



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 2023

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 použitých informačních zdrojů.

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

.....

podpis

Poděkování

Rád bych poděkoval panu primáři Lhotákovi za cenné rady a připomínky ke zpracování mé bakalářské práce, dále děkuji Ing. Evě Zemanové za poskytnutí materiálů potřebných k výzkumu.

Vývoj počítačové tomografie jako jedné ze zobrazovacích metod

Abstrakt

Tato práce vychází z teoretické části a vlastního výzkumu. Teoretická část je rozdělena na kapitoly zabývající se vývojem výpočetní tomografie od úplných počátků až po hybridní zobrazovací metody (PET/CT, SPECT/CT). Cílem práce bylo zjistit informovanost studentů oboru Radiologický asistent o historii CT, a také analyzovat vývoj instalací CT přístrojů na pracovištích v České republice. První část tohoto výzkumu byla zpracována formou dotazníkového šetření. Metodou statistického šetření byla vyhodnocena analýza dat o počtu CT. Bakalářská práce může taktéž sloužit jako studijní materiál pro obory se specializací ve zdravotnictví.

Klíčová slova

Výpočetní tomografie; gantry; helikální skenování; Hounsfieldova stupnice

Progression of the computed tomography as one of the imaging methods

Abstract

This thesis consists of the theoretical part and own research. Theoretical part is divided into chapters which deal with progression of the computed tomography, from the beginning after hybrid paging methods (PET/CT, SPECT/CT). The aim of the thesis is to determine the awareness of radiology assistant students about history of CT and also analysis of CT device installation development at workplaces in the Czech republic. The first part of this study has been processed in the form of a questionnaire. Based on the statistical investigation method the analysis of the CT count data was evaluated. The thesis may be used as a study material for disciplines with a specialization in healthcare.

Keywords

Computed tomography; gantry; helical imaging; Hounsfield scale

Obsah

1	Úvod.....	8
2	Teoretická část	9
2.1	Počátky vzniku CT.....	9
2.2	Generace CT přístrojů.....	10
2.2.1	První generace.....	10
2.2.2	Druhá generace	10
2.2.3	Třetí generace	10
2.2.4	Čtvrtá generace	11
2.3	Electron-Beam CT	12
2.4	Spirální (helikální) CT	13
2.5	Multislice CT	14
2.6	Princip výpočetní tomografie.....	16
2.7	Součásti CT přístroje.....	18
2.7.1	Zdroj záření.....	18
2.7.2	Detektory záření.....	19
2.7.3	Gantry, vyšetřovací stůl	21
2.7.4	Řídící a zobrazovací počítače, digitálně analogový převodník	21
2.7.5	Ovládací pult, záznamová zařízení	21
2.8	Zpracování a rekonstrukce CT obrazu	22
2.9	Indikace a kontraindikace CT vyšetření.....	24
2.9.1	Indikace.....	24
2.9.2	Kontraindikace.....	25
2.10	Příprava před vyšetřením.....	25
2.11	Průběh CT vyšetření	26
2.12	Rizika spojená s vyšetřením	26
2.13	Současnost	27

2.13.1	Dual energy CT (DECT).....	27
2.13.2	Hybridní zobrazovací metody.....	28
3	Cíle práce a výzkumné otázky	31
3.1	Cíle práce	31
3.2	Výzkumné otázky.....	31
4	Metodika	32
4.1	Metodický postup.....	32
4.2	Charakteristika zkoumaného souboru	32
5	Vlastní výzkum	33
5.1	Dotazníkové šetření.....	33
5.2	Statistické šetření	44
5.2.1	Formulace statistického šetření.....	44
5.2.2	Škálování	44
5.2.3	Měření v deskriptivní statistice.....	45
5.2.4	Elementární statistické zpracování	47
5.2.5	Neparametrické testování	47
5.2.6	Teorie odhadů	49
5.2.7	Parametrické testování	51
6	Diskuse.....	52
7	Závěr	54
8	Seznam použitých informačních zdrojů	55
9	Seznam zkratk	58

1 Úvod

Výpočetní tomografie (CT) se od doby svého vzniku posunula dopředu, a to díky pokrokům v technologii. V současné době je CT nosnou metodou diagnostické radiologie. V praxi je tato metoda nepostradatelná a pomocí ní dokážou lékaři rozpoznat jednotlivé nádory a jejich metastázy. Dnes jsou také dostupné tzv. hybridní přístroje, které jsou kombinací CT a jiné zobrazovací metody, jako je například PET/CT.

Vývoj a celkový přínos výpočetní tomografie mě vážně zajímá. Na praxích jsem se dozvěděl spoustu informací o tom, jak výpočetní tomografie funguje, a jak se vyšetřují jednotlivé orgánové soustavy. Rozhodl jsem se proto, že bych mohl zjistit informovanost studentů o této technologii, a také zanalyzovat samotný vývoj instalací CT přístrojů na pracovištích v České republice.

2 Teoretická část

2.1 Počátky vzniku CT

Základní vliv na vynález výpočetní tomografie měl německý fyzik Wilhelm Conrad Rontgen. V roce 1895 totiž objevil záření pojmenované jako „paprsky X“. Pomocí tohoto záření se dodnes zhotovují RTG snímky. [8] Avšak u klasického rentgenu se jednotlivé orgány překrývají. Není tedy možné jednoznačně určit, kudy přesně rentgenový paprsek prošel. A lékaři také nejsou schopni vytvořit pomocí rentgenu skutečný řez těla. [22]

Roku 1963 vypracoval americký fyzik Allan Cormack z mnoha sumačních snímků teorii rekonstrukce tomografického řezu. [9] Vynálezcem prvního tomografického přístroje je sir Godfrey Newbold Hounsfield. [12] Prototypy začaly vznikat již v polovině 60. let 20. století. [22] Dne 1. října 1971 v Nemocnici Atkinsona Morleye provedl první klinické vyšetření člověka pomocí výpočetní tomografie, k němuž byla vybrána žena s podezřením na tumor čelního laloku. Vyšetření zřetelně ukázalo cystu a u následující desítky pacientů tato metoda spolehlivě odhalila choroby mozku v různých formách. Za vývoj výpočetní tomografie byla v roce 1979 siru Hounsfieldovi a panu Cormackovi udělena Nobelova cena za fyziologii nebo medicínu. [12]



Obrázek 1. sir Godfrey N. Hounsfield [25]

2.2 Generace CT přístrojů

2.2.1 První generace

Tyto přístroje byly vybavené jedním detektorem a pracovaly na principu rotačně-translačního pohybu. Kolem pacienta se v půlkruhu pohybovaly rentgenky i detektor, se zastavením pohybu po otočení o 10 až 15 stupňů. Rentgenka i čidlo se po zastavení rotačního pohybu lineárně posunuly napříč nad celým vyšetřovaným objemem v úrovni zobrazované vrstvy (translace). Expoziční doby byly ale několikaminutové, využití záření neekonomické. A byla zde i vysoká zátěž zářením pro pacienta. Přístroje první generace provedly k získání údajů pro jeden tomogram cca 25 000 primárních měření během šesti minut. [7]

2.2.2 Druhá generace

Svazek rentgenového záření měl u druhé generace CT vějířovitý tvar a detekční systém ionizujícího záření měl řadu čidel (3 až 50). Na jednu translaci bylo zapotřebí méně jednotlivých expozic, a tím se zkracovala doba expozice pro jednu vrstvu. Tato generace také představila systém translačně rotační. Na konci každého posunu dopadal RTG paprsek na referenční čidlo, které se nacházelo mimo vyšetřovaný objekt. To umožňovalo průběžnou úpravu a kalibraci získaných hodnot absorpce RTG záření. Systémy druhé generace CT přístrojů umožnily již celotělové vyšetření. Expozice trvaly řádově několik desítek sekund. Získaný obraz částečně znehodnotily pohybové artefakty způsobené dýcháním, peristaltikou a srdeční činností. [1]

2.2.3 Třetí generace

Systémy této generace se nazývají rotačně rotační. To znamená, že se během expozice kolem vyšetřovaného objektu pohybuje v kruhové dráze rentgenka i proti ní uložený systém čidel. Čidel je podstatně více (250 až 1000) a jsou uložena vějířovitě proti rentgence tak, aby pokryla celé vyšetřovací pole. Tím je možné zachytit z každé polohy systému rentgenka-detektory celou vyšetřovanou oblast. Nutnost translačního pohybu odpadá a celé vyšetření se podstatně zrychluje. Doba expozice je 1,3 až 10 sekund.

Třetí generace CT poskytuje již velmi dobrý obraz a je také nejvíce používána. Umožňuje zhotovení sumačního obrazu v předozadní nebo boční projekci (tzv. topogram).

