základní koncepce podobná. Prvním krokem je návrh architektury sítě, což zahrnuje nastavení hyperparametrů, tj. parametrů, které se neučí během procesu učení, například velikost a topologie sítě, typ aktivizační funkce a rychlost učení. Pro výkonnost sítě je definice hyperparametrů klíčová. Následuje proces trénování, který vyžaduje datovou sadu sestávající z několika vstupních snímků nízké kvality a odpovídajících základních pravých snímků vysoké kvality. Tato datová sada pochází z fantomových skenů i z klinických vyšetření pacientů. Během procesu trénování pod dohledem vytvoří algoritmus DLR z nekvalitních vstupních dat výstupní obraz, který se okamžitě porovná s odpovídajícím základním pravým obrazem a vypočítá se funkce chyby výstupu. V tzv. backpropagation procesu se vypočítá vliv každé váhy na chybu a podle toho se následně upraví váhy v síti. Tento proces se iterativně opakuje a síť se naučí postupně eliminovat většinu šumu, a zároveň zachovat anatomické detaily. (Arndt et al., 2021)

## ***2.10 CT postprocessing***

Výsledný obraz získaný během samotného vyšetření lze nadále upravovat pomocí různých rekonstrukčních algoritmů, jako jsou například: multiplanární rekonstrukce (MPR), maximum intensity projection (MIP), minimum intensity projection (MinIP), shaded surface display (SSD), virtuální endoskopie (VE) a volume rendering technique (VRT). (Hrabovský, 2023)

### ***2.10.1 Multiplanární rekonstrukce (MPR)***

Multiplanární rekonstrukce nám umožňuje provádět postprocessingové rekonstrukce v rovinách odlišných od těch základních, jakými jsou roviny koronární, axiální a sagitální. Tyto rekonstrukce mohou být provedeny buď v rovině, která je paralelní s jednou z uvedených základních rovin nebo můžeme provést rekonstrukci podle námi libovolně zvolené křivky. (Hrabovský, 2023)

### ***2.10.2 Maximum intensity projection (MIP) a minimum intensity projection (MinIP)***

Základní princip maximum intensity projection spočívá v zobrazování pixelů s vyšší intenzitou než okolní pixely. Používá se k detailnímu zobrazení tepen obsahující kalcifikace nebo tepen naplněných kontrastní látkou. Naopak minimum intensity projection zobrazuje pixely s nižší intenzitou ve srovnání s okolními pixely. Tento rekonstrukční algoritmus slouží například při zobrazení žlučových cest. (Hrabovský, 2023)

### ***2.10.3 Povrchové rekonstrukce - shaded surface display (SSD) a virtuální endoskopie (VE)***

Zobrazení povrchu s použitím stínování připomíná fotografii, kde první voxel definované tkáně virtuálně odráží dopadající světlo na svém povrchu a pomocí stínování vzniká prostorový obraz. V základě je definice tohoto objektu dána intervalem denzit. Pro zobrazení zevního povrchu se používá rekonstrukční algoritmus zvaný shaded surface display, zatímco k zobrazení vnitřního povrchu dutého orgánu slouží virtuální endoskopie. (Řezníčková, 2023)

### ***2.10.4 Volume rendering technique (VRT)***

Základním principem této postprocessingové rekonstrukce je schopnost generovat obraz, který poskytuje jasnější anatomické uspořádání v lidském těle na základě klasifikace různých tkání podle CT čísel. Díky tomu je uživatel schopen vytvořit přehledný a v mnoha případech velmi žádoucí 3D obraz. (Hrabovský, 2023)

## ***2.11 Indikace a kontraindikace***

### ***2.11.1 Indikace***

CT je, vzhledem k relativně velké zátěži zářením, zpravidla indikováno jako doplňkové vyšetření při výpomoci u nejasného nálezu zjištěného ultrazvukovým vyšetřením nebo klasickým rentgenovým snímkem. Indikace u výpočetní tomografie jsou široce rozmanité, jelikož zahrnují téměř všechny oblasti těla a všechny skupiny diagnóz. Mezi běžné indikace patří vyloučení či potvrzení ložiskových lézí a staging tumorů, což je TNM klasifikace. Akutní CT vyšetření se často používá u traumat, cévních mozkových příhod, abscesů a pooperačních komplikací. Kromě toho může být CT využito i

k diagnostickým biopsiím a terapeutickým drenážím tekutinových kolekcí. (Průšová, 2019)

#### ***2.11.1.1 CT vyšetření hrudníku***

Pro odhalení akutních a chronických změn v plicním parenchymu je nejvhodnější diagnostickou metodou výpočetní tomografie. Dvojrozměrné rentgenové snímky obvykle projevují nižší senzitivitu a specifitu. V závislosti na indikující diagnóze se využívá široká škála různých technik. Většinou je nezbytné použití nitrožilního kontrastu, který nám zobrazuje anatomii a okraj velkých cév, což usnadňuje posuzování mezihrudí při zvětšení lymfatických uzlin. Tato procedura je klíčová zejména pro přesnou diagnózu nádorových onemocnění plic. (Průšová, 2019)

K vyhodnocení chronických intersticiálních procesů, jako jsou např. fibróza nebo rozedma, se využívají tenké řezy s rekonstrukcemi o vysokých prostorových frekvencích. Tato speciální technika je známá jako výpočetní tomografie s vysokým rozlišením (HRCT). Zobrazování tepen (angiografie) hrudníku se stala nejdůležitější metodou pro identifikaci plicní embolie a aortální disekce. Vyžaduje přímo načasované injekce s kontrastní látkou a vysokorychlostní spirálové tomografy. (Průšová, 2019)

#### ***2.11.1.2 CT vyšetření myokardu***

Výkonné CT skenery, u kterých jedno otočení rentgenky kolem pacienta trvá méně než sekundu, umožňují docílit vysokého rozlišení a rychlosti zároveň při zvýšení počtu provedených řezů na jeden oběh (do 256 řezů). Tato podmínka je nezbytná pro senzitivní zobrazování koronárních tepen pomocí kardiální CT angiografie. Při této technice je každá část srdce několikrát skenována za současného záznamu EKG, který se poté použije ke korelaci dat z výpočetní tomografie s danou fází srdečních kontrakcí. Po provedení korelace se data získaná během systoly (stažení myokardu) přehlížejí a vzhledem k rekonstrukci snímků se využívají skeny získané během diastoly (uvolnění myokardu). (Průšová, 2019)

U kardiální CT angiografie je relativně vysoká dávka záření, kolem 12 mSv. Pro porovnání, dávka z rentgenového vyšetření plic se pohybuje mezi 0,02 mSv a 0,2 mSv. To znamená, že kardiální CTA může představovat přibližně 100 až 600 rentgenů plic. Snahy jsou zaměřeny na využívání metod, které snižují velikost ozáření. Jednou

z těchto metod je například snižování množství radiace na základě současného snímání EKG (modulace proudu rentgenky), což výrazně snižuje dávku záření. (Průšová, 2019)

V současné době se CT spíše používá k vyloučení koronární choroby než k jejímu potvrzení. Identifikace stenózy na koronárních tepnách může být méně jednoznačná a často je nezbytné ji potvrdit následnou invazivní angiografií. (Průšová, 2019)

#### ***2.11.1.3 CT vyšetření končetin***

CT vyšetření lze použít při posuzování osteoporózy společně s dvouenergetickou rentgenovou absorpciometrií (DXA), avšak je tato metoda ekonomicky náročnější a navíc zatěžuje pacienty ionizujícím zářením, což omezuje její použití. (Průšová, 2019)

#### ***2.11.1.4 CT vyšetření břicha a pánve***

Výpočetní tomografie patří mezi citlivé diagnostické metody pro identifikaci břišních onemocnění, náhlých příhod břišních, nádorových onemocnění, úrazových stavů, zánětlivých onemocnění a ledvinných konkrementů (kamenů). Obvykle se dává přednost CT před magnetickou rezonancí, s výjimkou určitých oblastí, jako je neinvazivní zobrazení žlučových cest a diferenciální diagnostika patologických procesů jater. Pro svou neinvazivnost, dostupnost a ekonomickou efektivitu je však oběma těmito metodám předcházející ultrazvukové vyšetření. Před provedením skenování je důležité aplikovat kontrastní látku per os (ústy) a v některých případech pro dosažení optimální diagnostiky i per rektum (do konečníku). Nejčastěji se používá zředěná 2% suspenze síranu barnatého, ale v případě kontraindikace barya (zranění střev) jsou preferovány jodové kontrastní látky. Při diagnostice onemocnění v oblasti pánve se obvykle používají UZ a MR. (Průšová, 2019)

#### ***2.11.1.5 Polytraumata***

V případě polytraumat se výpočetní tomografie stala dominantní vyšetřovací metodou, a to díky své dostupnosti, rychlosti vyšetření, minimálním kontraindikacím a nižší ekonomické náročnosti. Výjimečně se používá magnetická rezonance, kdy je podezření na míšní lézi. Před MR vyšetřením je důležité, aby všechny lékařské přístroje splňovaly požadavky pro správnou funkci v magnetickém poli. (Průšová, 2019)

Při provedení CT vyšetření je pacient vystaven radioaktivnímu záření, které má relativně vyšší dávku než nativní RTG zobrazení. Dávka záření závisí na rozsahu zkoumané oblasti, fyzických vlastnostech pacienta, množství a typu skenování a na požadované přesnosti a kvalitě zobrazení. Cílem je dosáhnout dostatečně kvalitního zobrazení při co nejnižší dávce ionizujícího záření na pacienta. (Průšová, 2019)

### **2.11.2 Kontraindikace**

S největší incidencí se po použití jodových kontrastních látek objevují alergické reakce. Alergické reakce však nejsou absolutní kontraindikací. Vyšetření je tedy u těchto pacientů možno provést. K podání jodové kontrastní látky nejsou kontraindikováni také pacienti s mnohočetným myelomem a normálními renálními funkcemi. Jedinou relativní kontraindikací jsou ženy v prvním trimestru těhotenství. (Novák et al., 2022)

### **2.12 Příprava před vyšetřením**

Ve většině případů se CT vyšetření provádí s použitím kontrastní látky. U rizikových pacientů se ke snížení rizika alergické reakce doporučuje použití neionické jodové kontrastní látky (dnes již standard). U pacientů s anamnézou alergické reakce se doporučuje použít jinou kontrastní látku, než na kterou se reakce vyskytla. Pro nedostatek důkazů o její efektivitě není protialergická premedikace již doporučena. Lačnění před intravaskulární aplikací nízko- nebo izosmolálních jodových kontrastních látek již není také doporučeno. Je nutné po epizodě alergické reakce provést zápis o alergické reakci do pacientovy dokumentace, včetně záznamu typu a množství podané kontrastní látky, charakteru reakce a její léčby. Pro stanovení hladiny histaminu a tryptázy se doporučuje odebrat krevní vzorky 1 a 2 hodiny po příhodě (případně 24 hodin po aplikaci kontrastní látky, je-li pacient pořád v nemocnici). Pacient by měl podstoupit kožní testy k průkazu alergické reakce na kontrastní látku a k průkazu zkřížené reakce na jiné kontrastní látky v časovém rozmezí 1 až 6 měsíců. Dostatečná preventivní hydratace před i po vyšetření je doporučena u pacientů se sníženou renální funkcí. Jako samostatná hydratace již není doporučena p.o. hydratace, vhodnější je i.v. podání hydrogenuhličitanu sodného, případně fyziologického roztoku. Podání jodových kontrastních látek je u těhotných žen možné pouze v nezbytných případech. Poté se doporučuje zkontrolovat funkční parametry štítné žlázy novorozence do 1 týdne po porodu. Po podání jodových kontrastních látek mohou kojící ženy

pokračovat v laktaci bez omezení (bez nutnosti dříve avizovaného odstříkání mléka). (Novák et al., 2022)

### **2.13 Průběh CT vyšetření**

Před začátkem vyšetření si radiologický asistent zavolá pacienta do kabinky, kde ověří shodu jeho jména se jménem uvedeným v žádance. Následně pacientovi podrobně vysvětlí průběh vyšetření, včetně možných rizik, komplikací a omezení. Kromě toho si od pacienta převezme podepsaný informovaný souhlas. (Konvalinková, 2020)

Poté se podle pokynů radiologického asistenta pacient řádně svlékne, odloží všechny kovové předměty a případně vyndá zubní náhradu. Následně zaujme požadovanou polohu odpovídající druhu vyšetření. V případě intravenózní aplikace kontrastní látky bude pacientovi zavedena kanyla, obvykle do kubity horní končetiny. Je vhodné informovat pacienta o pocitech, které mohou v průběhu podání kontrastní látky vzniknout (teplo po těle, nutkání na močení nebo hořko v ústech). (Konvalinková, 2020)

Jakékoliv vyšetření začíná vytvořením plánovacích skenů, tzv. topogramů. Dále se nastavují klíčové parametry vyšetření, jako jsou kolimace, expozice, počet datových stop, rychlost rotace gantry, rychlost pohybu stolu. Pacient musí během vyšetření striktně dodržovat pokyny, jako například nadechnout a nedýchat, nepolykat, nehýbat se apod. V průběhu vyšetření je nezbytné pečlivě sledovat pacienta, zda nepocituje nevolnost nebo nedochází k nějakým dalším komplikacím. (Celerýnová, 2014); (Konvalinková, 2020)

Po skončení skenování a kontrole kvality vyšetření je pacient oprávněn opustit vyšetřovnu. U hospitalizovaných pacientů může být kanyla ponechána, zatímco u ambulantních je odstraněna před odchodem domů. Radiologický asistent poté zpracuje provedené vyšetření a vytvoří rekonstrukce v souladu s příslušnými standardy (MPR, MIP). Získaná rekonstruovaná data jsou následně odeslána do digitálního archivu systému PACS (Picture Archiving and Communication System). (Celerýnová, 2014); (Konvalinková, 2020)

## **2.14 Současnost**

### **2.14.1 Dual-energy CT (DECT) a Dual-source CT (DSCT)**

Dual-energy CT (DECT) je již etablovaným klinickým nástrojem, který poskytuje diagnostické výhody ve srovnání s konvenčními CT systémy. Tyto výhody přináší zlepšení charakterizace tkání a separace materiálů, což vytváří prostor pro kvantitativní zobrazování v oblasti CT. (Taguchi et al., 2020)

Běžné CT skenery využívají jeden rentgenový paprsek, který generuje polychromatické rentgenové spektrum pro snímání pacienta. Naopak, DECT pracuje se dvěma rentgenkami, které mohou pracovat souběžně při různých anodových napětích, a získané soubory obrázků jsou pak rekonstruovány nezávisle. Běžně se volí napětí 80 a 140 kV, aby byl maximalizován rozdíl mezi spektry, a snímky jsou následně analyzovány pomocí specializovaného softwaru, který využívá dodatečné informace. Díky rychlému získávání snímků je možné využít aplikace s dvojitou energií, jako například „bone removal“ nebo zobrazování perfúze plic. Tyto aplikace vyžadují krátkou dobu otáčení gantry a rychlé pokrytí objemu. (Johnson et al., 2011); (Kambadakone a Marin, 2023)

Dual-source CT (DSCT) představuje systém se dvěma rentgenkami a dvěma detektory, které jsou umístěny pod úhlem přibližně 90°. Oba měřicí systémy současně získávají data CT skenování na stejné anatomické úrovni pacienta (stejná poloha Z). DSCT poskytuje časové rozlišení přibližně čtvrtiny doby rotace gantry, což je výhodné zejména u srdečního, kardiohrudního a pediatrického zobrazování. Při vysokých a proměnlivých srdečních frekvencích bylo prokázáno úspěšné zobrazení srdce a koronárních tepen. Ve srovnání s CT systémy s jedním zdrojem lze systémy DSCT provozovat při dvojnásobném sklonu spirály (až do sklonu 3,2). Výsledná vysoká rychlost stolu je přínosná zejména pro pediatrické aplikace a rychlá CT angiografická vyšetření, např. aorty nebo končetin. Provoz obou rentgenek s různým napětím (kV) umožňuje získávání dat s dvojitou energií a odpovídající aplikace, včetně monoenergetického zobrazování a výpočtu materiálových map. (Schmidt a Flohr, 2020)