Při zhotovování topogramu se rentgenka a čidla neotáčejí. Zůstávají ale zablokovány v jedné poloze, zatímco nemocní vjíždí během expozice automaticky do vyšetřovacího tunelu. Zařízení změří vždy po 1 nebo 2 mm posunu jeden absorpční profil a počítač rekonstruuje z každého profilu jeden řádek přehledného obrazu, již zmíněný topogram, podle kterého se může zvolit nejvhodnější poloha příčné vrstvy. Topogram se po skončení vyšetření vyvolá znovu s vyznačenými rovinami jednotlivých vrstev z paměti počítače. Tím získáme daleko přesnější prostorovou orientaci než z prostého vyšetření bez topogramu. Topogram zvýrazňuje kontury orgánů a tkání lépe než normální rentgenový snímek. U polytraumat umožňuje provádět orientaci bez nutnosti dalších diagnostických výkonů, které jsou někdy neúnosné nebo neproveditelné. [1]

2.2.4 Čtvrtá generace

Tato generace CT je rotačně stacionární a dokáže provést až miliony měření v čase 1 až 3 sekundy. Rentgenka během expozice rotuje o 360 stupňů. Přitom je svazek záření velmi úzce vycloněný. Pevná čidla jsou v počtu kolem tisíce rovnoběžně umístěna po celém obvodu gantry. Jakmile se proti nim ocitá rentgenka, jsou čidla postupně ozařována. Detektor je stále ještě zatěžován oslabujícím se okrajovým, zešikmeným paprskem v případě, kdy již nemíří svazek záření izocentricky proti tomuto detektoru. To zkresluje samotný výsledek a je zapotřebí nutné korekce. Velký počet detektorů na obvodu gantry nutně neznamená větší hustotu čidel k registraci a porovnání s CT přístrojem třetí generace a jeho omezenou maticí. CT přístroje čtvrté generace se však v praxi příliš moc nerozšířily. [7]

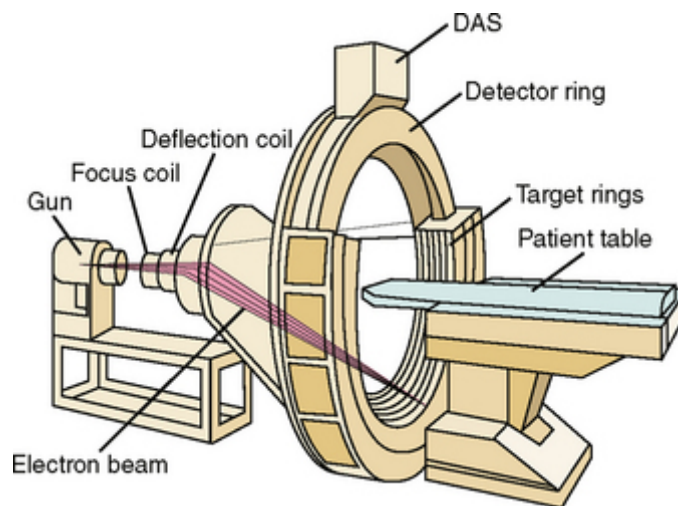
V současné době není přiřazení CT přístroje k určité generaci hlavním kritériem jeho technické kvality a výkonnosti. Dnes pracuje většina přístrojů na rotačně rotačním principu třetí generace. Hlavními technickými kritérii výkonnosti přístrojů jsou kromě tepelné odolnosti rentgenky, citlivosti detektorů, výkonnosti počítače a širě nabídky softwarových programů také dva naprosto zásadní aspekty, konkrétně schopnost kontinuální rotace bloku rentgenky a detektorů a rychlost této rotace. [7]

2.3 *Electron-Beam CT*

Electron-Beam CT (EBCT) je rychlá a neinvazivní technika pro hodnocení dynamických procesů. EBCT se též nazývá ultrafast CT. Tato technika využívá stacionární emitorelektronů, který kolem pacienta neobíhá. Tento emitorelektronů je velký a částečně obklopuje zobrazované pole. Ohnisko elektronového paprsku není vedeno mechanicky, jako u konvenčního CT. Je vedeno elektronicky podél wolframového terče, aby vyzářovalo RTG záření z různých úhlů. Technika EBCT umožňuje skenování v čase téměř 0,03 sekundy a následně eliminuje pohybové artefakty, které souvisí se srdeční kontrakcí. [21]

Oproti konvenčnímu CT má několik výhod. Hlavní výhodou spočívá v rychlé akvizici, která má za následek menší potřebu sedace centrálního nervového systému. Zobrazení pohybujících se struktur je tedy méně rozmazané. Expozice záření se snižuje, protože EBCT generuje rentgenové záření s elektronovým paprskem. [21]

Electron-Beam CT nebude však zatím pravděpodobně používáno jako standardní screeningová metoda kvůli velmi nákladnému skenování a nutné aplikaci kontrastní látky pacientovi. [21]



Obrázek 2. Electron-beam CT [26]

2.4 Spirální (helikální) CT

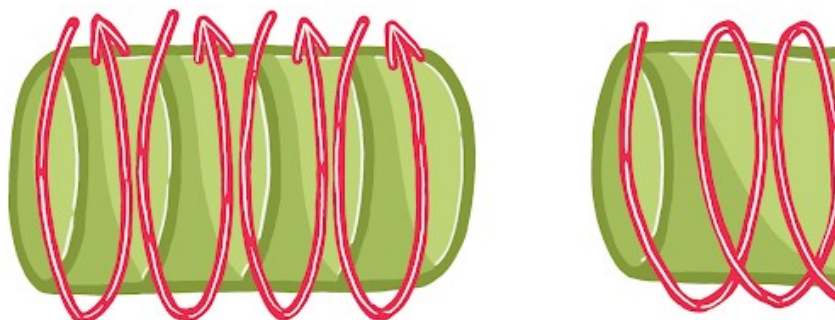
Při uvedení helikálního skenování u výpočetní tomografie do praxe muselo být překonáno několik překážek, které byly spojené s axiálním skenováním. Zavedení tzv. slip ring technologie bylo tedy základním a velmi podstatným krokem. Tato technologie umožnila kontinuální rotaci gantry bez nutnosti opačné rotace. Před zavedením slip ring technologie se gantry s rentgenkou otočila v jednom směru o 360 stupňů. Při rotaci vykonala expozici, poté se zastavila, popojel stůl s pacientem a poté se gantry otočila o 360 stupňů v opačném směru a opět u toho provedla expozici. Toto chování gantry bylo dáno skutečností, že by při více rotacích najednou došlo k zamotání elektrických kabelů v gantry. Právě slip ring technologie vyřešila problém s kabely, umožňuje kontinuální rotaci gantry. Jedná se o elektromagnetickou technologii umožňující přenos energie ze stacionárních struktur na rotující struktury (stacionární kartáče tlačící na rotující kruhové vodiče). Před zavedením slip ring technologie byla doba rotace pro jeden axiální řez mezi 2 až 5 sekundami. Po zavedení této technologie je doba trvání jedné rotace 1 s a méně. Slip ring technologie taktéž vedla ke zkrácení doby mezi skeny (u starších CT skenerů byla tato doba 3 až 15 sekund). [23]

Efektivnější chlazení rentgenky bylo dalším pokrokem při zavádění helikálního skenování. Sken celého zvoleného objemu může při helikálním skenování trvat až 60 sekund, popřípadě i více. Je potřeba mít po celou tuto dobu konstantní výstup z rentgenky. Není zde žádná pauza pro chlazení rentgenky, protože celý sken běží najednou. V průběhu expozice to vyžaduje lepší chlazení, aby rentgenka zvládla takové zatížení a zároveň tím nedošlo k poškození anody. I nadále je chlazení rentgenky velkou kapitolou a limituje použití expozičních parametrů, konkrétně použité elektrické množství (mAs) při skenování. [23]

Při zavádění helikálního skenování bylo potřeba zvýšit výstup rentgenky (tj. množství fotonů, které rentgenka produkuje), a proto se začaly používat výkonnější generátory. Avšak výsledné použité elektrické množství (mAs) je i nadále limitováno právě chlazením rentgenky. [23]

Citlivější (účinnější) detektory začaly být používány až s helikálním skenováním, díky nimž mohlo být použito nižší množství mAs, a tím došlo ke snížení dávek pacientům. Nesprávnou interpretací této skutečnosti je, že pacient dostane při helikálním skenování nižší dávku. To samozřejmě není pravda, protože při axiálním skenování vede použití citlivějších detektorů k dávkám pacientům srovnatelným s dávkami při helikálním skenování. Obecně tedy platí, že ke snížení dávek pacientům vedou citlivější detektory. [23]

Zlepšení pohybu stolu s pacientem, který se stal více plynulým, bylo dalším důležitým krokem. Dříve používaný trhaný (cukavý) pohyb stolu vedl k artefaktům, ty byly však redukovány zlepšením plynulosti pohybu stolu s pacientem. [23]



Obrázek 3. Rozdíl mezi konvenčním a spirálním CT [27]

2.5 Multislice CT

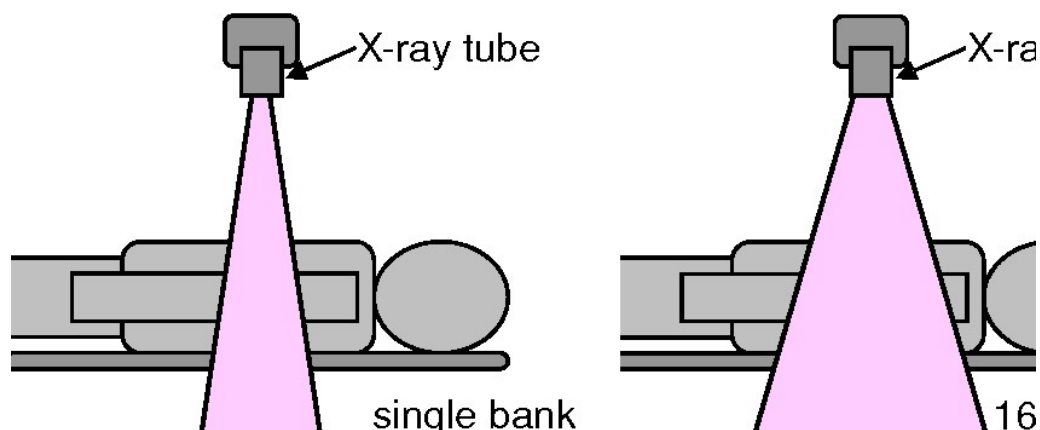
Ke konstrukci multislice CT a k vícevrstvé akvizici vedlo další zvyšování požadavků na co nejefektivnější sběr obrazových dat. Cílem bylo v co nejkratším čase sejmout co největší objem. Mozaikový charakter matice detektorů pevné fáze nahradil původní prosté znásobení jedné řady detektorů na řady dvě z roku 1992. Od roku 1998 byly komerčně dostupné 2, 4, 6 a 8-mi vrstvé systémy, v roce 2002 pak 16-ti vrstvé a od roku 2003 máme možnost pracovat s 64 vrstevnými CT. [4]

Technologie multislice CT způsobila svým nástupem do klinické praxe revoluci v CT diagnostice. Oproti singleslice spirálním CT umožňuje výrazně vyšší rychlost skenování, která přináší jednak větší průchodnost pacientů, ale také možnost vyšetřovat rychle se pohybující orgány (např. srdce). Díky zvýšené rychlosti rotace rentgenky a většímu množství najednou pořizovaných řezů je umožněn nárůst rychlosti skenování s MSCT.

Multislice technologie umožňuje běžně provádět tzv. izotropní zobrazování, a to díky pořízení většího množství tenkých řezů v krátkém čase. [6]

Rychlé přijetí této převratné technologie svědčí o jejích výhodách oproti SSCT. Multislice CT umožňuje skenovat velké anatomické rozsahy a současně vytvářet tenké i tlusté řezy. Silné řezy jsou obecně preferovány pro primární interpretaci v důsledku jejich nižšího obrazového šumu, a proto je jejich dostupnost důležitá. Získávání tenkých řezů je důležité ze dvou důvodů. Jednak redukují nebo eliminují efekt částečného objemu, a jednak umožňují výrobu vysoce kvalitních mimoosových (sagitálních, koronárních nebo šikmých) nebo 3-rozměrných rekonstrukcí, často s ekvivalentem prostorového rozlišení v rovině řezu. Ačkoli SSCT mohlo tenké řezy v zásadě získávat, celkové doby skenování a následné zahřívání rentgenky bránilo praktickému skenování tenkých řezů s tloušťkami menšími než 2,5 až 3 mm (s výjimkou velmi omezených anatomických rozsahů). [24]

Technologie multislice CT však nepřináší pouze výhody. Projevují se zde typické artefakty, které jsou způsobené nejen větším množstvím najednou snímaných řezů ale také axiální šířkou svazku. Ten již není tenkým vějířem (jako u SSCT), ale stává se spíše kuželovitým svazkem. Další nevýhodou je často vyšší radiační zátěž pacienta, která je způsobena nutností pořídit několik řezů před a za skenovaným objemem těla kvůli správně zrekonstruovanému obrazu. [6]



Obrázek 4. Rozdíl mezi Singleslice CT a Multislice CT [28]

2.6 Princip výpočetní tomografie

Od roku 1973 je výpočetní tomografie (CT) první praktickou metodou umožňující digitální zpracování rentgenového obrazu. Tato metoda je skutečným tomografickým postupem, protože zobrazuje ostře pouze zvolenou vrstvu v hloubce těla. Dosahuje to klasickým způsobem koordinovaného pohybu dvou ze tří prvků systému kolem nehybného třetího. [3]

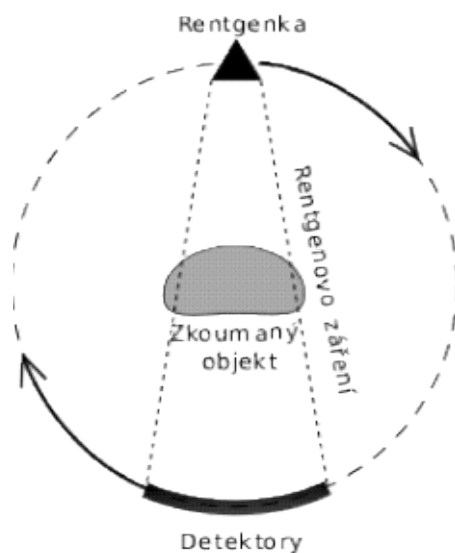
Název tomografie pochází z řeckého slova *tomeo*, v překladu řezat. Při klasické tomografii se pořizují vrstevné snímky, tzv. tomogramy. Na jejich tvorbě se podílí rentgenka, kazeta s filmem a pacient. Během expozice vykonávají rentgenka a kazeta s filmem sdružený protichůdný pohyb kolem osy otáčení ležící v zobrazované vrstvě. Šířku (tloušťku vrstvy) určuje u klasické analogové tomografie délka dráhy pohybu rentgenky při expozici. Čím je dráha delší, tím je vrstva tenčí. U jednoduchých tomografů se rentgenka pohybuje po přímce a šířku vrstvy určuje úhel kyvu. U speciálních tomografů rentgenka vykonává složitější pohyb, tedy kruh, elipsu nebo hypocykloid či spirálu. Při malém nebo velké úhlu sklonu rentgenky se tento pohyb může díť. Dráha rentgenky bude větší při sklonu rentgenky 40 stupňů než při sklonu 20 stupňů, bude-li se například rentgenka pohybovat po hypocykloidu. Tzv. „rozmazávání“ všech bodů, které jsou mimo zvolenou vrstvu, souvisí taktéž s dráhou rentgenky při expozici. Body se zobrazí mimo vyšetřovanou vrstvu na různých místech filmu („rozmažou se“). Body se promítají z roviny proložené osou otáčení do stále stejného místa pohybujícího se filmu.

Čím je dráha pohybu rentgenky složitější a čím jsou body vzdálenější od roviny proložené bodem otáčení, tím je tento efekt dokonalejší. O lineární rozmazání mluvíme u lineárního kyvu. U multidimenzionálního průběhu dráhy rentgenky mluvíme o smazání multidimenzionálním. [7]

Výpočetní tomografie, na rozdíl od klasické (analogové) tomografie, využívá jako dokumentační médium místo přímého záznamu na filmový materiál snímání prošlého RTG záření scintilačními, plynovými nebo keramickými detektory. U CT registruje detektor oslabení záření po průchodu strukturami těla, CT tedy pracuje na denzitometrickém principu. Vlastní záznam se pak skládá z celé řady dílčích registrací prošlého

RTG záření v odlišných polohách rentgenky a detektorů ve zvolené axiální rovině. Číselná síť (matice) se po zpracování celé řady získaných sumárních číselných údajů rekonstruuje, číselné údaje jednotlivých bodů matice odpovídají prošlému záření zachycenému detektory. Tyto údaje jsou nazývány Hounsfieldovým absorpčním koeficientem, který je srovnatelný s klasickým absorpčním koeficientem. Ve dvourozměrném obraze je k jednotlivým absolutním hodnotám přiřazen různý stupeň odstínů šedi. V CT obraze tvoří absorbující materiály světlé až bílé plošky, jako tmavá políčka vidíme málo absorbující části těla. Výsledný obraz se skládá z dvourozměrné sítě čtverečků, z tzv. matice (matrix). Ve zvolené matici je plocha CT řezu rovnoběžně rozdělena na čtvercové prvky (pixel). Velikost matice udává, z kolika pixelů se skládá CT obraz. U současných přístrojů jsou nejčastěji používány matice 512x512 (u některých typů přístrojů i 1024x1024). Pro rychlé rekonstrukce v reálném čase se naopak používá matice 256x256. Vyšší prostorové rozlišení a tedy i jemnější výsledný rekonstruovaný obraz získáme při vyšší matici. Plocha jednoho pixelu odpovídá jedné absolutní číselné hodnotě. Je tedy odstínově zcela homogenní. Ve skutečnosti se nevyšetřuje plocha, ale objem. Získaná tomografická vrstva má určitou tloušťku. Výsledný obraz se neskládá ze čtverečků, nýbrž z kvádrů. Prvek objemu se nazývá voxel, jehož velikost je závislá na velikosti matice a tloušťce vrstvy. V porovnání s analogovým obrazem (5 až 8 párů čar na milimetr) je rozlišovací schopnost CT omezená (0,5 až 1 pár čar na milimetr). Rozlišovací schopnost je určena velikostí zobrazovaného pole a maticí. Těžiště CT není však v geometrickém rozlišení, ale v rozlišení kontrastů. V tomto ohledu má CT díky možnosti přesného stanovení denzity tkání (absorpce) významnou převahu před analogovým zobrazováním. Denzita tkání je měřena v jednotlivých objemech (voxel). Tyto objemy jsou stavebními kameny následné rekonstrukce.

Je třeba zdůraznit, že nelze nikdy dosáhnout současně údajů o maximálním prostorovém a denzitním rozlišení, které jsou uváděny u jednotlivých CT přístrojů. Při maximálním prostorovém rozlišení se denzitní rozlišení výrazně zhorší a naopak. [7]



Obrázek 5. Schéma principu CT [5]

2.7 Součásti CT přístroje

2.7.1 Zdroj záření

Výpočetní tomografie je principálně založena na měření absolutních hodnot absorpce záření, které prošlo lidským tělem. Nepřímo tedy proměřuje absorpci rentgenového záření ve tkáních. Absorpce primárního paprsku je závislá nejen na absorpčním koeficientu tkání (tedy na jejich hustotě apod.), ale i na energii primárního záření. Pro přesnost měření je žádoucí používat jako primární záření monochromatický svazek, protože se ve tkáních různě absorbují rentgenové paprsky s krátkou a s dlouhou vlnovou délkou (měkké a tvrdé RTG záření). Rentgenka produkuje záření různých vlnových délek. Pro výpočetní tomografii by bylo teoreticky ideální používat záření radionuklidu. Jelikož ale neemituje žádný známý radionuklid záření v potřebných vlnových délkách, musíme použít záření, které je emitované rentgenkou. Ze svazku záření je ale nutno maximálně odfiltrout méně energetické složky s velkou vlnovou délkou.