## **2.14.2 Hybridní zobrazovací metody**

### **2.14.2.1 PET/CT**

Pozitronová emisní tomografie (PET) přináší několik unikátních výhod ve srovnání s ostatními metodami zobrazování. PET měří dva anihilační fotony, které vznikají po emisi pozitronu z radionuklidem značené sledovací molekuly. Tato molekula je vybrána tak, aby označovala konkrétní funkci v těle na biochemické úrovni. Výsledkem je, že PET poskytuje molekulární zobrazení biologické aktivity namísto anatomie. Detekce obou anihilačních fotonů v koincidenci, která zajišťuje inherentní kolimaci, přináší zvýšenou citlivost v porovnání s jednofotonovým zobrazováním. Kromě toho umožňuje PET přesnou korekci útlumu, a to buď ze speciálního transmisního skenu, nebo z CT snímků v případě kombinovaných skenerů PET/CT. (Lin a Alavi, 2019)

Zobrazování PET/CT začíná obvykle lokalizačním projekčním snímkem, na kterém se určí rozsah PET vyšetření. Pacient následně podstoupí CT vyšetření této definované délky, výsledný snímek slouží ke korekci útlumu a k anatomické lokalizaci. Teprve poté je pacient přemístěn do otvoru skeneru pro provedení PET vyšetření. Axiální zorné pole PET určující rozsah těla, který lze kdykoli skenovat, je obvykle v rozmezí 20 až 30 cm, ačkoli jsou nyní k dispozici systémy s axiálním zorným polem až 2 m umožňující zobrazit celé tělo. Pro skenování mozku nebo srdce je zapotřebí pouze jedno zorné pole, ale při onkologickém zobrazování, kde je často důležitý celkový rozsah onemocnění, lze provádět zobrazení celého těla. Toho lze dosáhnout buď pořízením obrazu při pomalém pohybu vyšetřovacího stolu přes prstenec detektoru, podobně jako při celotělovém skenování gama kamerou, nebo pořízením několika zorných polí s mírným překrytím, aby byly zohledněny ztráty citlivosti detektoru na okrajích zorného pole. Každé z těchto zorných polí se nazývá „bed pozice“. Doba každého snímání v těchto pozicích může trvat 1,5 až 5 minut v závislosti na afinitě radiofarmaka a citlivosti skeneru. Je důležité, aby měl pacient pohodlí, a v případě potřeby by měl být imobilizován, aby zůstal ve stejné poloze, a aby byla zachována registrace mezi PET a CT používanými pro korekci útlumu a lokalizaci. Zároveň by došlo k minimalizaci pohybových artefaktů. (Agrawal et al., 2021)



### 2.14.2.2 SPECT/CT

Jednofotonová emisní výpočetní tomografie (SPECT) umožňuje získat tomografický obraz distribuce radiofarmak emitujících gama záření in vivo bez ohledu na to, zda se jedná o pozitronové zářiče či nikoli. Původní přístroje SPECT zobrazovaly omezenou oblast těla s vysokou účinností, v polovině 80. let minulého století se však rotační gama kamera stala klinickým přístrojem pro SPECT a nejčastěji prováděným postupem nukleární medicíny se stal SPECT perfúze myokardu. V posledním desetiletí vzrostl zájem o specializované, vysoce citlivé SPECT systémy s menší plochou pro zobrazení perfúze myokardu. Vyšší citlivost těchto zařízení může poskytovat srovnatelné klinické výsledky s rotační gama kamerou v kratším čase, s menším množstvím podávané aktivity nebo kombinací obou. Navíc se SPECT v poslední době kombinuje s výpočetní tomografií, což vede ke vzniku hybridních skenerů SPECT/CT. (Kim a Zukotynski, 2017)

Zavedení kombinovaných SPECT/CT skenerů zásadně ovlivnilo praxi jednofotonového zobrazování v nukleární medicíně. Původní motivací pro vytvoření integrovaného SPECT/CT systému bylo poskytnout zlepšenou anatomickou lokalizaci distribuce SPECT radiofarmaka a zlepšit schopnost SPECT skeneru vytvářet snímky, které lze korigovat na rozptyl fotonů a zeslabení, které způsobují degradaci obrázku. Funkční informace obsažené ve SPECT snímcích jsou nyní doplněny anatomickými informacemi poskytovanými CT skenerem, a to několika způsoby. Patří sem: anatomická lokalizace distribuce SPECT radiofarmaka; korekce na útlum fotonů; korekce na rozptýlené záření; schopnost identifikovat dopad efektu částečného objemu (PVE) v důsledku omezeného prostorového rozlišení SPECT kamery; schopnost kalibrace SPECT snímků v absolutních jednotkách radioaktivity ( $kBq\ ml^{-1}$ ); zavádění nových klinických aplikací založených na kvantitativním zobrazování SPECT, které vyžadují absolutní měření radioaktivity a schopnost převádět kvantitativní snímky SPECT na standardizované hodnoty příjmu (SUV). (Biersack et al., 2021)

### **2.14.2.3 CT angiografie**

CT angiografie (CTA) je diagnostický zobrazovací postup používaný k vyhodnocení stavu a průtoku krve v cévách za pomoci výpočetní tomografie. Tato neinvazivní metoda umožňuje podrobné zobrazení cévního systému a detekci případných abnormalit. Při provádění CT angiografie se podává intravenózně kontrastní látka obsahující jód, která zlepšuje viditelnost cév na CT snímcích. Jodová kontrastní látka proudí cévami, a tím umožňuje jejich detailní zobrazení. CT angiografie je často využívána k diagnostice a posouzení stavu cév v různých částech těla, včetně mozku, srdce, plic, břicha a dolních končetin. Metoda se může použít k detekci a hodnocení arteriálních zúžení, aneurysmat a dalších cévních onemocnění. (Ziegelheim, 2023)

Tato technika je považována za rychlou a přesnou, umožňuje detailní hodnocení anatomie cév, a také poskytuje informace o průtoku krve. CT angiografie představuje šetrnější alternativu k invazivním postupům, jako je např. konvenční angiografie vyžadující vstupní katetrizaci cév. Jedním z významných benefitů CTA je schopnost zobrazit získaná data v libovolné projekci, což poskytuje lepší možnosti při hodnocení složitějších cévních struktur ve srovnání s digitální subtrakční angiografií (DSA). CTA však nemůže selektivně zobrazit jednotlivé cévy. I přes tuto nevýhodu poskytuje CT angiografie dobré informace o struktuře cévního řečiště a představuje pro pacienta menší riziko než DSA. (Ziegelheim, 2023)

### **2.14.2.4 Koronární CT angiografie**

V současné době představuje koronární CT angiografie (CCTA) spolehlivou zobrazovací metodu pro detekci, kvantifikaci a charakterizaci koronární aterosklerózy. Avšak CCTA zůstává náročným úkolem vyžadujícím vysoké prostorové a časové rozlišení, aby bylo možné získat snímky koronárních tepen bez pohybu. Několik charakteristik koronární CT angiografie, jako je např. nízký útlum, pozitivní remodelace, skvrnitá kalcifikace a vysoký index atenuace perikoronárního tuku, souvisí s vysoce rizikovými plaky. (Dell'Aversana et al., 2023)

Nově představený software pro analýzu koronární CT angiografie založený na umělé inteligenci poskytuje automatizované předběžné hodnocení celého koronárního stromu z hlediska zúžení lumina a složení plaku. Oproti jiným dostupným metodám má výhodu

v tom, že umožňuje zpracování a hodnocení série CTA na místě, čímž poskytuje bezproblémovou integraci do klinického pracovního postupu. Tímto způsobem může výrazně usnadnit a urychlit diagnostický pracovní postup, a zároveň poskytnout další diagnostickou jistotu, že slouží jako druhý čtecí systém. (Andre et al., 2023)

### **3 Cíle práce a výzkumné otázky**

#### **3.1 Cíle práce**

- 1) Zjistit informovanost studentů o historii CT.
- 2) Analyzovat vývoj CT přístrojů v ČR.

#### **3.2 Výzkumné otázky**

- 1) Jsou respondenti dostatečně informováni, jaké významné technologie přispěly ke zdokonalení počítačové tomografie?
- 2) Jaký je počet CT přístrojů v ČR?

Doplňující výzkumné otázky:

- Jak se změnil celkový počet CT přístrojů v ČR v letech 2018-2022?
- Jak se změnilo rozložení CT přístrojů podle způsobu fixace přístroje za toto období?
- Jak se změnilo rozložení CT přístrojů podle krajů ČR za toto období?

## 4 Metodika

Pro zpracování teoretické části mé bakalářské práce byla použita odborná literatura a články zabývající se historií, vývojem a přínosem výpočetní tomografie. V teoretické části je popsán vývoj výpočetní tomografie od jejích samotných začátků. Podrobně jsou vysvětleny jednotlivé generace CT přístrojů, electron beam CT (EBCT), spirální (helikální) CT, multislice CT, princip a součásti CT přístroje, rekonstrukční algoritmy, indikace a kontraindikace k vyšetření, příprava před vyšetřením a samotné vyšetření, a také současné technologie, jako je například dual-energy CT a hybridní metody (PET/CT, SPECT/CT a CT angiografie).

Ke zpracování prvního cíle praktické části jsem použil metodu sběru dat pomocí dotazníkového šetření. Dotazníkové šetření patří mezi nejčastěji využívané metody sběru dat. Vyniká svou efektivitou a finanční nenáročností a umožňuje opakované využití dotazníků. Kromě toho poskytuje určitou míru anonymity respondentů, což je pro mnohé studie klíčové. (Havličková, 2015)

Dotazník byl určen pouze pro studenty oboru Radiologická asistence ze šesti univerzit v České republice, kteří absolvovali předmět Výpočetní tomografie. Obsahoval celkem 21 uzavřených otázek a byl pro respondenty zcela anonymní. Respondenti měli u každé otázky zvolit vždy jednu správnou odpověď. Úvodní část se věnuje otázkám na respondentův názor, druhá zkoumá povědomí studentů o dané problematice. Závěrečná část se týká hodnocení znalostí respondentů a navazuje na předchozí sérii otázek.

V aplikaci Google formuláře jsem zpracovával výslednou formu dotazníku, jehož odkaz byl přeposlán studentům. Studenti dotazník vyplnili a své odpovědi následně odeslali. Dotazník vyplnilo celkem 40 respondentů (11 studentů z Jihočeské univerzity, 5 studentů ze Západočeské univerzity, 3 studenti z Univerzity Karlovy, 5 studentů z Univerzity Palackého v Olomouci, 6 studentů z Ostravské univerzity a 10 studentů z Univerzity Pardubice). Výsledná data byla použita pro tvorbu tabulek a grafů, kde jsem porovnával správnost odpovědí od respondentů z daných univerzit. Tabulky a grafy byly vytvořeny v programu Microsoft Excel.

Dále byla kvantitativně analyzována data o počtu CT přístrojů v České republice. Tato data byla získána prostřednictvím Státního ústavu pro jadernou bezpečnost (SÚJB) ve spolupráci s Ing. Evou Zemanovou, PhD., MBA. Z těchto dat bude zkoumána změna celkového počtu CT přístrojů za období od roku 2018 do roku 2022. Dále bude zkoumáno rozložení celkových počtů CT přístrojů za toto období, jednak podle fixace přístroje, a jednak podle krajů České republiky. Podle fixace jsou CT přístroje rozděleny do dvou kategorií, a to na stacionární a na pojízdné. V druhém případě bude zkoumána změna v rozložení celkového počtu CT přístrojů ve všech 14 krajích ČR za jednotlivé roky. Výsledky byly taktéž zpracovány ve formě tabulek a grafů v MS Excel.

## 5 Výsledky

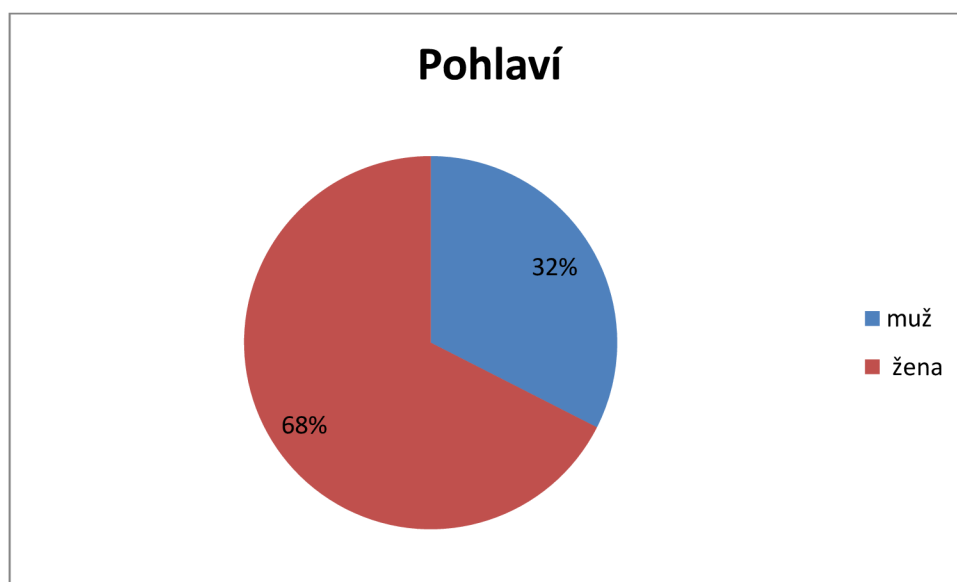
### 5.1 Dotazníkové šetření

Tabulka 1 – rozložení respondentů podle pohlaví

pohlaví	počet studentů	procenta
muž	13	0,32
žena	27	0,68
celkem	40	1

zdroj: vlastní

Z tabulky (tab. 1) lze vyčíst rozložení respondentů podle pohlaví. Z celkových 40 respondentů vyplnilo dotazník 27 žen a 13 mužů.



Obrázek 1 – rozložení respondentů podle pohlaví, zdroj: vlastní

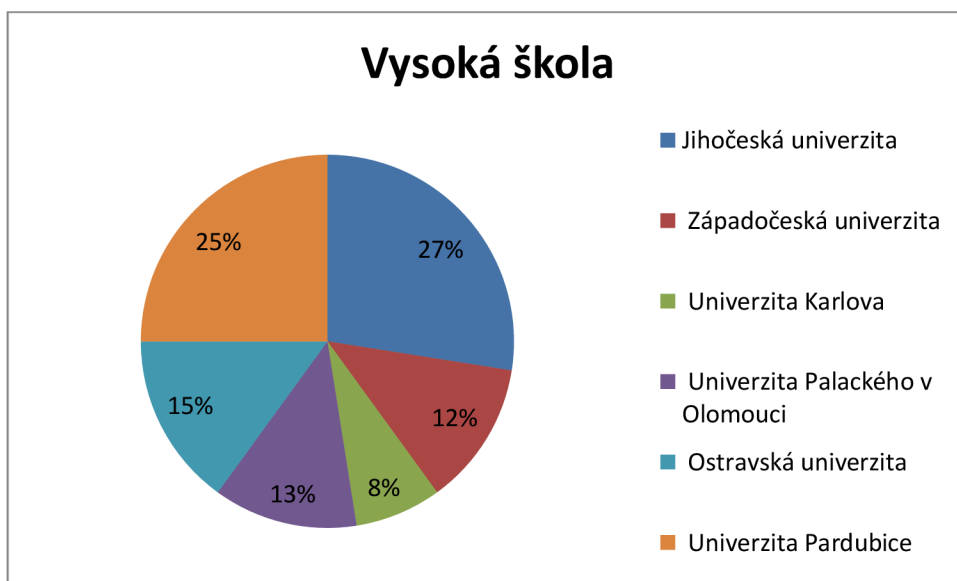
Na grafu (obr. 1) je znázorněno procentuální rozložení respondentů podle pohlaví. Více jsou zde zastoupeny ženy (68%), mužů je podstatně méně (32%).