Maximální filtrace primárního svazku je limitována mnohými technickými aspekty (např. tepelnou kapacitou rentgenky), při filtraci primárního svazku není totiž oslabována jenom část spektra s dlouhou vlnovou délkou, ale i paprsky o žádoucí vlnové délce. Při každém zvýšení filtrace je proto nutné zvýšit i celkové množství emitovaných paprsků. K omezení vlastního vzniku máloenergetického záření pracuje rentgenka s tvrdým zářením o napětí 120 až 140 kV.

Rentgenka se pro omezení negativního působení značného množství vzniklého tepla obsluhuje pro výpočetní tomograf pulzně a využívá dokonalý systém chlazení. U CT přístroje musí být rentgenka dále konstruována tak, aby byla maximálně odolná nejen tepelně, ale i mechanicky. Rotující anodový kotouč rentgenky je při vlastní činnosti velmi namáhán. Výsledný silový vektor každého pohybu je orientován jinak a je tedy třeba i maximální mechanické odolnosti rentgenky, protože rotuje i celý systém včetně rentgenky, jenž vykonává ve velmi krátkém čase kruhový pohyb kolem pacienta. Záření, které je emitováno rentgenkou, je následně kolimováno na potřebné rozměry, zároveň se kolimuje i šířka (tloušťka) svazku primárního záření, a to volitelně od 10 mm až na 1 mm. Ovlivňuje to přímo nejtenčí šířku možné vyšetřované vrstvy, a tím i geometrickou rozlišovací schopnost. Úhel svazku záření je řízen uspořádáním a rozměry matice detektorů. Záření, které neprošlo vyšetřovaným objemem, zachycují okrajové detektory. Kontrolují tak stabilitu primárního svazku záření, což je velmi důležité pro standardizaci výsledků měření. [7]

2.7.2 Detektory záření

Detektory redukují absolutní množství RTG záření, které prošlo pacientem. Intenzita záření je po průchodu pacientem oslabena, toto oslabení je přímo úměrné atomovému číslu prvků v tkáni a závisí i na anatomickém složení tkáně. Detektory přeměňují dopadající intenzitu záření na elektrický analogový signál, který je úměrný velikosti dopadajícího záření. Informace se po přeměně analogové hodnoty do digitální podoby (analogově-digitální převodník) ve formě tzv. hrubých (surových) dat dále předává ke zpracování obrazovému počítači, tyto číselné údaje jsou základními stavebními kameny budoucího obrazu. Pro detekci fotonů se při výpočetní tomografii používají plynové nebo pevné scintilační detektory. [7]

Plynové detektory

Plynové detektory si můžeme pro snazší pochopení představit jako nádoby plněné xenonem pod vysokým tlakem (potřebný tlak je řádově 10 až 20 MPa). Tyto detektory pracují na principu ionizačních komůrek, fotony RTG záření v nich vyvolávají měřitelnou ionizaci. Plynové detektory potřebují pro svůj provoz naprosto stabilní tlak plynu a stálé napětí kolem 500 až 1000 V.

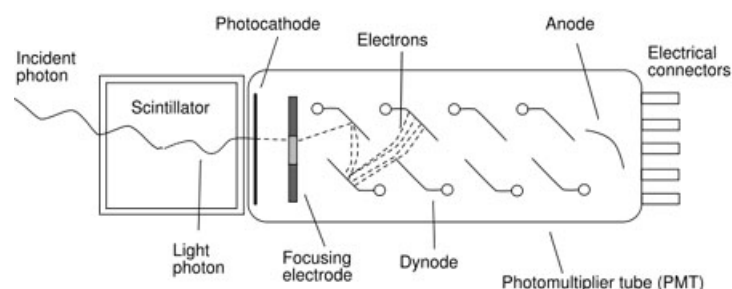
Konstrukčně je tvořen jednou nádobou s neúplnými přepážkami, které vytváří funkční samostatné komůrky. Neúplnost přepážek zajišťuje naprostou rovnoměrnost tlaku plynu ve všech komůrkách. Velkou výhodou těchto detektorů je, že nemají tendence k „dozařování“ (k ovlivnění naměřených hodnot předchozím kvantem fotonů), a proto se hodí i pro velmi krátké expozice. Jejich nevýhodou je oproti scintilačním detektorům menší kvantová účinnost. [7]

Scintilační detektory

Tyto detektory jsou tvořené samostatnými krystaly na bázi polovodičů (široké kolem 5 mm). Buď jsou cesiumjodidové nebo bizmutgermaniové. Tyto polovodičové krystaly jsou schopné transformovat dopadající foton RTG záření na světlo dále změněné na elektrický impulz, jehož intenzita je přímo úměrná energii dopadajících fotonů. Vzniklý impulz, který je nepatrný, se zesílí a slouží jako číselný údaj pro další zpracování.

Buď je vlastní scintilační krystal přímo spojen s fotonásobičem, nebo světlocitlivým polovodičem. Scintilační krystaly musíme, oproti plynovým detektorům, které je nutno zahřívat na určitou stálou teplotu, chladit. Intenzita signálu scintilačních krystalů je závislá na jejich teplotě. Malé rozměry těchto krystalů umožňují velmi těsné uložení vedle sebe, jejich konstrukce dovoluje přenosu registrací i velkých kvant fotonů. Snazší vyclonění, které není tak dobře možné u plynových detektorů, je jejich další velkou výhodou. Scintilační krystaly mají oproti plynovým detektorům vyšší kvantovou účinnost. Hlavní nevýhodou scintilačních krystalů je ovlivnění naměřených hodnot předchozím kvantem energie, což se musí složitými postupy omezovat. Tyto detektory jsou pro rychlé skeny pod 1,0 s na hranici svých možností.

Spojením výhod obou typů je tzv. keramický detektor umožňující velmi rychlé skenování při dostatečně dobré citlivosti. [7]



Obrázek 6. Schéma scintilačního detektoru [29]

2.7.3 Gantry, vyšetřovací stůl

Vyšetřovací tunel (gantry) a úložný stůl jsou další nedílné součásti CT přístroje. Gantry je vertikální část stativu (v základní poloze kolmá k úložné desce stolu), kterou je možno v omezeném úhlu (maximálně 30 stupňů) sklápět podél horizontální osy. V něm je uložena rentgenka s krytem a chladicím systémem. Dále se zde nachází soubor detektorů a zařízení pro pohyb rentgenky a detektorů během expozice. V jeho středu je kruhový otvor (průměr 50 až 70 cm), do kterého se zasouvá úložná deska stolu. Po celém obvodu otvoru gantry je úzká štěrbina, která umožňuje průchod záření. V úrovni této štěrbiny se musí ocitnout vyšetřovaná vrstva. Většina výpočetních tomografů má optický kříž pro nastavení linie štěrbiny. Pacient leží na vyšetřovacím stole vodorovně. Vyšetřovací stůl je vybaven motoricky pohyblivou úložnou deskou pohybující se ve dvou směrech. [7]

2.7.4 Řídící a zobrazovací počítače, digitálně analogový převodník

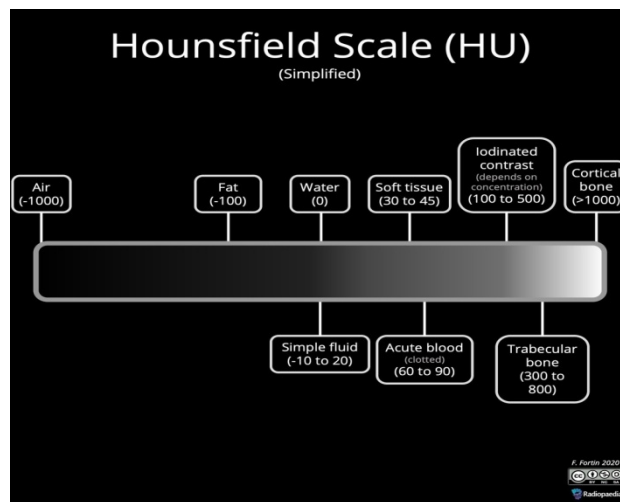
Moderní výpočetní tomografy pracují se dvěma vysoce výkonnými počítači. Soubor funkcí celého zařízení synchronizuje a koordinuje řídicí počítač. Údaje (v číslicové podobě) přicházejí do zobrazovacího zařízení a prodělávají v něm potřebná matematická zpracování a korekce. Na pomyslném konci je digitálně analogový převodník převádějící absolutní číselné hodnoty podle nastavení šířky okénka a středu okénka na relativní hodnoty odstínů šedi. Z nich pak na obrazovce monitoru vzniká viditelný obraz, zároveň se všechna zpracovaná data dočasně archivují v digitální formě v operační paměti nebo na pevném disku. [7]

2.7.5 Ovládací pult, záznamová zařízení

Rozhodující obslužnou a komunikační složkou CT přístrojů je ovládací pult, pomocí kterého se zadávají základní podmínky vyšetření. Klávesnice je obdobou klávesnice běžných počítačů, která je doplněna o řadu speciálních povelových tlačítek, digitální pero nebo myš. Dialog s počítačem nabízejícím možnosti dalšího postupu sledujeme na obrazovce monitoru. Na ovládacím pultu se nachází i signalizační zařízení, včetně signalizace poruchy funkce. Monitor pracuje s vysokým rozlišením (dnes obvykle s více než 1200 řádek). Ovládací pult je dále napojen na dokumentační složky – multiformátová nebo laserová kamera, optický disk. Propojen může být i s vyhodnocovacím pultem (tzv. vyhodnocovací nebo pracovní stanicí). [7]

2.8 Zpracování a rekonstrukce CT obrazu

Zobrazení výpočetní tomografií je založeno na denzitometrickém principu. Pomocí detekčního systému je změřen úbytek záření, který je pohlcený prostředím mezi rentgenkou a detektorem. Data o pohlcení záření v tkáni jsou získána z mnohonásobné projekce. Míra celkového zeslabení záření se v jednotlivých bodech prostoru vyhodnotí superprojekcí a výpočtem založeným na Fourierově transformaci. Matematicky se vytvoří matice bodů (tzv. obrazové body – pixely). Ve skutečnosti však odpovídají hranolům, u kterých je jejich výška dána kolimací. Tyto hranoly se označují jako voxely. Celé zobrazení v jednom řezu je tedy dáno čtyřrozměrnou maticí. První rozměr je poloha v ose x, druhý rozměr je poloha v ose y, třetí Z-rozměr je šířka kolimace a tím čtvrtým rozměrem je míra zeslabení záření v daném bodě prostoru, tzv. denzita. Ta je definována pomocí stupnice, jež je pojmenována podle konstruktéra prvního CT, Hounsfieldova stupnice. Jednotkou je Hounsfieldova jednotka (HU). Jde o úsečku rozdělenou na 4096 stupňů. V této stupnici jsou definovány dva základní body: -1000 HU pro hodnotu denzity vzduchu a numerický střed 0 HU pro denzitu vody. Kovy a neředěná kontrastní látka dosahují hodnoty 3096. U jednotlivých tkání leží jejich denzity v rozpětí intervalu -1000 až +3096 HU. [2]



Obrázek 7. Hounsfieldova stupnice [30]

Pro zobrazení výsledného CT snímku na monitoru lze využít cca 2000 hodnot HU (Hounsfieldovy jednotky), které teoreticky mohou být převedeny na odpovídající počet odstínů šedi, ale lidské oko dovede však rozlišit maximálně okolo 25 odstínů. Proto celý rozsah Hounsfieldových jednotek není při zobrazení CT snímku zdaleka využíván. V praxi však většina hodnot měkkých tkání leží v rozsahu HU od 0 do 100. Odstíny šedi se tak při praktickém použití pro zobrazení na monitoru přiřazují jen v tzv. absorpčním oknu hodnot. To znamená v rozsahu, ve kterém leží hodnoty HU, které jsou směrodatné a vypovídající pro zobrazovaný orgán. Pouze požadovaný obraz se díky absorpčnímu oknu hodnot zobrazí detailně. Zároveň je bezpečně „srozumitelný“ pro lidské oko, protože využívá takové množství odstínů šedi, které oko bezpečně rozliší. [9]

Pro vytvoření CT obrazu je nutné rekonstruovat tzv. hrubá data (raw data). Tato data jsou získána v podobě sinogramu – naskládané jednotlivé projekce za sebou. Z nich se pak rekonstruuje obraz pomocí Radonovy transformace. Po rekonstrukci je základní získanou rovinou axiální (transverzální) rovina. Důležitým údajem pro rekonstrukci obrazu je tloušťka jednotlivých vrstev obrazu. Tuto tloušťku volíme s ohledem na vyšetřovanou tkáň. Detailnější zobrazení získáme při použití tenčích vrstev. Dalším údajem je rekonstrukční inkrement. Je to číslo udávající vzdálenost mezi dvěma sousedními vrstvami (v ose z). Čím je rekonstrukční inkrement menší, tím se sousední vrstvy více překrývají, a tím se zajistí větší plynulost a návaznost kontur mezi vrstvami (důležité pro objemové rekonstrukce). [11]

Jednou ze základních rekonstrukcí je tzv. multiplanární rekonstrukce (MPR), u které je základní rekonstrukční rovinou rovina axiální. Pro lepší orientaci a zobrazení struktur se rekonstruují další roviny. Nejčastěji, podle typu zobrazované tkáně, volíme sagitální a koronární rovinu a paralelní řezy k těmto rovinám. Rovinu v ose orgánu a rovinu kolmo na ní lze použít v případě zobrazení jednotlivých orgánů. Kvalitní multiplanární rekonstrukce je podmíněna izotropií voxelu. Pokud má nejmenší obrazový element všechny tři rozměry stejné, pak je izotropní. Všechny roviny jsou v takovém případě ve stejné kvalitě jako rovina axiální. V případě anizotropie voxelu, kdy je rozměr v ose z větší než v rovině xy, dochází ke zkreslení obrazu v ostatních rekonstruovaných rovinách. Obdobou multiplanární rekonstrukce je rekonstrukce zakřivené plochy (CRP), která se používá pro zobrazení dlouhých nepravidelných struktur (střeva, cévy). [11]

Dalšími typy rekonstrukcí CT obrazu jsou:

- 1. Maximum intensity projection (MIP), která se používá ke zvýraznění struktur s vyššími denzitami oproti okolním strukturám (cévy s KL, kosti, konkrementy).
- 2. Minimum intensity projection (MinIP), která se naopak používá ke zvýraznění struktur s nízkými denzitami (tracheální strom, PND).
- 3. Volume rendering technique (VRT), používá se k zobrazení celého objemu vybraného typu tkáně (např. kosti). K danému typu tkáně odpovídá interval denzit. K vybranému intervalu denzit je přiřazen barevný odstín, výsledkem je trojrozměrný barevný model. U VRT lze zobrazit naráz i různé tkáně (např. cévy a kosti). Tyto rekonstrukce jsou náchylná na šum. Čím tenčí vrstvy použijeme, tím se dosáhne lepšího výsledku. [11]

2.9 Indikace a kontraindikace CT vyšetření

2.9.1 Indikace

Vyšetření CT je vzhledem k poměrně velké zátěži zářením většinou indikováno až jako doplňující vyšetření, které by mělo pomoci při nejasném nálezu na UZ vyšetření nebo klasickém RTG snímku. Pro detailní posouzení kostí i plicní struktury, kde ultrazvuk nelze použít, je CT velmi vhodné.

V akutních (neodkladných) indikacích se CT používá především pro zobrazení mozku při cévních mozkových příhodách a úrazech hlavy, protože velmi dobře zobrazí nitrolební krvácení. Metoda spolehlivě zobrazí i úrazové změny orgánů hrudníku, břicha, pánve i zlomeniny kostí. Podezření na choroby aorty srdečnice (výduť nebo direkce aorty) je další důležitou akutní indikací CT vyšetření. Pro zobrazení velkých tepen (aorty, ledvinné tepny, pánevní tepny, krkavice) a také pro zobrazení mozkových tepen se používá především CT angiografie. Toto vyšetření může v některých případech zcela nahradit klasické angiografické vyšetření. [13]

2.9.2 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. [15]

2.10 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 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).[15]

2.11 Průběh CT vyšetření

Pacient přichází na radiologické oddělení s řádně vyplněnou žádankou od ošetřujícího lékaře, který mu CT vyšetření indikoval. Pokud již dříve podobné vyšetření podstoupil, měl by dodat i příslušnou obrazovou dokumentaci nebo požádat o její přeposlání na místo předchozího vyšetření. Musí zároveň vyplnit a podepsat informovaný souhlas s provedením vyšetření, případně s podáním kontrastní látky. Následně musí odložit všechny kovové předměty (šperky nebo podprsenky s kosticemi), které by mohly znehodnotit výsledný obraz. Pacientovi se do žíly zavede kanyla v případě, pokud vyšetření vyžaduje aplikaci kontrastní látky. [22]

Samotné vyšetření se provádí vleže na zádech (pouze ve specifických případech také vleže na břiše). Po uložení pacienta na vyšetřovací stůl odejde personál do vedlejší místnosti, odkud ho může sledovat a komunikovat s ním prostřednictvím mikrofону. Poté začne stůl s pacientem projíždět tomografem opakovaně. Pomocí automatického injektoru bývá v určité fázi vyšetření pacientovi aplikována kontrastní látka, což může vyvolat pocit tepla rozlévajícího se po těle nebo krátkodobé nucení na močení. Přitom je nutné, aby pacient ležel v klidu, vůbec se nehýbal a dodržoval pokyny personálu, jako např. zadržet dech nebo provést nádech nebo výdech. Vyšetření je nebolestivé a trvá přibližně 5 až 10 minut. [22]

Po skončení vyšetření musí lékař získané snímky zhodnotit a může z nich vytvořit také další rekonstrukce. Teprve poté je lékař schopný vyhotovit definitivní nález. Může to trvat delší dobu, takže není možné pacientovi sdělit výsledky ihned. Informovat ho může o předběžném nálezu. Ten definitivní však bývá přístupný nejdříve druhý den po vyšetření. [22]

2.12 Rizika spojená s vyšetřením

Výpočetní tomografie má, stejně jako u většiny zobrazovacích metod využívajících ionizující záření, rizika, kterým se nelze vyhnout. Tato rizika se však dají minimalizovat vysoce vyškoleným personálem radiologického oddělení. [16]