Tabulka 2 – rozložení respondentů podle vysoké školy

vysoká škola	počet studentů	procenta
Jihočeská univerzita	11	0,27
Západočeská univerzita	5	0,12
Univerzita Karlova	3	0,08
Univerzita Palackého v Olomouci	5	0,13
Ostravská univerzita	6	0,15
Univerzita Pardubice	10	0,25
celkem	40	1

zdroj: vlastní

Tato tabulka (tab. 2) poukazuje na rozložení respondentů podle vysoké školy, kterou studují. Dotazník vyplnilo 11 studentů z Jihočeské univerzity, 5 studentů ze Západočeské univerzity, 3 studenti z Univerzity Karlovy, 5 studentů z Univerzity Palackého v Olomouci, 6 studentů z Ostravské univerzity a 10 studentů z Univerzity Pardubice.



Obrázek 2 – rozložení respondentů podle vysoké školy, zdroj: vlastní

Výšečový graf (obr. 2) znázorňuje procentuální rozložení respondentů podle vysoké školy, kterou studují. Nejvíce jsou zde zastoupeny studenti z Jihočeské univerzity (27%) a z Univerzity Pardubice (25%). Naopak nejmenší zastoupení představují studenti z Univerzity Karlovy (8%).

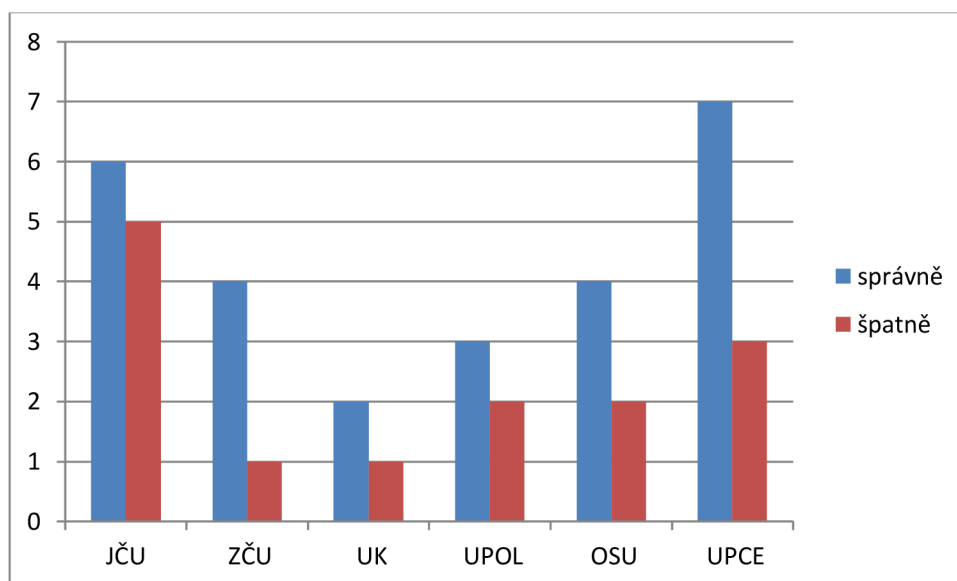


Otázka č. 1: Kdo je považován za vynálezce prvního tomografického přístroje?

Tabulka 3 – zpracování výsledků (otázka č. 1)

otázka 1	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	6	4	2	3	4	7
špatně	5	1	1	2	2	3
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 3 – zpracování výsledků (otázka č. 1), zdroj: vlastní

Tabulka (tab. 3) a graf (obr. 3) ukazují rozdíly mezi správnými a špatnými odpověďmi u studentů z jednotlivých univerzit. Z grafu je patrné, že v případě studentů z většiny univerzit převažuje správná odpověď, tedy za b) Godfrey Newbold Hounsfield. U studentů z Jihočeské univerzity je poměr správných a špatných odpovědí téměř vyrovnaný.

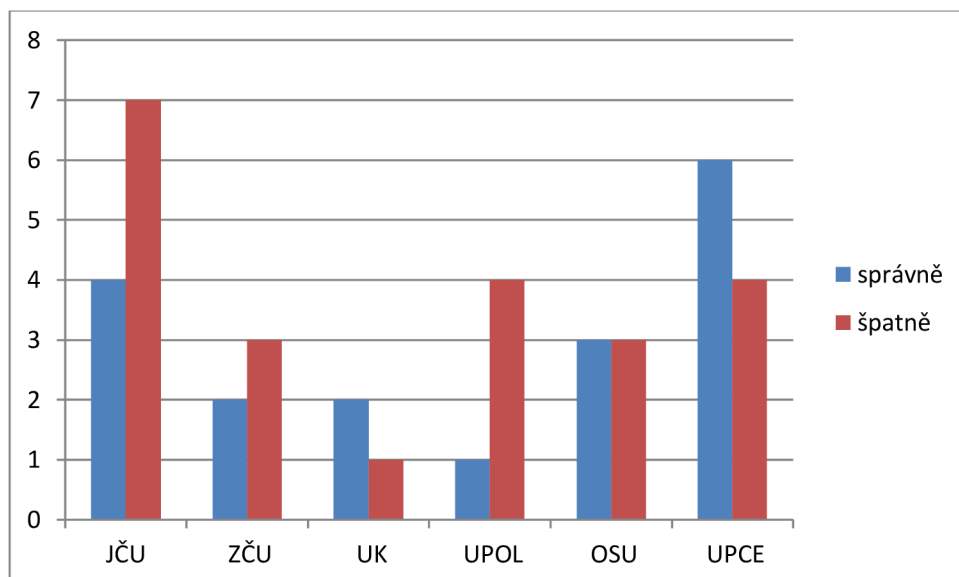
Otázka č. 2: Jaký byl rok prvního uvedení výpočetní tomografie do klinické praxe?

Tabulka 4 – zpracování výsledků (otázka č. 2)

otázka 2	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	4	2	2	1	3	6
špatně	7	3	1	4	3	4
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní

Z celkových 11 respondentů z Jihočeské univerzity odpověděli správně pouze 4. Daleko lépe si vedli studenti z Pardubické univerzity, 6 z nich zvolilo správnou odpověď (tab. 4).



Obrázek 4 – zpracování výsledků (otázka č. 2), zdroj: vlastní

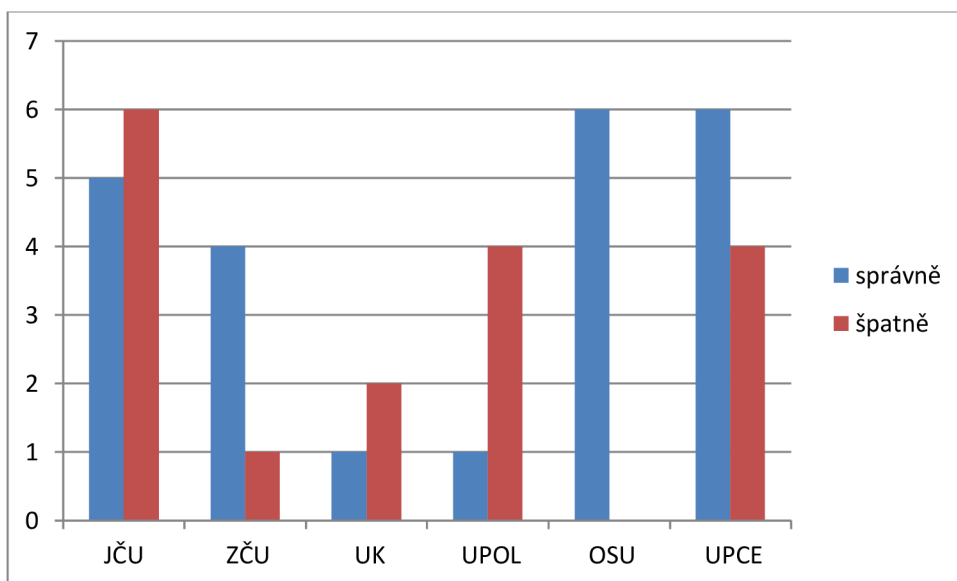
Na tomto sloupcovém grafu (obr. 4) je patrná větší úspěšnost u studentů z Univerzity Karlovy a Univerzity Pardubice, kteří zvolili možnost za c) V roce 1971. U Ostravské univerzity je počet správných a špatných odpovědí vyrovnaný. Většina studentů z Jihočeské univerzity, Západočeské univerzity a Univerzity Palackého v Olomouci odpověděla na tuto otázku špatně.

Otázka č. 3: Kdy byla pánům Hounsfieldovi a Cormackovi udělena Nobelova cena za fyziologii a lékařství?

Tabulka 5 – zpracování výsledků (otázka č. 3)

otázka 3	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	5	4	1	1	6	6
špatně	6	1	2	4	0	4
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 5 – zpracování výsledků (otázka č. 3), zdroj: vlastní

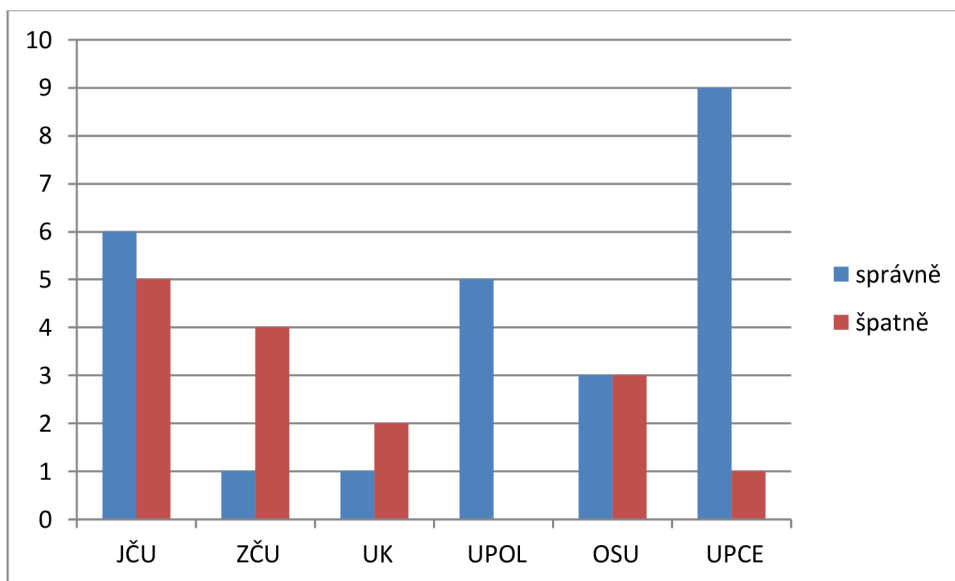
S touto otázkou neměli studenti z Ostravské univerzity žádný problém. Správnou odpověď za b) V roce 1979. Zvolila též většina studentů ze Západočeské univerzity, a také z Univerzity Pardubice. Nejvíce špatných odpovědí je patrné u studentů z Univerzity Palackého v Olomouci (tab. 5), (obr. 5).

Otázka č. 4: Jak se nazývá způsob skenování u CT přístrojů první generace?

Tabulka 6 – zpracování výsledků (otázka č. 4)

otázka 4	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	6	1	1	5	3	9
špatně	5	4	2	0	3	1
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 6 – zpracování výsledků (otázka č. 4), zdroj: vlastní

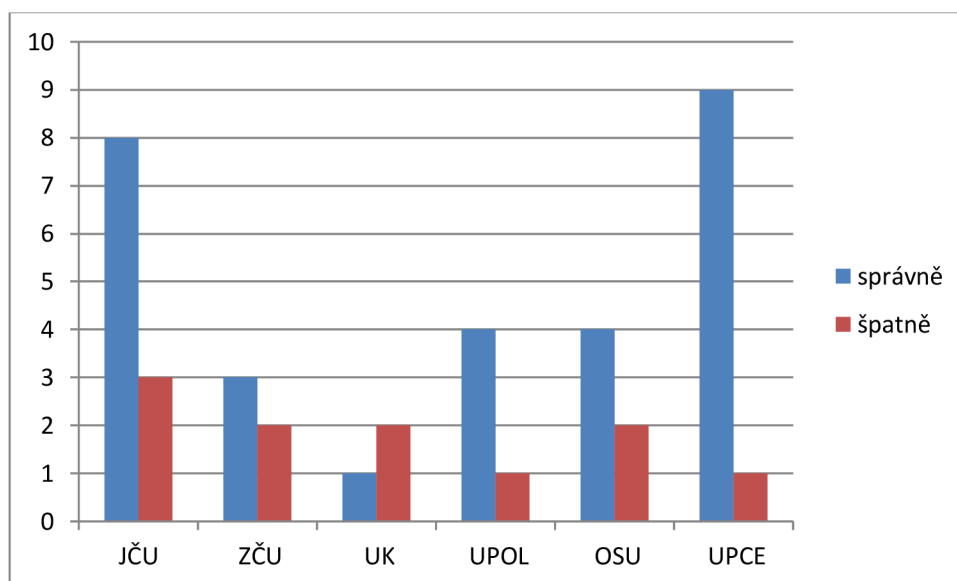
Správnou odpovědí na tuto otázku byla možnost za a), tedy Rectilinear pencil beam scanning (přímočaré skenování tužkovým svazkem). Správně odpověděli všichni studenti z Univerzity Palackého v Olomouci, a také 9 z 10 studentů z Univerzity Pardubice. U studentů z Ostravské univerzity je počet správných a špatných odpovědí i u této otázky vyrovnaný. Neúspěšně si vedli hlavně studenti ze Západočeské univerzity (tab. 6), (obr. 6).

Otázka č. 5: CT přístroje druhé generace

Tabulka 7 – zpracování výsledků (otázka č. 5)

otázka 5	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	8	3	1	4	4	9
špatně	3	2	2	1	2	1
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 7 – zpracování výsledků (otázka č. 5), zdroj: vlastní

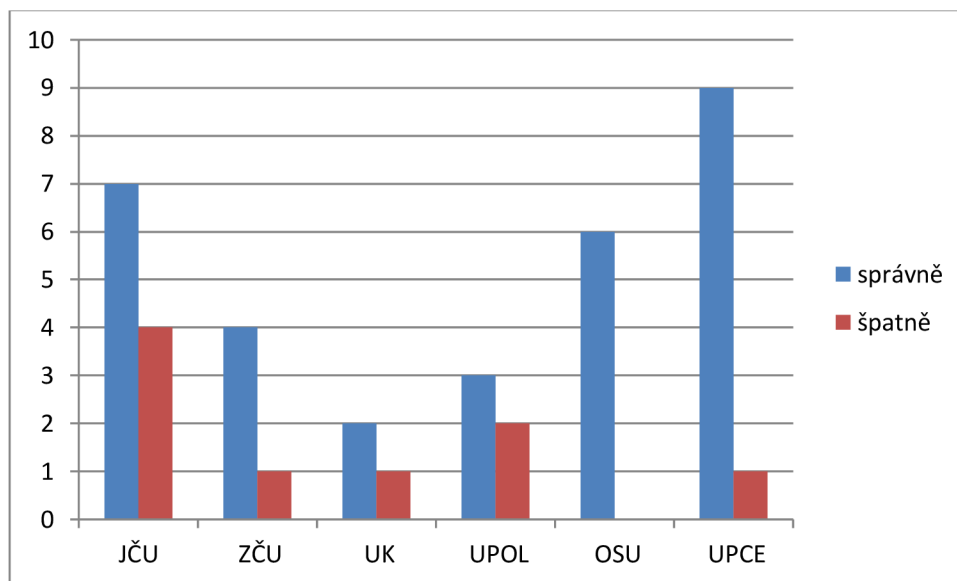
Správné odpovědi převažují u studentů z Jihočeské univerzity (8), z Univerzity Pardubice (9) a z Univerzity Palackého v Olomouci (4). Naopak špatné odpovědi převažují pouze u studentů z Univerzity Karlovy. Správnou odpovědí byla možnost za b) Byly vybavené větším počtem detektorů (lineární pole asi 30 detektorů), (tab. 7), (obr. 7).