CT skener využívá RTG paprsky k získání snímků potřebných ke stanovení diagnózy. Jak je všeobecně známo, RTG záření je druh záření, které musí být pečlivě používáno odborníky ke snížení rizik s tím spojené. Některé moderní CT skenery mohou poskytnout

nout mnoho snímků v menších dávkách, než při jednom jediném vyšetření. Minimalizace rizik, která vyplývají z radiace, zahrnuje zajištění toho, aby byl každý používaný CT skener pravidelně udržován a kalibrován, testován a nastaven tak, aby přesnost specializovanými technikami byla zajištěna. Kromě toho jsou radiologičtí asistenti vyškoleni k použití nejnížší možné dávky záření k dosažení kvalitních snímků, které jim umožní přesné stanovení daného problému. Radiologický asistent bude kromě použití speciálního vybavení také skenovat pouze požadované části těla. Použitím štítů vyrobených z olova nebo bismutu se dá vyhnout skenování oblastí zvláště citlivé na záření. [16]

Může dojít také k riziku alergické reakce na jodovou kontrastní látku při její aplikaci. Není možné předpovědět, zda bude pacient na jodovou kontrastní látku alergický, proto je personál radiologického oddělení dobře připravený k tomu, aby mohli alergické reakci včas zabránit. Před aplikací KL je důležité, aby pacient upozornil ošetřujícího lékaře nebo radiologického asistenta na jakékoli jiné alergie, které má. Lidé, kteří jsou alergičtí na kontrastní látku, mohou mít následující příznaky: nevolnost nebo zvracení, kožní vyrážka, svědění, slzení očí, bolesti hlavy, závratě, pocit dušnosti, otok vnitřku hrdla nebo změna krevního tlaku. [16]

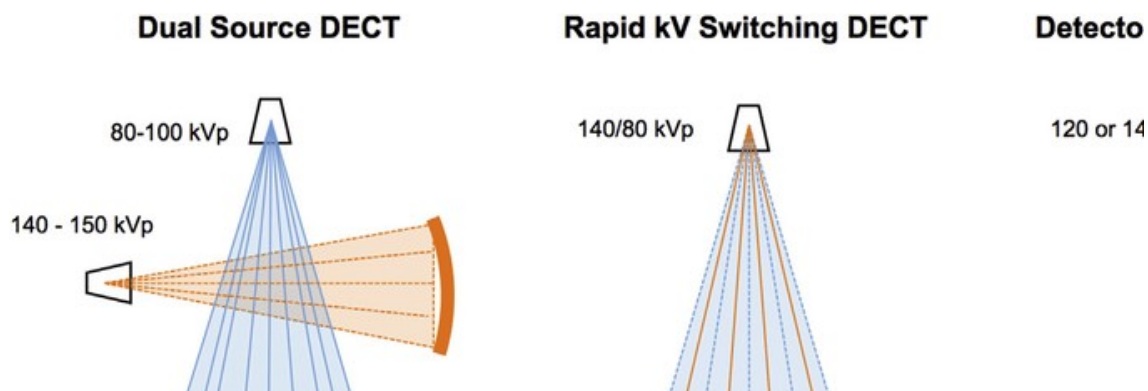
2.13 Současnost

2.13.1 Dual energy CT (DECT)

Standardní výpočetní tomografie využívá rentgenových paprsků k vytváření obrazů, které se skládají z jednotlivých řezů. Dual energy CT je poměrně nová technologie využívající jak normální RTG, tak i druhý méně výkonný RTG k pořizování snímků, což poskytuje oproti standardnímu CT další výhody pro širokou škálu postupů.

Lékař může pacientovi doporučit tuto vyšetřovací metodu, protože může selektivně zvýšit nebo snížit účinky některých chemických látek v těle (vyjasnění některých abnormalit na pořizovaných snímcích). Například jod je běžně používaný v kontrastních látkách pro RTG vyšetření a DECT může selektivně zvýšit své účinky a vytvářet lepší snímky cévního řečiště. Namísto dvou samostatných vyšetření lze získat pomocí jediného vyšetření snímky s aplikovanou kontrastní látkou a bez ní. Dual energy CT dokáže detekovat konkrétní látky v těle, které mohou být užitečné pro vyšetření pacientů s ledvinovými kameny. Tato metoda rozpozná přítomnost určitého typu ledvinových

kamenů a pomáhá při rozhodování o typu léčby. Může i výrazně zlepšit kvalitu obrazu v oblastech výskytu kloubní náhrady. [17]



Obrázek 8. Dual energy CT [10]

2.13.2 Hybridní zobrazovací metody

Pro zobrazení anatomických struktur nebo funkčních procesů se lékařské přístroje vyvíjely poněkud nezávislými cestami. Kombinování snímků z různých technik může přesto nabídnout výrazné diagnostické výhody. Toto poznání vedlo ke vzniku sofistikovaných softwarových technik pro zpětnou registraci struktury a funkce. Již v 60. letech 20. století byla lékařům zřejmá užitečnost kombinace anatomických a funkčních planárních snímků. Od konce 80. let byl kromě jednoduchého vizuálního zarovnání nebo použití stereotaktických snímků (pro diagnostické zobrazování nežádoucí nebo nepohodlné) vyvíjen sofistikovaný software pro fúzi obrazu. Software může u relativně pevných objektů (např. mozek) úspěšně zarovnat snímky z MR, CT a PET.

Ve flexibilnějších prostředích (zbytek těla) je přesné zarovnání obtížné kvůli velkému počtu možných stupňů volnosti. [20]

PET a SPECT se mezi škálou existujících funkčních zobrazovacích technik (funkční magnetická rezonance, perfuzní MR zobrazování, MPI, NIRS) představují jako velmi citlivé metody pro neinvazivní a kvantitativní zkoumání fyziologických procesů na molekulární úrovni. [19]

PET/CT

Je to relativně nová nukleárně medicínská vyšetřovací metoda. Vyšetření PET/CT je poměrně drahé a klade vysoké nároky na dobré provedení a kvalitní přípravu pacienta před vyšetřením. [14]

V hybridním PET/CT systému je společně nainstalován PET skener s plnohodnotným diagnostickým CT skenerem, snímání je prováděno postupně oběma modalitami beze změny polohy pacienta. Tato metoda kombinuje metabolické vyšetření (PET) a strukturální zobrazení (CT). CT část umožňuje určit přesnou anatomickou lokalizaci patologicky zvýšené akumulace radiofarmaka, naopak PET dokáže objasnit nejasné strukturální změny, čímž se významně zvyšuje výtěžnost obou metod. Akvizice dat u PET neprobíhá kontinuálně, ale v určitých pozicích, které jsou označovány jako „beds“. Data jsou sbírána z objemu pacienta o délce axiálního zorného pole (obvykle 15 až 20 cm) po dobu přibližně tří minut. Hloubka společného gantry je větší než u samotného CT. Nelze proto gantry hybridního přístroje sklánět a snímání je vždy prováděno ve stejném sklonu. Velkou výhodou hybridních PET/CT skenerů je velmi snadná fúze CT a PET obrazů. Z velké části je totiž zajištěna samotným hardwarovým uspořádáním, kdy oba soubory obrazů (CT i PET) jsou získány při jednom uložení pacienta na stejném vyšetřovacím stole. PET a CT vyšetření je možné prohlížet na hodnoticí konzoli odděleně a současně prohlížet tzv. fúzované obrazy, na kterých jsou obrazy z obou vyšetření překryty. Tyto obrazy lze pomocí speciálního softwaru podle potřeby upravovat a též libovolně měnit procentuální podíl obou vyšetření (anatomické a metabolické informace ve všech rovinách). Umožňuje to podstatně spolehlivější hodnocení nálezů. [18]

SPECT/CT

Jednofotonová emisní výpočetní tomografie (SPECT) je diagnostická zobrazovací metoda používaná v nukleární medicíně, která slouží k detekci rozložení radiofarmaka v těle pacienta pomocí scintilačních kamer a k následné rekonstrukci trojrozměrného obrazu na rozdíl od planární scintigrafie, jejímž výstupem jsou pouze dvojrozměrné obrazy. Tato metoda umožňuje podle typu zvoleného radiofarmaka zobrazení funkce orgánu či metabolické aktivity části těla (stejně jako PET). [18]

Moderní (hybridní) přístroje mají v jednom přístroji zabudovanou SPECT kameru a low-dose/nediagnostické CT. Post-akvizitní fúze CT části vyšetření s obrazy ze SPECT kamery umožňuje upřesnění anatomické lokalizace scintigrafických nálezů. Zvyšuje také specifitu SPECT a diagnostickou výtěžnost vyšetření. Pro detekci výraznějších strukturálních abnormalit je low-dose CT dostatečné. Avšak nízká dávka záření a absence i.v. kontrastní látky neumožňuje přesnou diagnostiku drobných patologií. Rovněž je CT využíváno ke korekci artefaktů, které vznikly rozptylem záření a jeho absorpcí v těle pacienta. Metoda SPECT/CT umožňuje tedy sledovat anatomickou i funkční strukturu tkáně. Riziko z přídatné radiační dávky obdržené z low-dose CT je minimální. V porovnání se standardním diagnostickým CT dosahuje dávka pouze 20 procent (i méně). Indikace k provedení vyšetření pomocí SPECT/CT by měla být vždy stanovena po konzultaci odesílajícího lékaře a lékaře nukleární medicíny, který rozhodne, zda je metoda přínosnější pro danou klinickou otázku, než provedení vyšetření na planární nebo SPECT kameře. [18]

3 Cíle práce a výzkumné otázky

3.1 Cíle práce

Cílem této bakalářské práce je zjistit informovanost studentů oboru Radiologický asistent o historii a přínosu výpočetní tomografie na základě sběru dat z dotazníkového šetření, a také zmapovat vývoj instalací CT přístrojů na pracovištích v České republice pomocí analýzy dat poskytnutých SÚJB.

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?

4 Metodika

4.1 Metodický postup

Ke zpracování prvního cíle výzkumné části jsem použil kvantitativní výzkum ve formě dotazníku. Tento dotazník jsem zpracoval v aplikaci Formuláře Google a poslal na studijní oddělení Zdravotně-sociální fakulty Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích, kde byl rozposlán respondentům. Dotazník byl anonymní a obsahoval celkem 20 uzavřených otázek týkajících se důležitých informací o historii výpočetní tomografie. Na začátku jsou otázky z počátků vývoje CT přístrojů, na konci jsou zařazeny otázky z obecných pojmů a nových technologií, jako například Dual energy CT nebo hybridní zobrazovací metody (PET/CT a SPECT/CT). Výsledky jsou uvedeny v procentech.

Druhý cíl výzkumné části jsem zpracoval pomocí statistického šetření. K tomuto výzkumu mi posloužila data o počtu CT v České republice, která mi poskytla Ing. Eva Zemanová, Ph.D., MBA. ze SÚJB. Pracoval jsem pouze s jedním statistickým znakem, konkrétně s regionálními centry příslušných krajů. Z celkového počtu 277 CT přístrojů (základní statistický soubor) jsem losováním (náhodný výběr) vybral 50 CT přístrojů (výběrový statistický soubor). Z důvodu absence druhého statistického znaku nemohla být zpracována 8. část statistického šetření, měření statistických závislostí (regresní a korelační analýza).

4.2 Charakteristika zkoumaného souboru

Pro dotazníkové šetření jsem jako respondenty zvolil studenty oboru Radiologický asistent Zdravotně-sociální fakulty Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích. Zaměřil jsem se na první, druhý i třetí ročník. Studenti měli možnost vyplnit dotazník online formou, a to zcela anonymně. Vzhledem k nízkému počtu odeslaných dotazníků (dotazník vyplnilo celkem 5 studentů) jsem nevyřadil ani jeden z nich.

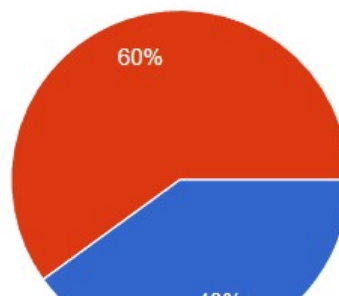
Poté jsem analyzoval vývoj instalací CT přístrojů na pracovištích v ČR, kde jsem se zaměřil na jejich počet v jednotlivých regionálních centrech, ke kterým náleží 2 příslušné kraje.

5 Vlastní výzkum

5.1 Dotazníkové šetření

Graf 1

Pohlaví
5 odpovědí

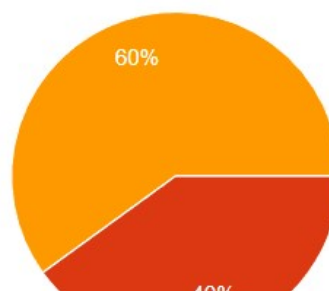


Zdroj: vlastní výzkum

Z celkového počtu 5 odeslaných dotazníků převažovaly 3 ženy (60%), pouze 2 muži dotazník vyplnili (40%).

Graf 2

Ročník
5 odpovědí



Zdroj: vlastní výzkum

Dotazník vyplnili převážně studenti třetího ročníku oboru Radiologický asistent (60%). Menší část studentů je z druhého ročníku (40%). Ani jeden student prvního ročníku nepřispěl svou odpovědí do výzkumu (0%).

Graf 3

Který fyzik vypracoval roku 1963 teorii rekonstrukce tomografického řádkového
sumačních snímků?

5 odpovědí



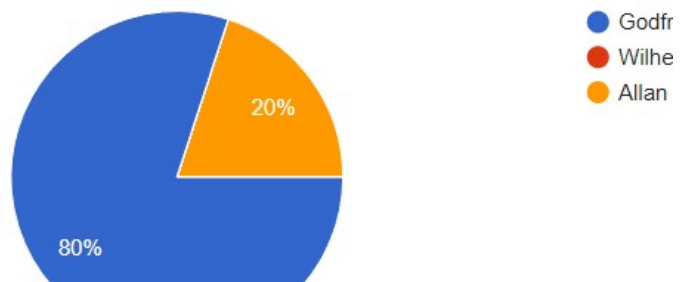
Zdroj: vlastní výzkum

Všech 5 respondentů zvolilo třetí možnost, tedy Godfrey Newbold Hounsfield (100%).
Správná byla však druhá možnost, Allan Cormack.

Graf 4

Kdo je považován za vynálezce prvního tomografického přístroje?

5 odpovědí



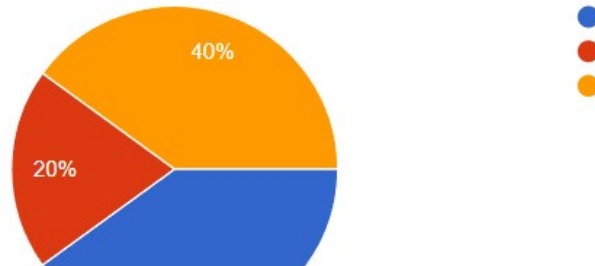
Zdroj: vlastní výzkum

80% respondentů odpovědělo na tuto otázku správně (Godfrey Newbold Hounsfield).
Zbýlých 20% studentů se domnívá, že vynálezcem prvního tomografického přístroje je
Allan Cormack.

Graf 5

Kdy byla udělena Nobelova cena za fyziologii nebo medicínu za výtomografie?

5 odpovědí



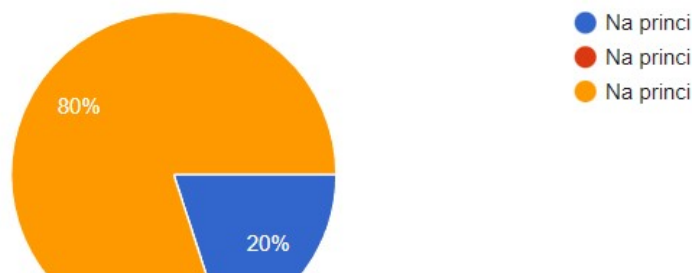
Zdroj: vlastní výzkum

Pouze jeden student (20%) zvolil druhou možnost. Odpovědi ostatních respondentů jsou v případě této otázky velmi vyrovnané (40%), přičemž polovina z nich odpověděla správně (v roce 1979).

Graf 6

Na jakém principu pracovaly CT přístroje první generace?

5 odpovědí



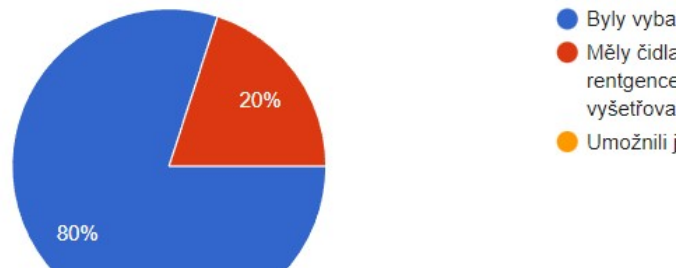
Zdroj: vlastní výzkum

CT přístroje první generace pracovaly na principu rotačně-translačního pohybu. Na tuto otázku odpověděl jediný student (20%) zcela správně. Ostatní (80%) zvolili třetí možnost, tedy princip rotačně stacionární.

Graf 7

CT přístroje druhé generace:

5 odpovědí



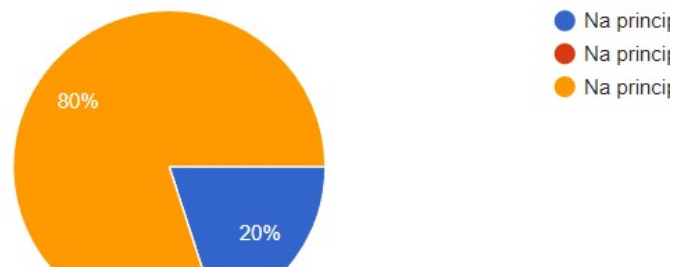
Zdroj: vlastní výzkum

80% respondentů se shodlo na odpovědi, že CT přístroje druhé generace byly vybavené jedním detektorem. Tato generace byla první, co umožnila celotělové vyšetření. Z tohoto grafu vyplývá, že ani jeden student neodpověděl správně.

Graf 8

Na jakém principu pracovaly CT přístroje třetí generace?

5 odpovědí



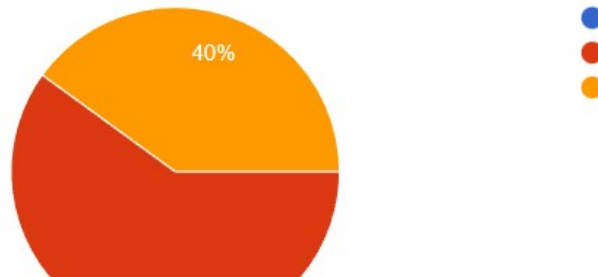
Zdroj: vlastní výzkum

Většina studentů zvolila správnou možnost, CT přístroje třetí generace pracovaly na principu rotačně rotačním. Pouze jeden student byl přesvědčen o opaku.

Graf 9

Která generace CT přístrojů se používá dodnes?

5 odpovědí



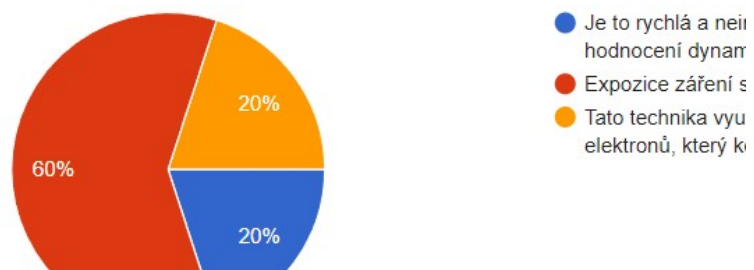
Zdroj: vlastní výzkum

Tato otázka byla pro 2 respondenty (40%) zřejmě obtížná. Právě třetí generace CT přístrojů se používá dodnes.