Otázka č. 6: Která generace CT přístrojů se používá dodnes?

Tabulka 8 – zpracování výsledků (otázka č. 6)

otázka 6	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	7	4	2	3	6	9
špatně	4	1	1	2	0	1
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 8 – zpracování výsledků (otázka č. 6), zdroj: vlastní

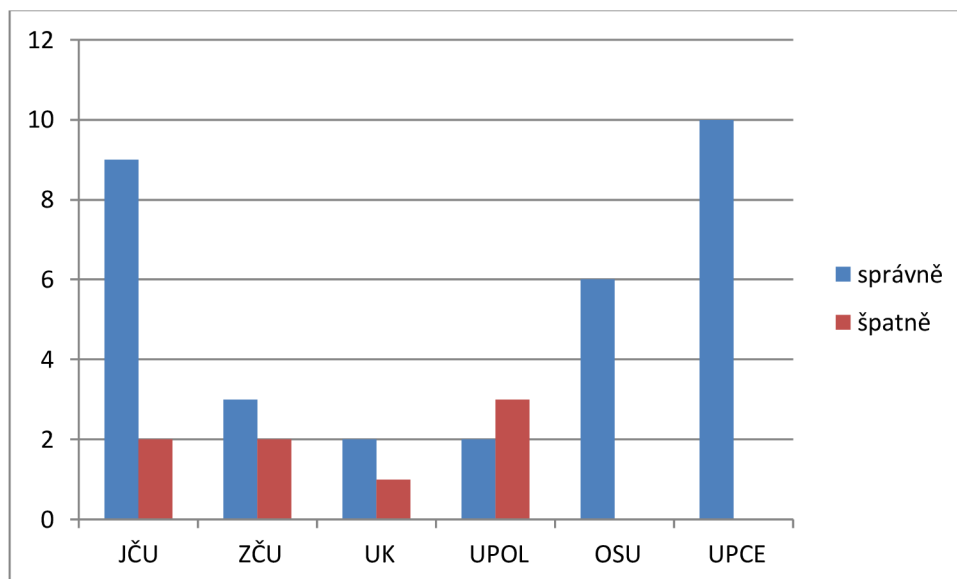
U studentů ze všech šesti univerzit převažují správné odpovědi. Správnou odpověď zvolili všichni studenti z Ostravské univerzity (6). Velmi úspěšní byli též studenti z Univerzity Pardubice (9), z Jihočeské univerzity (7) a ze Západočeské univerzity (4). Špatných odpovědí je celkem 9. Správná byla možnost za b) Třetí generace (tab. 8), (obr. 8).

Otázka č. 7: Co charakterizuje Electron beam CT (EBCT)?

Tabulka 9 – zpracování výsledků (otázka č. 7)

otázka 7	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	9	3	2	2	6	10
špatně	2	2	1	3	0	0
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 9 – zpracování výsledků (otázka č. 7), zdroj: vlastní

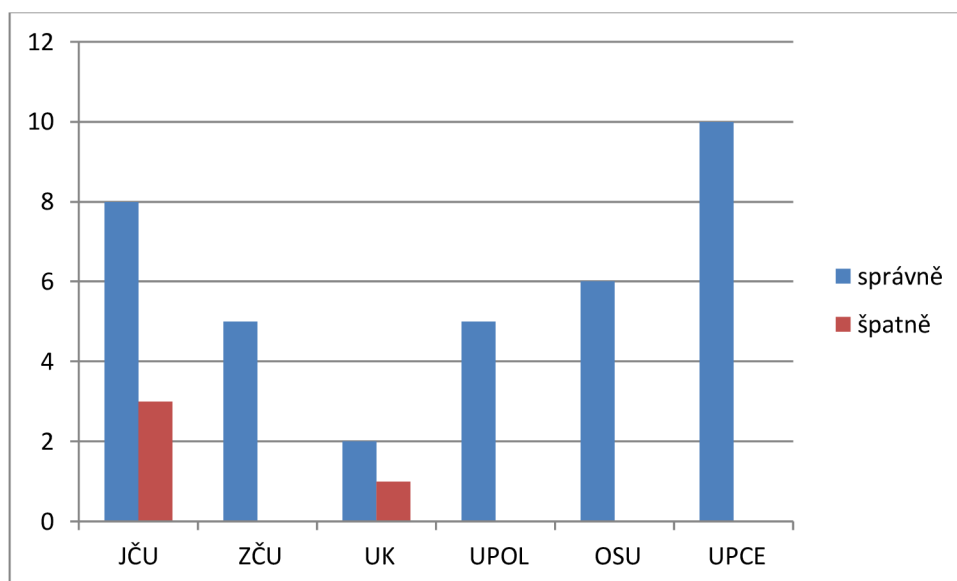
U této otázky byla správně možnost za a) Je to rychlá a neinvazivní technika, která používá elektronový paprsek. Správně odpověděli všichni studenti z Ostravské univerzity a z Univerzity Pardubice. Úspěšní byli též studenti z Jihočeské univerzity. Špatné odpovědi převažovali pouze u studentů z Univerzity Palackého v Olomouci, z celkových 5 studentů odpověděli správně pouze 2 (tab. 9), (obr. 9).

Otázka č. 8: Jaký je hlavní princip spirálního CT?

Tabulka 10 – zpracování výsledků (otázka č. 8)

otázka 8	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	8	5	2	5	6	10
špatně	3	0	1	0	0	0
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 10 – zpracování výsledků (otázka č. 8), zdroj: vlastní

Ze sloupcového grafu je jasně patrné, že s touto otázkou neměli problém studenti z Univerzity Pardubice (10), z Ostravské univerzity (6), z Univerzity Palackého v Olomouci (5) a ze Západočeské univerzity (5). Špatně na ní odpověděli celkem 4 studenti, 3 z Jihočeské univerzity a jeden student z Univerzity Karlovy. Možnost za a) Pohyb stolu s pacientem konstantní rychlostí skrz gantry při kontinuálním skenování byla ta správná (tab. 10), (obr. 10).

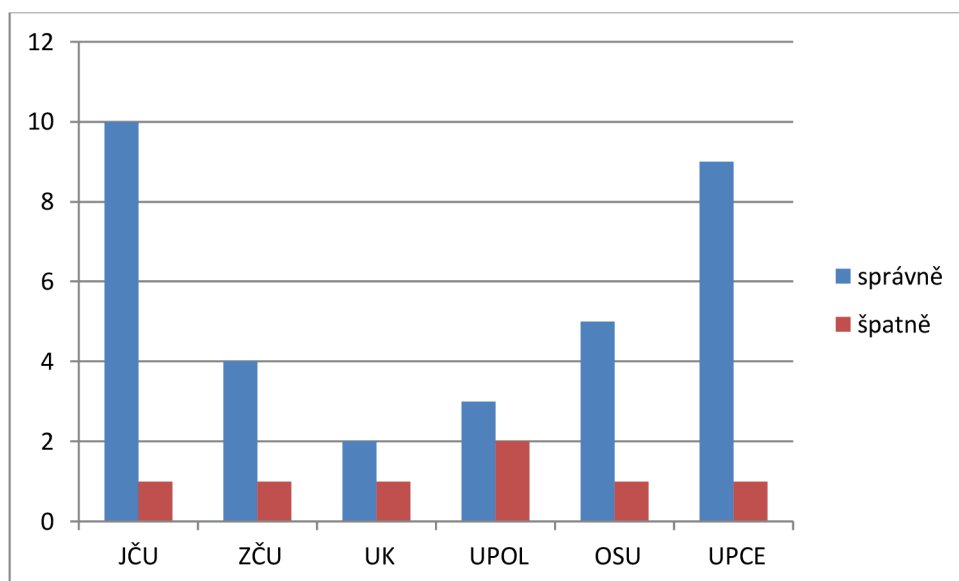


Otázka č. 9: Kolik řad detektorů má dnešní multislice CT?

Tabulka 11 – zpracování výsledků (otázka č. 9)

otázka 9	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	10	4	2	3	5	9
špatně	1	1	1	2	1	1
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 11 – zpracování výsledků (otázka č. 9), zdroj: vlastní

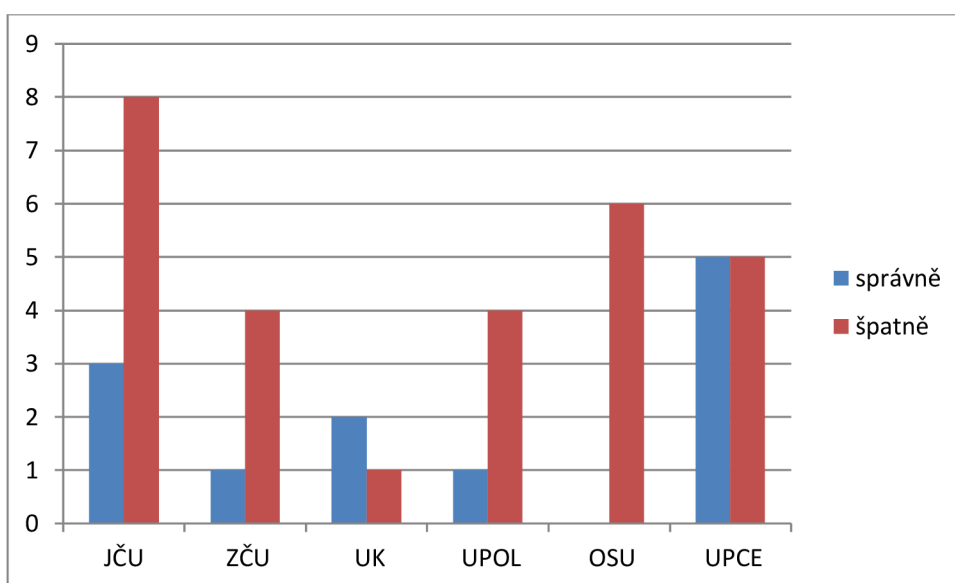
Zde zvolilo 10 studentů z Jihočeské univerzity, 4 studenti ze Západočeské univerzity, 2 studenti z Univerzity Karlovy, 3 studenti z Univerzity Palackého v Olomouci, 5 studentů z Ostravské univerzity a 9 studentů z Univerzity Pardubice správnou možnost za c) 64 a více. Celkem 7 studentů vybralo jinou možnost (tab. 11), (obr. 11).

Otázka č. 10: V jakém lékařském odvětví se používá cone beam CT (CBCT)?

Tabulka 12 – zpracování výsledků (otázka č. 10)

otázka 10	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	3	1	2	1	0	5
špatně	8	4	1	4	6	5
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 12 – zpracování výsledků (otázka č. 10), zdroj: vlastní

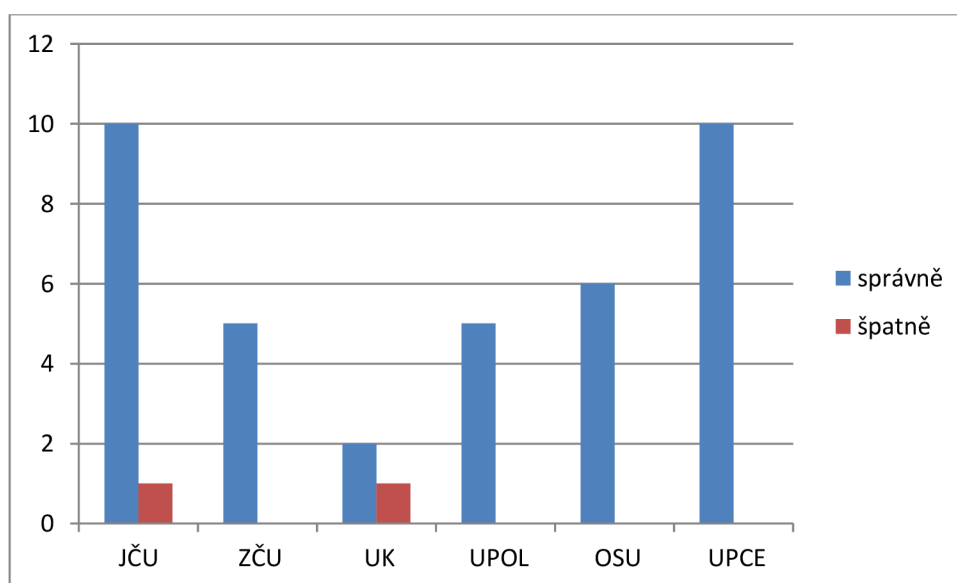
U této otázky naopak jasně převažují špatné odpovědi, a to u studentů z Jihočeské univerzity (8), ze Západočeské univerzity (4), z Univerzity Palackého v Olomouci (4) a z Ostravské univerzity (6). Poměr správných a špatných odpovědí je vyrovnaný u studentů z Univerzity Pardubice. Správnou odpověď zvolili 2 z 3 studentů z Univerzity Karlovy. Správně byla možnost za b) Stomatologie (tab. 12), (obr. 12).

Otázka č. 11: Co je základním principem výpočetní tomografie?

Tabulka 13 – zpracování výsledků (otázka č. 11)

otázka 11	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	10	5	2	5	6	10
špatně	1	0	1	0	0	0
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 13 – zpracování výsledků (otázka č. 11), zdroj: vlastní

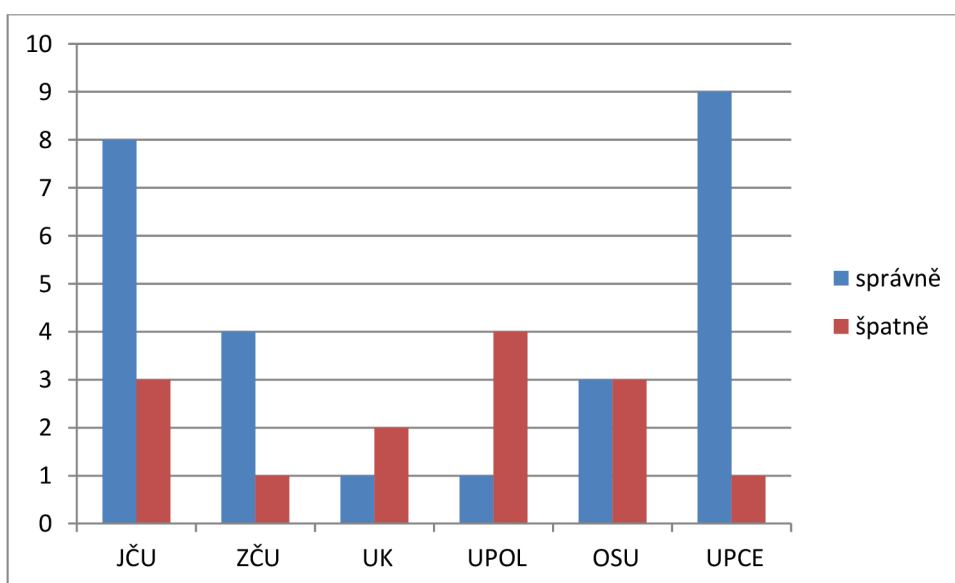
S touto otázkou neměla většina respondentů problém. Správně odpověděli všichni studenti ze Západočeské univerzity (5), z Univerzity Palackého v Olomouci (5), z Ostravské univerzity (6) a z Univerzity Pardubice (10). Správná byla možnost za b) Detekce rentgenového záření, které prošlo vyšetřovaným objektem. Pouze 2 studenti (jeden z Jihočeské univerzity a jeden z Univerzity Karlovy) označili chybnou odpověď (tab. 13), (obr. 13).

Otázka č. 12: Jakého celkového rozsahu denzit může absorpční koeficient nabývat?

Tabulka 14 – zpracování výsledků (otázka č. 12)

otázka 12	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	8	4	1	1	3	9
špatně	3	1	2	4	3	1
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 14 – zpracování výsledků (otázka č. 12), zdroj: vlastní

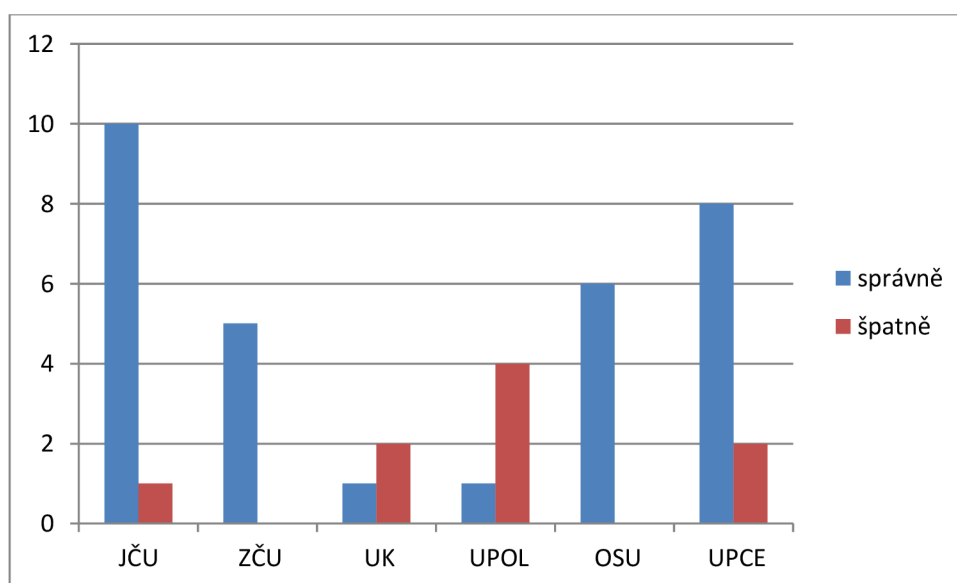
V případě Ostravské univerzity je počet správných a špatných odpovědí opět vyrovnaný. Neúspěšní byli 4 studenti z Univerzity Palackého v Olomouci a 2 studenti z Univerzity Karlovy. Správné odpovědi naopak převažují u studentů z Jihočeské univerzity (8), ze Západočeské univerzity (4) a z Univerzity Pardubice (9). Správná byla tentokrát možnost za c) -1024 až 3072 HU (tab. 14), (obr. 14).

Otázka č. 13: Jakým hodnotám odpovídá denzita kostní struktury?

Tabulka 15 – zpracování výsledků (otázka č. 13)

otázka 13	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	10	5	1	1	6	8
špatně	1	0	2	4	0	2
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 15 – zpracování výsledků (otázka č. 13), zdroj: vlastní

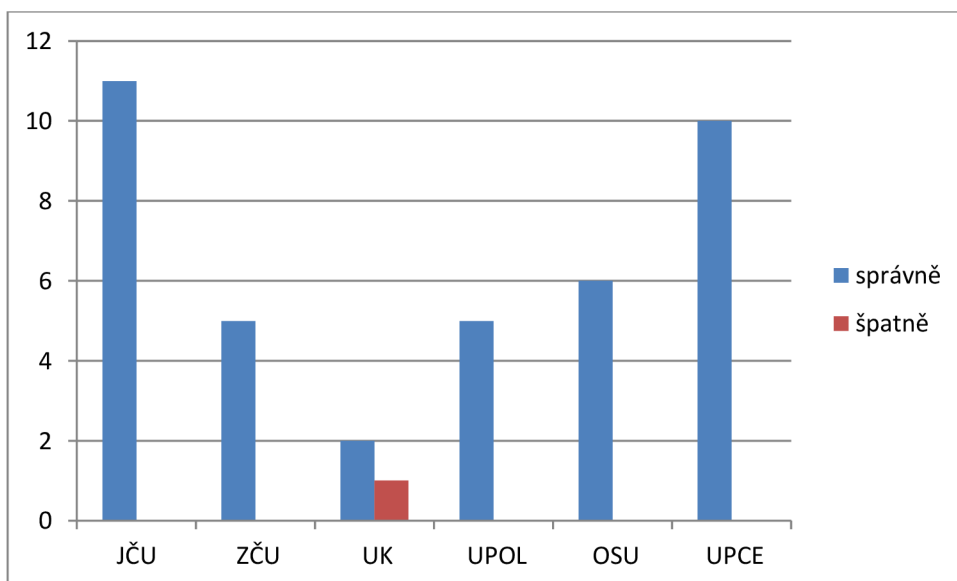
Zde převažují špatné odpovědi u studentů z Univerzity Karlovy (2) a z Univerzity Palackého v Olomouci (4). Správná byla možnost za c) 100 až 1000 HU. Tuto možnost zvolili všichni studenti ze Západočeské univerzity a z Ostravské univerzity. Úspěšní byli též studenti z Jihočeské univerzity (10) a z Univerzity Pardubice (8), (tab. 15), (obr. 15).

Otázka č. 14: Jakým způsobem CT skener zpracovává získaná data pro vytvoření obrazu?

Tabulka 16 – zpracování výsledků (otázka č. 14)

otázka 14	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	11	5	2	5	6	10
špatně	0	0	1	0	0	0
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 16 – zpracování výsledků (otázka č. 14), zdroj: vlastní

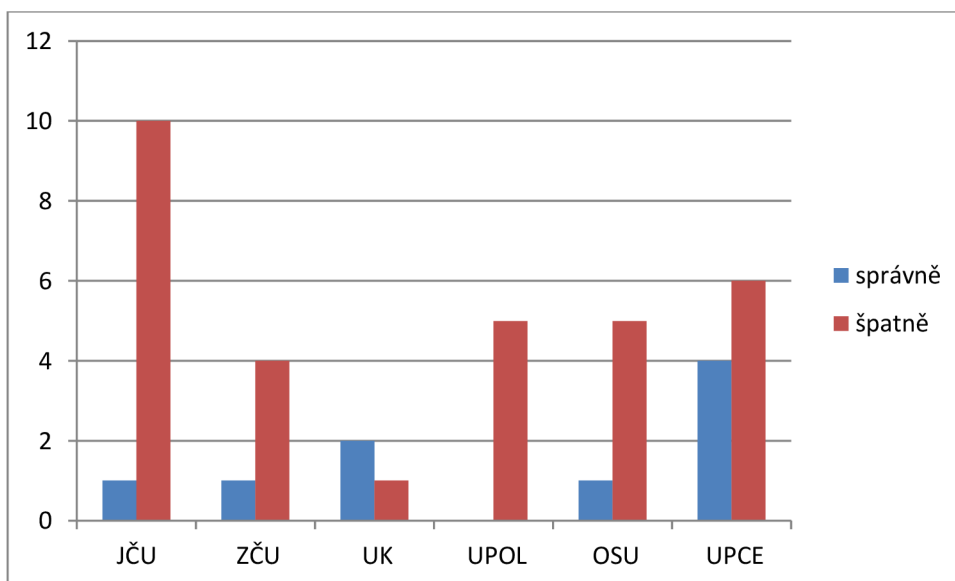
U této otázky byla správná možnost za c) Výpočetní algoritmy a počítačová rekonstrukce. Správně odpověděli všichni studenti z Jihočeské univerzity, ze Západočeské univerzity, z Univerzity Palackého v Olomouci, z Ostravské univerzity a z Univerzity Pardubice. Pouze jeden respondent (student z Univerzity Karlovy) zvolil špatnou odpověď (tab. 16), (obr. 16).

Otázka č. 15: U kterého typu rekonstrukce obrazu jsou hrubá data rekonstruována rychleji?

Tabulka 17 – zpracování výsledků (otázka č. 15)

otázka 15	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	1	1	2	0	1	4
špatně	10	4	1	5	5	6
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 17 – zpracování výsledků (otázka č. 15), zdroj: vlastní

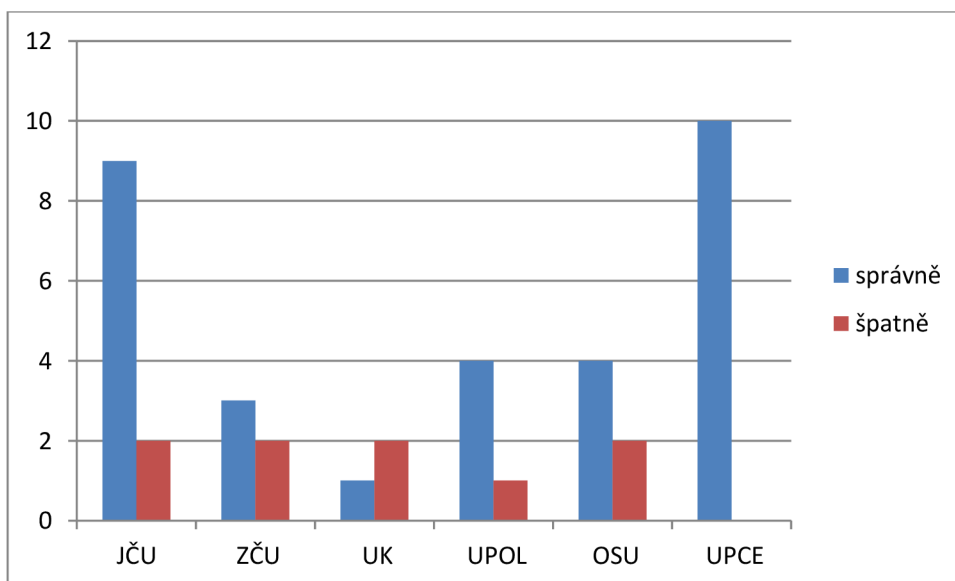
Na tuto otázku odpovědělo špatně 10 studentů z Jihočeské univerzity, 6 studentů z Univerzity Pardubice, 5 studentů z Ostravské univerzity a všech 5 studentů z Univerzity Palackého v Olomouci. Dobře si nevedla ani většina studentů ze Západočeské univerzity. Správné odpovědi převažují pouze u studentů z Univerzity Karlovy. Zde byla správná možnost za b) Filtrovaná zpětná projekce (FBP), (tab. 17), (obr. 17).

Otázka č. 16: Který rekonstrukční algoritmus pracuje na principu zobrazování pixelů s vyšší intenzitou?

Tabulka 18 – zpracování výsledků (otázka č. 16)

otázka 16	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	9	3	1	4	4	10
špatně	2	2	2	1	2	0
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 18 – zpracování výsledků (otázka č. 16), zdroj: vlastní

Všichni studenti z Univerzity Pardubice odpověděli na tuto otázku správně. Dobře si vedli též studenti z Jihočeské univerzity (9), z Univerzity Palackého v Olomouci (4), z Ostravské univerzity (4) a ze Západočeské univerzity (4). Špatnou odpověď zvolilo celkem 9 respondentů. Největší neúspěšnost je patrná u studentů z Univerzity Karlovy. U otázky č. 16 byla správná možnost za a) Maximum intensity projection (MIP), (tab. 18), (obr. 18).

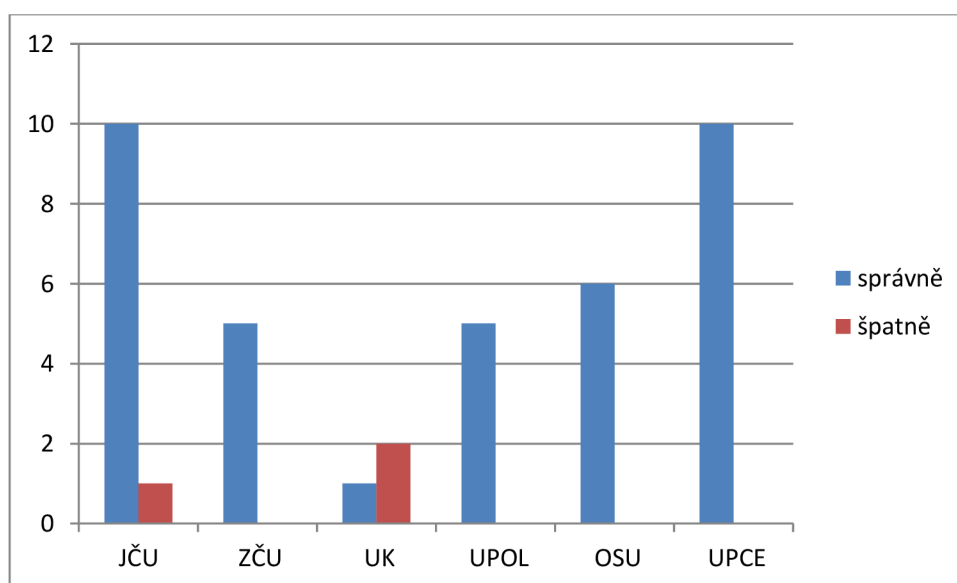


Otázka č. 17: Jak se liší dual energy CT od konvenčního CT skenování?

Tabulka 19 – zpracování výsledků (otázka č. 17)

otázka 17	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	10	5	1	5	6	10
špatně	1	0	2	0	0	0
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 19 – zpracování výsledků (otázka č. 17), zdroj: vlastní

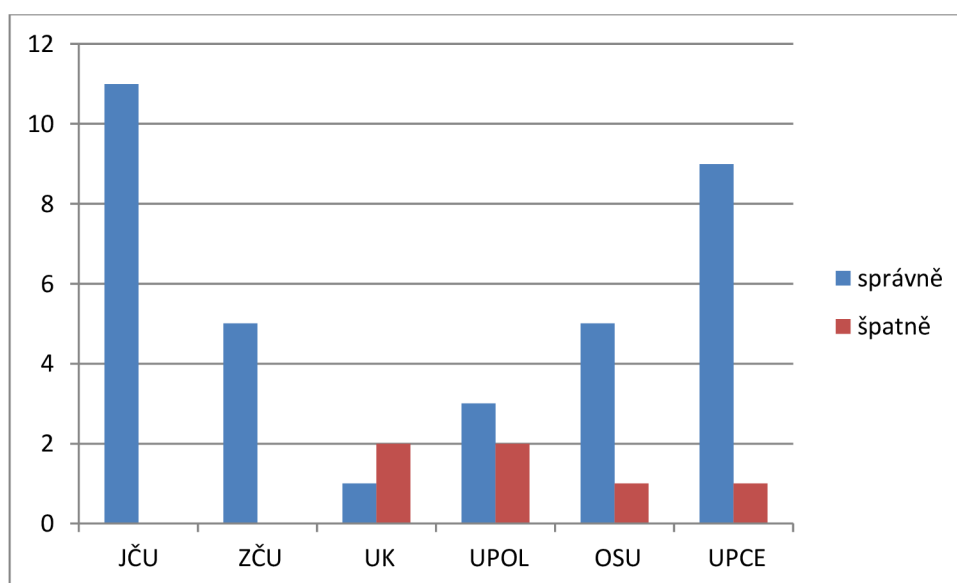
Na otázku č. 19 odpověděli správně všichni studenti ze Západočeské univerzity, z Univerzity Palackého v Olomouci, z Ostravské univerzity a z Univerzity Pardubice. Správnou možnost, tj. možnost za b) Technologie, která využívá dvě rentgenky pracující při různém anodovém napětí s možností snímání dvojí energií, zvolilo 10 z celkových 11 studentů z Jihočeské univerzity. Pouze u studentů z Univerzity Karlovy převažují špatné odpovědi (tab. 19), (obr. 19).

Otázka č. 18: Hybridní přístroje PET/CT

Tabulka 20 – zpracování výsledků (otázka č. 18)

otázka 18	JČU	ZČU	UK	UPOL	OSU	UPCE
správně	11	5	1	3	5	9
špatně	0	0	2	2	1	1
celkem	11	5	3	5	6	10

zdroj: vlastní



Obrázek 20 – zpracování výsledků (otázka č. 18), zdroj: vlastní

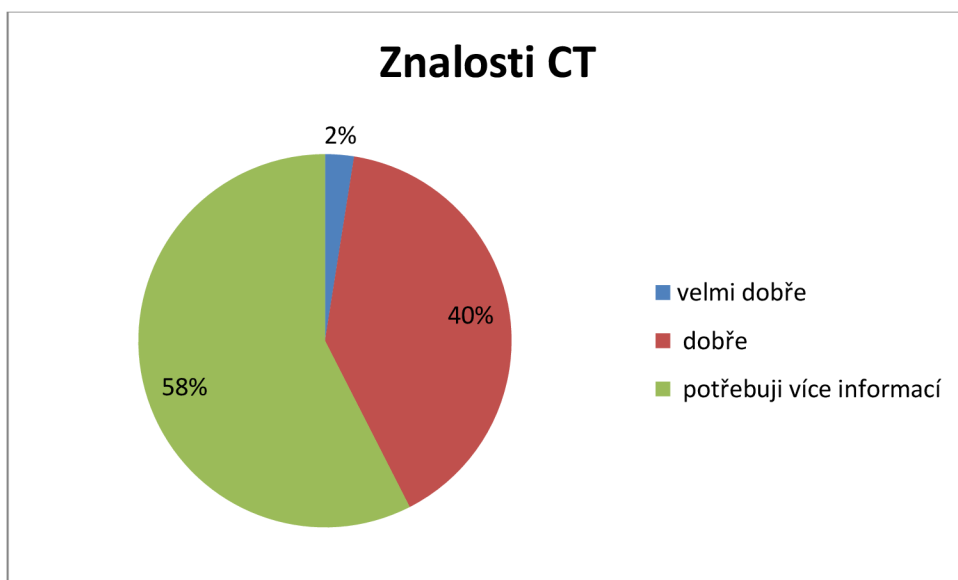
U této otázky zvolili správnou možnost, tedy možnost za c) Společné zobrazení PET a CT snímků je spíše překryvný proces než vytváření nového typu obrázku, všichni studenti z Jihočeské univerzity a ze Západočeské univerzity. Správné odpovědi převažují u studentů z Univerzity Pardubice (9), z Ostravské univerzity (5) a z Univerzity Palackého v Olomouci (3), (tab. 20), (obr. 20).

Tabulka 21 – rozložení respondentů podle znalostí CT

znalosti CT	počet studentů	procenta
velmi dobře	1	0,02
dobře	16	0,40
potřebuji více informací	23	0,58
celkem	40	1

zdroj: vlastní

Většina respondentů (23) uvedla, že potřebují více informací. Dobré znalosti má 16 respondentů. Pouze jeden student je přesvědčený, že jeho současné znalosti v oblasti výpočetní tomografie jsou velmi dobré (tab. 21).



Obrázek 21 – rozložení respondentů podle znalostí CT, zdroj: vlastní

Výšečový graf (obr. 21) znázorňuje procentuální rozložení respondentů podle jejich současných znalostí v oblasti výpočetní tomografie. Nejvíce studentů (58%) zvolilo možnost za c) Potřebuji více informací. Možnost za b) Dobře zvolilo 16 dotázaných (40%). Jediný student (2%) vybral možnost za a) Velmi dobře.

## 5.2 Počet CT přístrojů v ČR

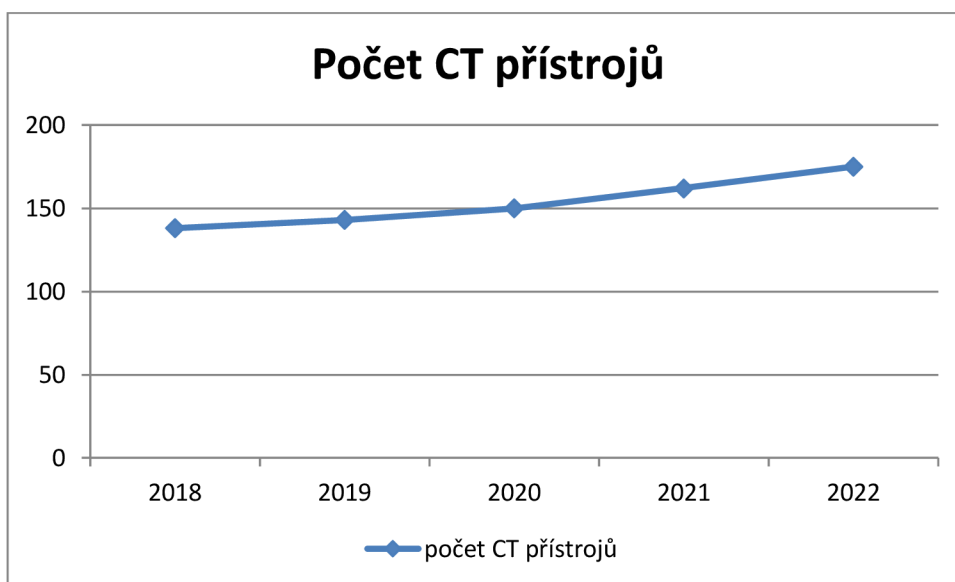
Tabulka 22 – počet CT přístrojů v ČR za období 2018-2022

rok	počet CT přístrojů
2018	138
2019	143
2020	150
2021	162
2022	175

zdroj: vlastní

Výzkumný vzorek zahrnuje všechny CT přístroje, které byly uvedeny do provozu nejen v daném období, ale i v předchozích letech. V České republice se CT přístroje běžně objevují v krajských nemocnicích. V dnešní době se tyto přístroje nepoužívají jen pro běžné diagnostické účely, jsou také součástí hybridních přístrojů využívaných v nukleární medicíně (PET/CT, SPECT/CT).

Tato tabulka (tab. 22) představuje změny celkového počtu CT přístrojů v letech 2018 až 2022. V roce 2018 bylo v provozu celkem 138 přístrojů CT. Roku 2019 vzrostl tento počet o 5 nově nainstalovaných přístrojů. V následujících letech došlo k dalšímu nárůstu. Výsledný počet CT přístrojů za rok 2022 je roven 175.



Obrázek 22 – spojnicový graf počtu CT přístrojů v letech 2018-2022, zdroj: vlastní

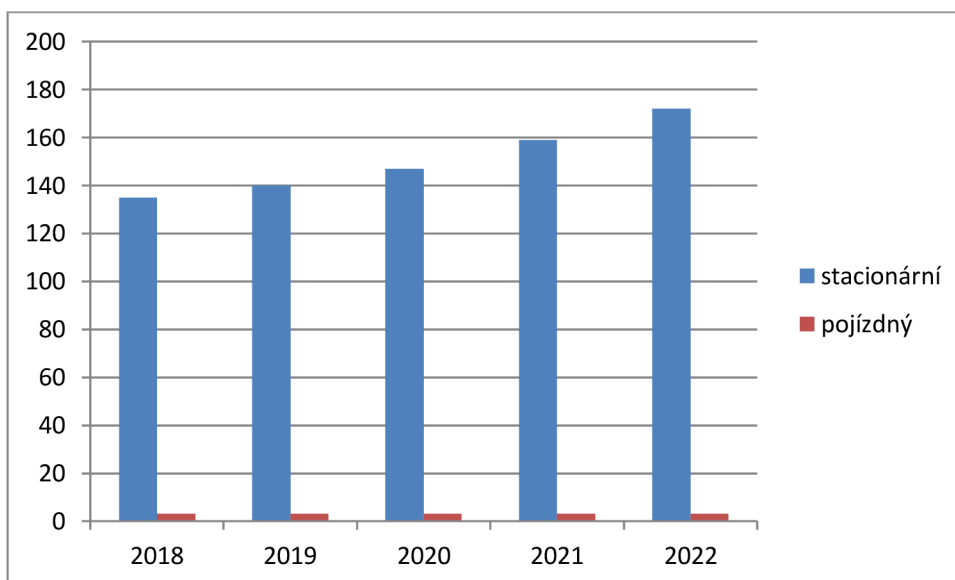
Na tomto spojnicovém grafu (obr. 22) můžeme přehledně vidět změny celkového počtu CT přístrojů za dané období. V letech 2018 až 2022 došlo v České republice k mírnému nárůstu nových přístrojů uvedených do provozu.

*Tabulka 23 – rozložení CT přístrojů podle fixace přístroje za období 2018-2022*

fixace CT přístroje	2018	2019	2020	2021	2022
stacionární	135	140	147	159	172
pojízdný	3	3	3	3	3
celkem	138	143	150	162	175

*zdroj: vlastní*

Z tabulky (tab. 23) lze vyčístit rozdělení celkového počtu CT přístrojů za každý uvedený rok podle způsobu fixace přístroje. Z těchto celkových počtů jsou právě tři přístroje pojízdné. Zbytek je fixován stacionárně.



*Obrázek 23 – sloupcový graf rozložení počtu CT přístrojů podle fixace přístroje v letech 2018-2022, zdroj: vlastní*

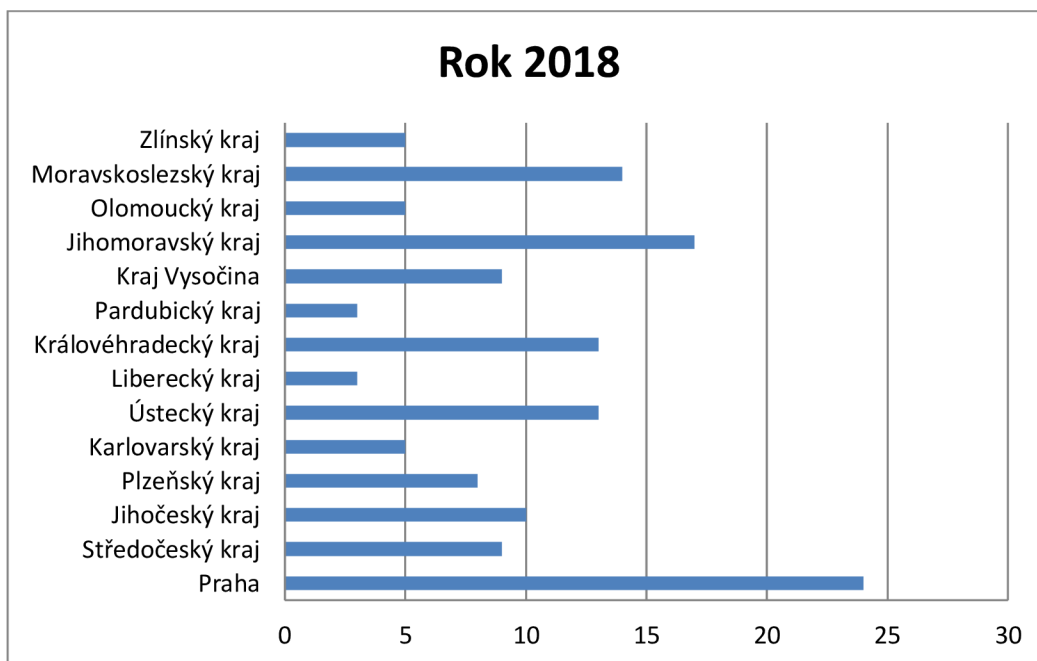
Na sloupcovém grafu (obr. 23) lze vidět zastoupení fixace CT přístroje u celkových počtů v jednotlivých letech od roku 2018 do roku 2022. Je zcela patrné, že zmiňovaný nárůst se týká pouze těch přístrojů, které jsou stacionárně fixovány. Zastoupení pojízdných CT bylo roku 2018 výrazně menší a jejich počet se v průběhu let vůbec nezměnil.

Tabulka 24 – rozložení CT přístrojů podle krajů ČR za období 2018-2022

kraj ČR	2018	2019	2020	2021	2022
Praha	24	24	25	27	30
Středočeský kraj	9	9	9	9	11
Jihočeský kraj	10	10	10	11	12
Plzeňský kraj	8	8	8	8	8
Karlovarský kraj	5	5	5	5	5
Ústecký kraj	13	14	14	14	14
Liberecký kraj	3	3	3	3	3
Královéhradecký kraj	13	13	14	14	18
Pardubický kraj	3	3	4	8	8
Kraj Vysočina	9	9	10	11	11
Jihomoravský kraj	17	17	19	20	22
Olomoucký kraj	5	6	6	8	9
Moravskoslezský kraj	14	15	16	17	17
Zlínský kraj	5	7	7	7	7
Celkem	138	143	150	162	175

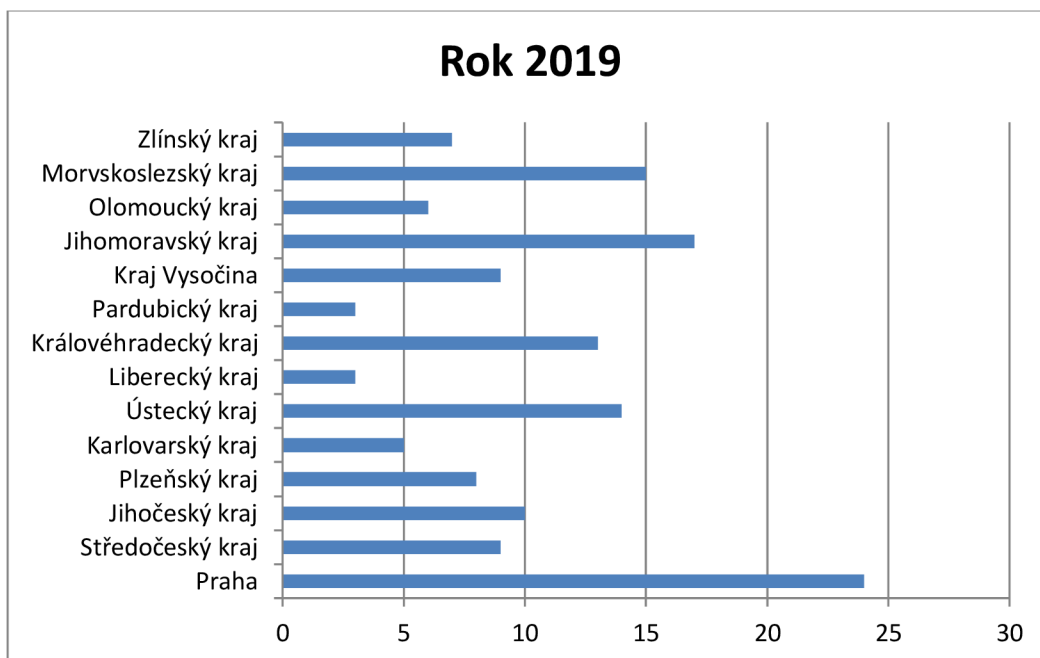
zdroj: vlastní

Tabulka (tab. 24) znázorňuje rozložení počtu CT přístrojů za období od roku 2018 do roku 2022 podle krajů České republiky (zastoupeno všech 14 krajů). V těchto letech vzrost počet CT přístrojů u většiny krajů. Největších změn dosáhly Hlavní město Praha, Jihomoravský a Moravskoslezský kraj. Pouze u tří krajů je počet přístrojů CT konstantní.



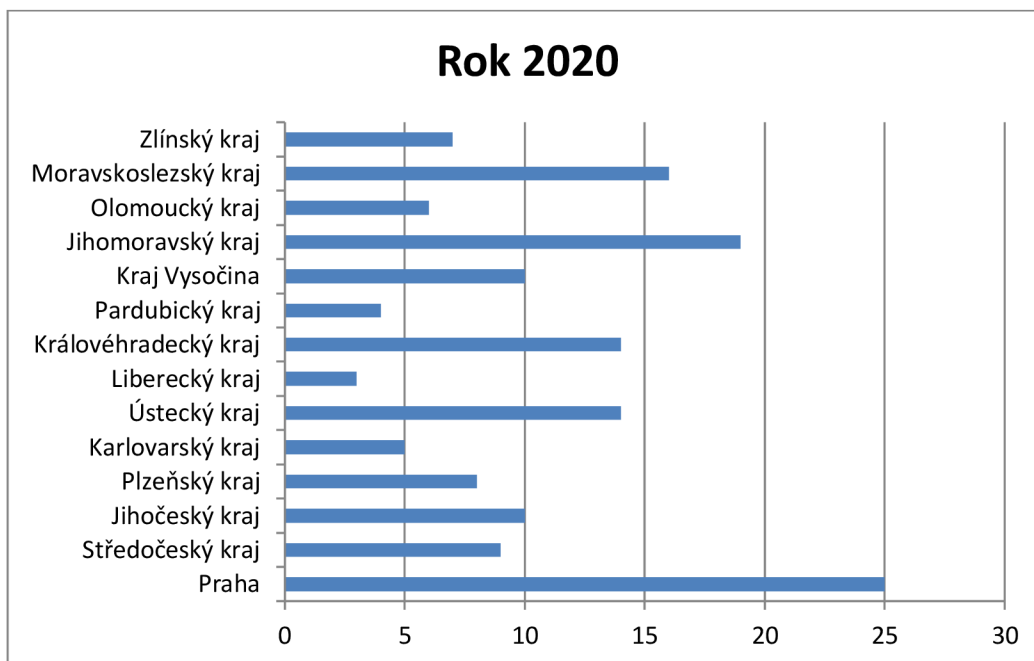
Obrázek 24 – rozložení počtu CT přístrojů za rok 2018 podle krajů ČR, zdroj: vlastní

Na tomto grafu (obr. 24) je znázorněno rozložení celkového počtu CT přístrojů za rok 2018 v závislosti na krajích České republiky. Nejvíce přístrojů se nacházelo v Praze, a to celkových 24. Jihomoravský kraj reprezentuje 17 CT přístrojů.



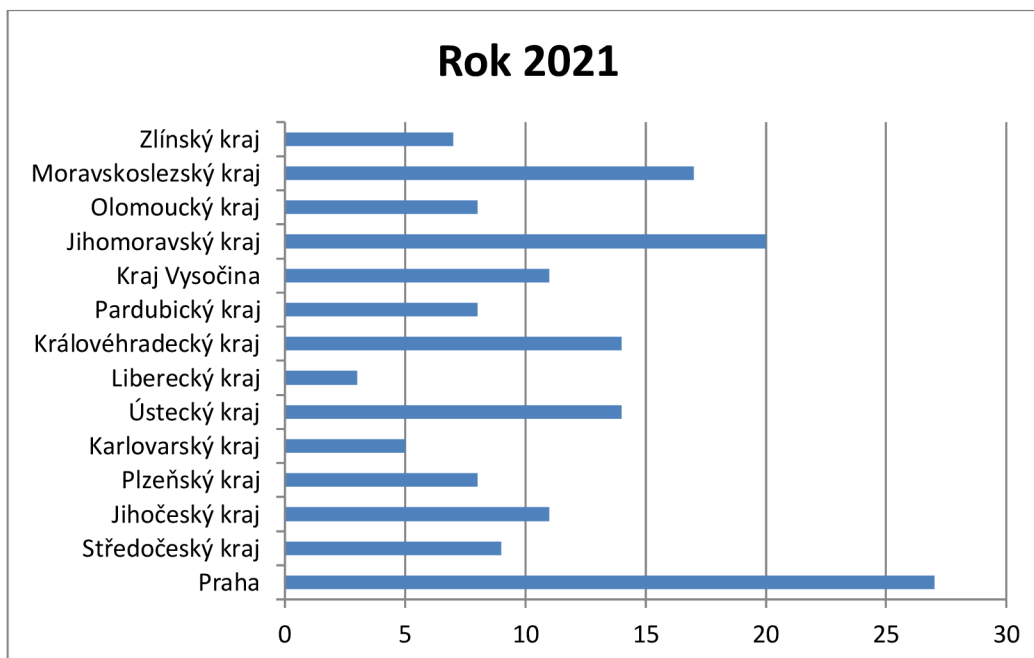
Obrázek 25 – rozložení počtu CT přístrojů za rok 2019 podle krajů ČR, zdroj: vlastní

Na grafu (obr. 25) vidíme počet CT přístrojů v roce 2019, kdy je rovněž nejvíce CT přístrojů v Praze. V tomto roce zaznamenáváme mírný nárůst u Ústeckého, Olomouckého, Moravskoslezského a Zlínského kraje.



Obrázek 26 – rozložení počtu CT přístrojů za rok 2020 podle krajů ČR, zdroj: vlastní

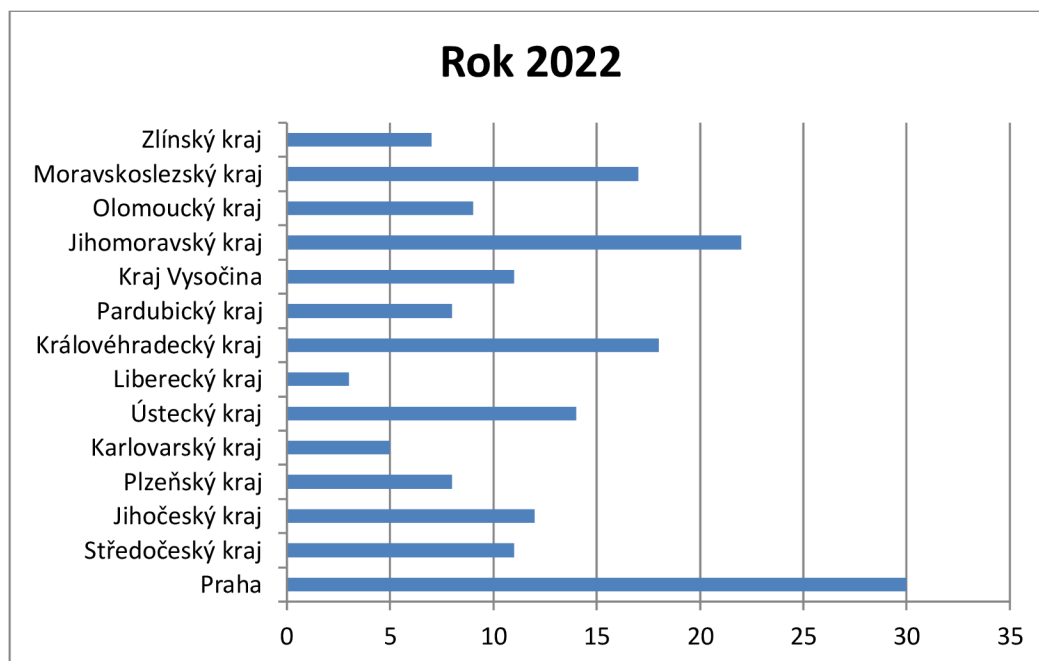
Graf (obr. 26) poukazuje na počet CT přístrojů v roce 2020. Hlavní město Praha je zde zastoupeno 25 CT přístroji. Nárůst se nově týká Královéhradeckého, Pardubického, Jihomoravského, Moravskoslezského kraje a Kraje Vysočina.



Obrázek 27 – rozložení počtu CT přístrojů za rok 2021 podle krajů ČR, zdroj: vlastní



Na grafu (obr. 27) je znázorněno rozložení počtu CT přístrojů za rok 2021. V tomto roce došlo k výraznému nárůstu v Pardubickém kraji, který má 8 přístrojů CT, což je o 4 více než v předchozím roce. Dva další přístroje přibyly v Olomouckém kraji. Hlavní město Praha si stále drží prvenství v počtu CT přístrojů.



Obrázek 28 – rozložení počtu CT přístrojů za rok 2022 podle krajů ČR, zdroj: vlastní

V roce 2022 přibyly v Královéhradeckém kraji čtyři CT přístroje. Změnu v počtu zaznamenaly i Jihočeský, Jihomoravský, Olomoucký, a také Středočeský kraj. V Plzeňském, Karlovarském a Libereckém kraji se počet přístrojů CT vůbec nezměnil (obr. 28).

## 6 Diskuse

Cílem mé bakalářské práce bylo zpracovat text, kde bude podrobně popsán vývoj výpočetní tomografie od úplných začátků až po moderní zobrazovací metody (PET/CT, SPECT/CT, CT angiografie).

Prvním cílem praktické části bylo zjistit informovanost studentů oboru Radiologická asistence o dané problematice. V rámci dotazníkového šetření jsem získal celkem 40 vyplněných dotazníků. Dotazník vyplnilo 11 studentů z Jihočeské univerzity, 5 studentů ze Západočeské univerzity, 3 studenti z Univerzity Karlovy, 5 studentů z Univerzity Palackého v Olomouci, 6 studentů z Ostravské univerzity a 10 studentů z Univerzity Pardubice. Z celkového počtu respondentů odeslalo dotazník 27 žen (68%) a 13 mužů (32%).

Pokud srovnáme výsledky všech šesti univerzit, nejvíce správných odpovědí měli studenti z Univerzity Pardubice. Dobré znalosti byly prokázány i u studentů z Ostravské univerzity a z Jihočeské univerzity. Z 18 otázek týkajících se výpočetní tomografie nebyla ani jedna zodpovězena od všech respondentů zcela správně. Špatné odpovědi však převažovaly pouze u otázek 2, 10 a 15. Domnívám se tedy, že je informovanost studentů o vývoji a přínosu výpočetní tomografie dostačující.

Nejvíce mě překvapily výsledky u otázky 11, kde jsem se respondentů ptal na základní princip výpočetní tomografie. Domníval jsem se, že zde nezaregistruji ani jednu špatnou odpověď. Na tuto triviální otázku však odpověděli 2 studenti (jeden z Jihočeské univerzity a jeden z Univerzity Karlovy) špatně. Správná byla možnost za b).

Naopak mě potěšily výsledky u otázky 8. Všichni studenti ze čtyř univerzit (konkrétně ze Západočeské univerzity, z Univerzity Palackého v Olomouci, z Ostravské univerzity a z Univerzity Pardubice) věděli, že hlavní princip spirálního CT spočívá v pohybu stolu s pacientem konstantní rychlostí skrz gantry při kontinuálním skenování. Podobných výsledků dosáhli studenti ze zmiňovaných univerzit i v případě otázek 11, 14 a 17.

V závěru dotazníkového šetření jsem po respondentech chtěl, aby zhodnotili své současné znalosti v oblasti výpočetní tomografie. Z celkového počtu respondentů uvedla většina (58%), že potřebují více informací. 40% dotázaných má dobré znalosti. Pouze jeden student (2%) je přesvědčen, že má velmi dobré znalosti o dané problematice. Myslím si, že by tato práce mohla studentům poskytnout podrobný popis této zobrazovací metody.

Druhým cílem praktické části bylo analyzovat vývoj CT přístrojů v České republice. Pro tyto účely byla získána data o počtu přístrojů CT prostřednictvím SÚJB. Jelikož se mi výzkumná otázka zdála příliš obecná, rozhodl jsem se pro větší upřesnění stanovit tři doplňující výzkumné otázky. Prvně jsem se zabýval změnami v celkovém počtu CT přístrojů v ČR za období od roku 2018 do roku 2022. Výzkumný vzorek zahrnoval přístroje, které byly uvedené do provozu nejen v daném rozmezí, ale i v předešlých letech. Tato skutečnost byla zmíněna již v předcházející kapitole. V období 2018-2022 došlo k mírnému nárůstu přístrojů CT. Roku 2019 bylo uvedeno do provozu 5 nových přístrojů. V roce 2020 přibylo 7 dalších přístrojů. Výsledný počet CT přístrojů za rok 2022 byl roven 175. Protože je v dnešní době výpočetní tomografie nosnou metodou diagnostické radiologie, nijak mě tedy nepřekvapilo, že počet CT přístrojů v jednotlivých letech narůstá.

Dále jsem zkoumal změny v rozložení CT přístrojů za období 2018-2022 podle fixace přístroje. Přístroje jsem rozdělil do dvou kategorií, a to stacionární a pojízdné. Z každého celkového počtu v jednotlivém roce byly právě tři přístroje CT pojízdné. Zbytek tvořily ty přístroje, které byly fixovány stacionárně. Počet pojízdných CT zůstal od roku 2018 neměnný. Nárůst se tedy týkal pouze stacionárně fixovaných CT přístrojů. Myslím si, že příčinou takového výrazného rozdílu je to, že pojízdná CT se potýkají s řadou nevýhod, jako je např. komplikovanější přeprava CT skeneru v rámci nemocnice.

V poslední řadě jsem se zabýval změnami v rozložení CT přístrojů za jednotlivé roky daného období podle krajů České republiky. V roce 2018 bylo nejvíce CT přístrojů v Praze, konkrétně 24. Toto prvenství si Hlavní město Praha drželo i v roce 2022 s celkovými 30 přístroji. V období 2018 až 2022 došlo k výraznému nárůstu těchto přístrojů především v Jihomoravském, Moravskoslezském, Královéhradeckém,

Olomouckém a Pardubickém kraji. V roce 2022 vzrostl počet CT přístrojů také v Jihočeském a Středočeském kraji. Pouze u tří krajů zůstal tento počet neměnný. Podle mého názoru není vyšetřování pomocí CT přístroje záležitostí pouze krajských nemocnic. V současnosti se tyto přístroje rozšířily ve většině krajů ČR i do nemocnic v okresních městech.

## 7 Závěr

V teoretické části byl podrobně popsán vývoj výpočetní tomografie od úplných začátků až po hybridní přístroje (PET/CT, SPECT/CT, CT angiografie). Cílem této části bakalářské práce bylo definovat technologie, které přispěly ke zdokonalení této zobrazovací metody. Také jsem se zabýval principem výpočetní tomografie, rekonstrukčními algoritmy, indikacemi a kontraindikacemi, přípravou před vyšetřením a samotným vyšetřovacím procesem.

Prvním cílem praktické části bylo zjistit informovanost studentů oboru Radiologický asistent o dané problematice. Data byla sesbírána metodou dotazníkového šetření a výsledky byly následně zpracovány ve formě tabulek a grafů. Z těchto výsledků se domnívám, že informovanost respondentů o výpočetní tomografii je dostačující, protože u většiny otázek převažovaly správné odpovědi.

Druhým cílem bylo analyzovat vývoj CT přístrojů v České republice. Pro větší upřesnění byly stanoveny tři doplňující výzkumné otázky. První otázka se týkala změn celkového počtu CT přístrojů v ČR v letech 2018 až 2022. Z výsledků vyplývalo, že dochází k mírnému nárůstu těchto přístrojů. Dále jsem se zabýval druhou otázkou týkající se změn v rozložení celkového počtu přístrojů CT za dané roky podle způsobu fixace samotného přístroje. Ze zpracovaných výsledků vycházelo, že zmiňovaný nárůst je patrný pouze u přístrojů fixovaných stacionárně, které měly u každého celkového počtu větší zastoupení. Počet pojízdných CT přístrojů byl minimální a za toto období se vůbec nezměnil. Třetí otázka se týkala změn v rozložení celkového počtu těchto přístrojů v daném období podle krajů ČR. Z výsledků jsem zjistil, že pouze u tří krajů zůstal počet přístrojů CT neměnný. Nejvýraznějších změn dosáhly Hlavní město Praha a Jihomoravský kraj. Data jsem získal prostřednictvím SÚJB.

Tato bakalářská práce by mohla sloužit jako studijní a výukový materiál pro studenty oboru Radiologický asistent. Přínosem by mohla být hlavně její teoretická část, díky které budou mít studenti ucelené vědomosti potřebné ke státním závěrečným zkouškám.

## 8 Seznam použitých zdrojů

- [1] AGRAWAL, Kanhaiyalal, Annah SKILLEN, Abdulredha ESMAIL a Sharjeel USMANI, ed., 2021. *PET/CT Imaging: Basics and Practice* [online]. Cham: Springer, 124 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 978-3-030-75476-1. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-030-75476-1
- [2] ANDRE, Florian, Philipp FORTNER, Matthias AURICH, et al., 2023. Human AI Teaming for Coronary CT Angiography Assessment: Impact on Imaging Workflow and Diagnostic Accuracy. *Diagnostics* [online]. **13**(23) [cit. 2024-04-04]. ISSN 2075-4418. Dostupné z: doi:10.3390/diagnostics13233574
- [3] 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* [online]. 2021-02-18, **193**(03), 252-261 [cit. 2024-04-05]. ISSN 1438-9029. Dostupné z: doi:10.1055/a-1248-2556
- [4] BIERSACK, Hans-Jürgen, Hojjat AHMADZADEHFAR a Ken HERRMANN, ed., 2021. *Clinical Applications of SPECT/CT* [online]. 2. issue. Cham: Springer, 320 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 978-3-030-65850-2. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-030-65850-2
- [5] BUZUG, Thorsten, 2008. *Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT* [online]. Berlin: Springer, 522 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 978-3-540-39408-2. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-540-39408-2
- [6] CELERÝNOVÁ, Markéta, 2014. *Výpočetní tomografie v diagnostice mozku*. Plzeň. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta zdravotnických studií.
- [7] DELL'AVERSANA, Serena, Raffaele ASCIONE, Raffaella Antonia VITALE, et al., 2023. CT Coronary Angiography: Technical Approach and Atherosclerotic Plaque Characterization. *Journal of Clinical Medicine* [online]. **12**(24) [cit. 2024-04-05]. ISSN 2077-0383. Dostupné z: doi:10.3390/jcm12247615
- [8] GONZALES, Shawneen, ed., 2021. *Interpretation Basics of Cone Beam Computed Tomography*. 2. issue. Hoboken: Wiley-Blackwell, 256 p. ISBN 978-1119685845.

- [9] HAVLÍČKOVÁ, Daniela, 2015. *Metodika - kompetence, kvalita, kvalifikace, (sebe)koncepce pro neformální vzdělávání*. České Budějovice: Národní institut pro další vzdělávání, 548 s. ISBN 978-80-87449-50-9.
- [10] HAYRE, Christopher a Shayne CHAU, ed, 2022. *Computed Tomography: A Primer for Radiographers* [online]. Boca Raton: CRC Press, 340 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 978-1-003-13255-4. Dostupné z: doi:10.1201/9781003132554
- [11] HEŘMAN, Miroslav, 2021. *Basics of Radiology*. Olomouc: Palacký University, 320 p. ISBN 978-80-244-5697-3.
- [12] HRABOVSKÝ, Martin, 2023. *Zobrazovací metody - Výpočetní tomografie* [online]. Olomouc. [cit. 2024-04-05]. Dostupné z: [https://theses.cz/id/t76zrr/Bakalarska\\_prace\\_-\\_Martin\\_Hrabovsky.pdf?zpet=%2Fvyhledavani%2F%3Fsearch%3Dv%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD%20tomografie%26start%3D2](https://theses.cz/id/t76zrr/Bakalarska_prace_-_Martin_Hrabovsky.pdf?zpet=%2Fvyhledavani%2F%3Fsearch%3Dv%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD%20tomografie%26start%3D2). Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd.
- [13] JOHNSON, Thorsten, Christian FINK, Stefan O. SCHÖNBERG a Maximilian F. REISER, ed., 2011. *Dual Energy CT in Clinical Practice* [online]. Berlin: Springer, 216 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 978-3-642-01740-7. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-642-01740-7
- [14] KAMBADAKONE, Avinash a Daniele MARIN, ed., 2023. *Dual Energy CT and Beyond: An Issue of Radiologic Clinics of North America* [online]. Philadelphia: Elsevier, 240 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 978-0-443-18211-2. Dostupné z: [https://www.google.cz/books/edition/Dual\\_Energy\\_CT\\_and\\_Beyond\\_An\\_Issue\\_of\\_Ra/OjznEAAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1](https://www.google.cz/books/edition/Dual_Energy_CT_and_Beyond_An_Issue_of_Ra/OjznEAAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1)
- [15] KIM, Chun a Katherine ZUKOTYNSKI, ed., 2017. *SPECT and SPECT/CT: A Clinical Guide* [online]. New York: Thieme, 218 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 978-1-62623-339-3. Dostupné z: [https://www.google.cz/books/edition/SPECT\\_and\\_SPECT\\_CT/XPXgEAAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1](https://www.google.cz/books/edition/SPECT_and_SPECT_CT/XPXgEAAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1)

- [16] KONVALINKOVÁ, Petra, 2020 *Časový průběh péče o pacienta na úseku výpočetní tomografie* [online]. Brno. [cit. 2024-04-05]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/th/u5vpj/Casovy\\_prubeh\\_pece\\_o\\_pacienta\\_na\\_useku\\_vypocetni\\_tomografie.pdf](https://is.muni.cz/th/u5vpj/Casovy_prubeh_pece_o_pacienta_na_useku_vypocetni_tomografie.pdf). Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.
- [17] LIN, Eugene C. a Abass ALAVI, ed., 2019. *PET and PET/CT: A Clinical Guide* [online]. 3. issue. New York: Thieme, 410 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 978-1-62623-135-1. Dostupné z: [https://www.google.cz/books/edition/PET\\_and\\_PET\\_CT/pQKEDwAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1](https://www.google.cz/books/edition/PET_and_PET_CT/pQKEDwAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1)
- [18] MALÍKOVÁ, Hana, 2022. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. 2. aktualizované vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-5190-3.
- [19] MAMOURIAN, Alexander C., ed., 2013. *CT Imaging: Practical Physics, Artifacts, and Pitfalls* [online]. New York: Oxford University Press, 256 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 9780199987993. Dostupné z: [https://www.google.cz/books/edition/CT\\_Imaging/yFxpAgAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1](https://www.google.cz/books/edition/CT_Imaging/yFxpAgAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1)
- [20] NOVÁK, Matěj, Lukáš LAMBERT a Andrea BURGETOVÁ, 2022. Doporučení pro intravaskulární podání kontrastních látek dle Evropské společnosti pro urogenitální radiologii. *Česká radiologie* [online]. **76**(4), 218-221 [cit. 2024-04-05]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_2204\\_218\\_221.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_2204_218_221.pdf)
- [21] PROKOP, Mathias a Michael GALANSKI, ed., 2011. *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body* [online]. New York: Thieme, 1104 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 9783132578579. Dostupné z: [https://www.google.cz/books/edition/\\_/dPXgEAAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1](https://www.google.cz/books/edition/_/dPXgEAAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1)
- [22] PRŮŠOVÁ, Michaela, 2019. *Radiační ochrana při vyšetření výpočetní tomografií*. Pardubice. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice, Fakulta zdravotnických studií.
- [23] REISER, Maximilian F., Christoph R. BECKER, Konstantin NIKOLAOU a Gary GLAZER, ed., 2008. *Multislice CT* [online]. 3. issue. Berlin: Springer, 628 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 978-3-540-33125-4. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-540-33125-4



- [24] ŘEZNÍČKOVÁ, Tereza, 2023. *Výpočetní tomografie a magnetická rezonance při diagnostice poranění krční páteře* [online]. Olomouc. [cit. 2024-04-05]. Dostupné z: [https://theses.cz/id/jiz8a2/diplomka\\_2\\_1.pdf](https://theses.cz/id/jiz8a2/diplomka_2_1.pdf). Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd.
- [25] SEERAM, Euclid, 2022. *Computed Tomography: Physical Principles, Patient Care, Clinical Applications, and Quality Control* [online]. 5. issue. Maryland Heights: Elsevier, 536 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 9780443107009. Dostupné z: [https://www.google.cz/books/edition/Computed\\_Tomography\\_E\\_Book/faZ1EAAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1](https://www.google.cz/books/edition/Computed_Tomography_E_Book/faZ1EAAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1)
- [26] SEIDL, Zdeněk, 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.
- [27] SHAW, Chris C., ed., 2014. *Cone Beam Computed Tomography*. Boca Raton: CRC Press, 273 p. ISBN 978-0367576189.
- [28] SCHMIDT, Bernhard a Thomas FLOHR, 2020. Principles and Applications of Dual Source CT. *Physica Medica* [online]. **79**, 36-46 [cit. 2024-04-05]. ISSN 11201797. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejmp.2020.10.014
- [29] SURI, Jasjit S. a Luca SABA, ed., 2013. *Multi-Detector CT Imaging: Principles, Head, Neck, and Vascular Systems* [online]. Boca Raton: CRC Press, 583 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 978-1-4398-9384-5. Dostupné z: [https://www.google.cz/books/edition/Multi\\_Detector\\_CT\\_Imaging/QmLNBQAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1](https://www.google.cz/books/edition/Multi_Detector_CT_Imaging/QmLNBQAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1)
- [30] TAGUCHI, Katsuyuki, Ira BLEVIS a Krzysztof INIEWSKI, ed., 2020. *Spectral, Photon Counting Computed Tomography: Technology and Applications* [online]. Boca Raton: CRC Press, 440 p. [cit. 2024-04-05]. ISBN 978-0-429-48611-1. Dostupné z: [https://www.google.cz/books/edition/Spectral\\_Photon\\_Counting\\_Computed\\_Tomogr/xATuDwAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1](https://www.google.cz/books/edition/Spectral_Photon_Counting_Computed_Tomogr/xATuDwAAQBAJ?hl=cs&gbpv=1)
- [31] WILLEMINK, Martin J. a Peter B. NOËL, 2019. The Evolution of Image Reconstruction for CT - From Filtered Back Projection to Artificial Intelligence. *European Radiology* [online]. **29**(5), 2185-2195 [cit. 2024-04-05]. ISSN 0938-7994. Dostupné z: doi:10.1007/s00330-018-5810-7

[32] ZIEGELHEIM, Igor, 2023. *CT angiografie dolních končetin* [online]. Olomouc. [cit. 2024-04-05]. Dostupné z: [https://theses.cz/id/scohjg/diplomova\\_prace\\_final.pdf](https://theses.cz/id/scohjg/diplomova_prace_final.pdf). Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd.

## **9 Seznam příloh**

### **A. Dotazník**

## Dotazník

Pohlaví:

- a) Muž
- b) Žena

Na jaké vysoké škole studujete?

- a) Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
- b) Západočeská univerzita v Plzni
- c) Univerzita Karlova
- d) Univerzita Palackého v Olomouci
- e) Ostravská univerzita
- f) Univerzita Pardubice

Kdo je považován za vynálezce prvního tomografického přístroje?

- a) Allan McLeod Cormack
- b) Godfrey Newbold Hounsfield
- c) Wilhelm Conrad Röntgen

Jaký byl rok prvního uvedení výpočetní tomografie do klinické praxe?

- a) V roce 1963.
- b) V roce 1968.
- c) V roce 1971.

Kdy byla pánům Hounsfieldovi a Cormackovi udělena Nobelova cena za fyziologii a lékařství?

- a) V roce 1971.
- b) V roce 1979.
- c) V roce 1980.

Jak se nazývá způsob skenování u CT přístrojů první generace?

- a) Rectilinear pencil beam scanning (přímočaré skenování tužkovým svazkem)
- b) Rectilinear multiple pencil beam scanning (přímočaré vícenásobné skenování tužkovým svazkem)
- c) Continuously rotating fan beam scanning (kontinuálně rotující skenování vějířovým svazkem)

CT přístroje druhé generace:

- a) Byly založeny na geometrii paralelního svazku.
- b) Byly vybavené větším počtem detektorů (lineární pole asi 30 detektorů).
- c) Shromažďují data během několika sekund.

Která generace CT přístrojů se používá dodnes?

- a) První generace
- b) Třetí generace
- c) Čtvrtá generace

Co charakterizuje Electron beam CT (EBCT)?

- a) Je to rychlá a neinvazivní technika, která používá elektronový paprsek.
- b) Má omezenou rychlost snímání.
- c) EBCT přístroje jsou vybavené rentgenkou (stejně jako konvenční CT).

Jaký je hlavní princip spirálního CT?

- a) Pohyb stolu s pacientem konstantní rychlostí skrz gantry při kontinuálním skenování.
- b) Použití laserového paprsku.
- c) Snímání kuželovitým svazkem.

Kolik řad detektorů má dnešní multislice CT?

- a) Méně než 16
- b) 16
- c) 64 a více

V jakém lékařském odvětví se používá cone beam CT (CBCT)?

- a) Kardiologie
- b) Stomatologie
- c) Onkologie

Co je základním principem výpočetní tomografie?

- a) Interakce protonů s magnetickým polem
- b) Detekce rentgenového záření, které prošlo vyšetřovaným objektem
- c) Registrace ultrazvuku odraženého od tkání

Jakého celkového rozsahu denzit může absorpční koeficient nabývat?

- a) -15 až 135 HU
- b) -1024 až 300 HU
- c) -1024 až 3072 HU

Jakým hodnotám odpovídá denzita kostní struktury?

- a) 37 až 45 HU
- b) 40 až 80 HU
- c) 100 až 1000 HU

Jakým způsobem CT skener zpracovává získaná data pro vytvoření obrazu?

- a) Konverzní matematické rovnice
- b) Záznam na fotografický film
- c) Výpočetní algoritmy a počítačová rekonstrukce

U kterého typu rekonstrukce obrazu jsou hrubá data rekonstruována rychleji?

- a) Iterativní rekonstrukce (IR)
- b) Filtrovaná zpětná projekce (FBP)
- c) Deep learning reconstruction (DLR)

Který rekonstrukční algoritmus pracuje na principu zobrazování pixelů s vyšší intenzitou?

- a) Maximum intensity projection (MIP)
- b) Minimum intensity projection (MinIP)
- c) Volume rendering technique (VRT)

Jak se liší dual energy CT od konvenčního CT skenování?

- a) Je to technika umožňující výrazně vyšší rychlost skenování.
- b) Technologie, která využívá dvě rentgenky pracující při různém anodovém napětí s možností snímání dvojí energií.
- c) Používá se k hodnocení dynamických procesů.

Hybridní přístroje PET/CT:

- a) Hloubka společného gantry je menší než u samotného CT.
- b) Využívají cone beam CT.
- c) Společné zobrazení PET a CT snímků je spíše překryvný proces než vytváření nového typu obrázku.

Jak hodnotíte svoje současné znalosti v oblasti výpočetní tomografie?

- a) Velmi dobře
- b) Dobře
- c) Potřebuji více informací

## 10 Seznam zkratek

CT – Computed Tomography

EBCT – Electron Beam Computed Tomography

EKG – Elektrokardiografie

MDCT – Multidetector Computed Tomography

CBCT – Cone Beam Computed Tomography

SID – Source-to-imager Distance

CTA – Computed Tomography Angiography

MRI – Magnetic Resonance Imaging

cm – centimetr

mm – milimetr

kVp – kilovolt

DAS – Digitální akviziční systém

ADC – Analogově-digitální převodník

2D – dvojrozměrné zobrazení

3D – trojrozměrné zobrazení

HU – Hounsfield Units

FBP – Filtered Back Projection

IR – Iterativní rekonstrukce

DLR – Deep Learning Reconstruction

MPR – Multiplanární rekonstrukce

MIP – Maximum Intensity Projection



MinIP – Minimum Intensity Projection

SSD – Shaded Surface Display

VE – Virtuální endoskopie

VRT – Volume Rendering Technique

HRCT – High Resolution Computed Tomography

mSv – milisievert

DXA – Dvouenergetická rentgenová absorpciometrie

UZ – Ultrazvuk

MR – Magnetická rezonance

RTG – Rentgenové záření

p.o. – perorální aplikace

i.v. – intravenózní aplikace

PACS – Picture Archiving and Communication System

DECT – Dual Energy Computed Tomography

DSCT – Dual Source Computed Tomography

kV – kilovolt

PET – Positron Emission Tomography

SPECT – Single-Photon Emission Computed Tomography

in vivo – v živém organismu

PVE – Partial Volume Effect

kBq – kiloBecquerel

SUV – Standardizované hodnoty příjmu

DSA – Digitální subtrakční angiografie

CCTA – Coronary Computed Tomography Angiography

ČR – Česká republika

SÚJB – Státní ústav pro jadernou bezpečnost

MS Excel – Microsoft Excel

Ing. – inženýr

Ph.D. – doktor

MBA – Master of Business Administration