Graf 10

Které z následujících tvrzení o Electron-beam CT je nepravdivé?

5 odpovědí



Zdroj: vlastní výzkum

U této otázky odpověděli 3 studenti (60%) zcela správně. Expozice záření se u Electron-beam CT totiž nezvyšuje.

Graf 11

Které z následujících tvrzení o spirálním CT je pravdivé?

5 odpovědí



- Velmi podstatný tzv. slip ring tech
- Při jeho zaváděn výstup rentgenky
- Sken celého zvol při spirálním sker sekund (popřípac

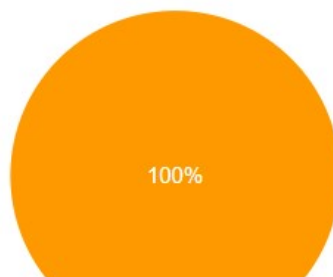
Zdroj: vlastní výzkum

V případě otázky, která se týká pravdivého tvrzení o spirálním CT, zvolili všichni první možnost. Tentokrát však odpověděli správně.

Graf 12

Multislice CT:

5 odpovědí



- Má nižší radiační
- Nemůže současn řezy.
- Umožňuje výrazn skenování.

Zdroj: vlastní výzkum

Na rozdíl od klasického výpočetního tomografu umožňuje multislice CT výrazně vyšší rychlost skenování. I u této otázky se všichni studenti úspěšně shodli na té samé odpovědi.

Graf 13

Výpočetní tomografie:

5 odpovědí



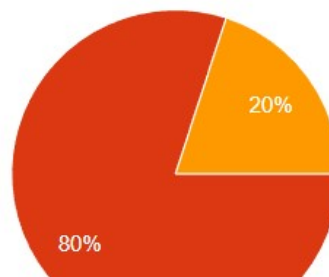
Zdroj: vlastní výzkum

Správně odpovědělo 60% respondentů, výpočetní tomografie pracuje na denzitometrickém principu. Zbýlých 40% zvolilo třetí možnost.

Graf 14

Které matice jsou u současných CT přístrojů nejvíce používány

5 odpovědí



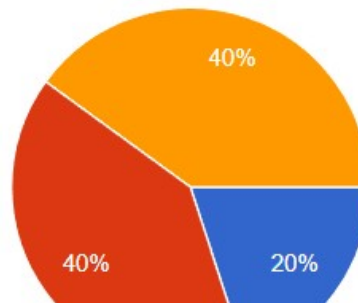
Zdroj: vlastní výzkum

Jediný student (20%) odpověděl na tuto otázku chybně. Zbýlých 80% označili možnost 512x512, tedy tu správnou.

Graf 15

Která matice se používá pro rychlé rekonstrukce v reálném čase

5 odpovědí



Zdroj: vlastní výzkum

Zde jsou odpovědi různé. Pravdu mají respondenti (40%), kteří označili třetí možnost, 256x256.

Graf 16

Které z následujících tvrzení o zdroji záření u CT není pravdivé?

5 odpovědí



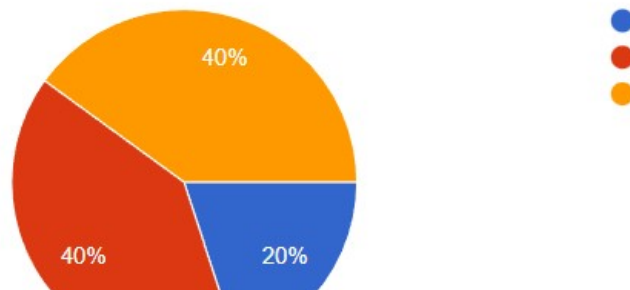
Zdroj: vlastní výzkum

60% studentů správně uvedlo, že třetí možnost není pravdivá. Zbytek zvolil první možnost (40%).

Graf 17

V jakém úhlu je možno sklápět gantry podél horizontální osy?

5 odpovědí



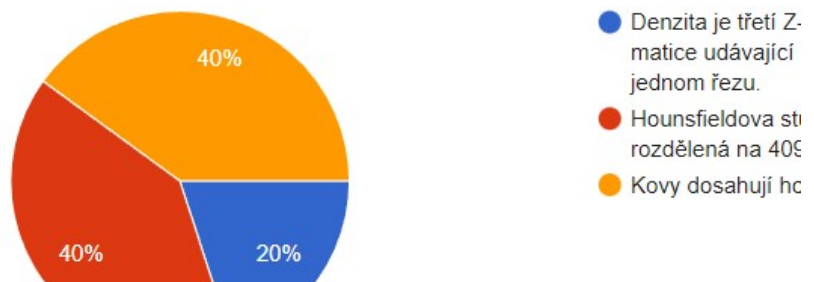
Zdroj: vlastní výzkum

Úhel, u kterého je možno sklápět gantry podél horizontální osy, je roven maximálně 30 stupňů. Správnou možnost uvedli pouze 2 studenti (40%). Další 2 studenti (40%) zvolili druhou možnost. Zbýlý jeden student (20%) si vybral možnost první.

Graf 18

Které z následujících tvrzení je pravdivé?

5 odpovědí



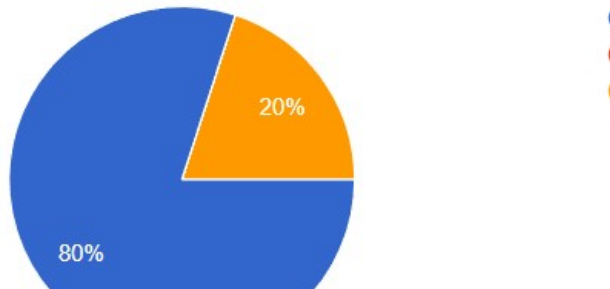
Zdroj: vlastní výzkum

Pravdivé je druhé tvrzení, Hounsfieldova stupnice je úsečka rozdělená na 4096 stupňů. Správně odpovědělo pouhých 40% respondentů.

Graf 19

Která rekonstrukční rovina je důležitá u multiplanární rekonstrukce

5 odpovědí



Zdroj: vlastní výzkum

Skoro všichni studenti uvedli, že důležitou rovinou u multiplanární rekonstrukce je rovina axiální. Tato možnost je správná.

Graf 20

Které z následujících tvrzení není pravdivé?

5 odpovědí



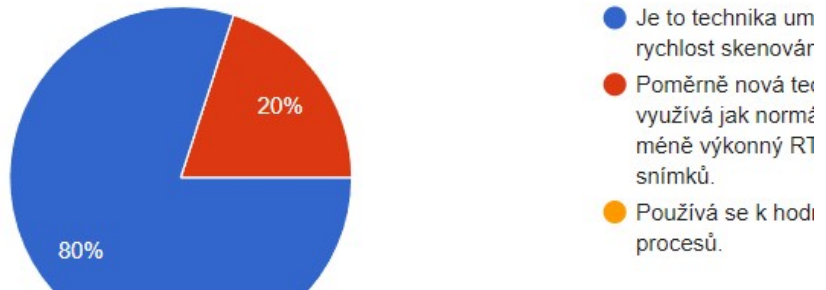
Zdroj: vlastní výzkum

Poslední z otázek, u které se odpovědi všech respondentů shodují. A všichni opět zvolili správnou možnost. Detailnější zobrazení nezískáme při použití silnějších vrstev.

Graf 21

Co je to Dual energy CT (DECT)?

5 odpovědí



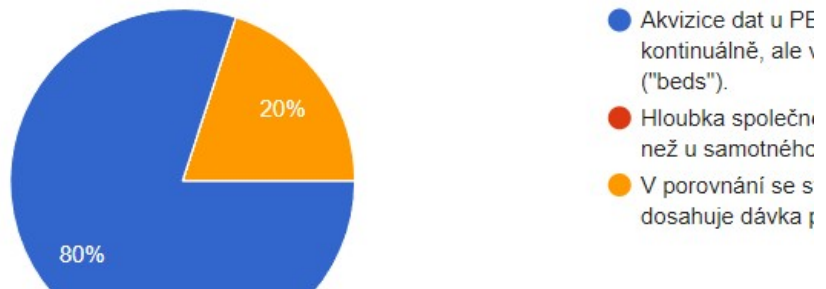
Zdroj: vlastní výzkum

Jediný student (20%) u této otázky správně uvedl, že Dual energy CT využívá k pořizování snímků dva typy rentgenů.

Graf 22

Hybridní zobrazovací metody (PET/CT a SPECT/CT):

5 odpovědí



Zdroj: vlastní výzkum

Zde se většina respondentů (80%) shodla na možnosti, že akvizice dat probíhá u PET v určitých pozicích, tzv. „beds“. Toto tvrzení je správné.

5.2 Statistické šetření

5.2.1 Formulace statistického šetření

Statistická jednotka (SJ): CT přístroje

Statistický znak (SZ): regionální centra

Hodnoty statistického znaku (HSZ): AB a BM, OS a HK, CB, UL, PL

Základní statistický soubor (ZSS): Roven celkovému počtu 277 CT přístrojů.

Náhodný výběr (NV): losování

Výběrový statistický soubor (VSS): Roven počtu 50 vybraných CT přístrojů.

5.2.2 Škálování

Tabulka 1

1	CB
2	OS a HK
3	AB a BM
4	UL
5	PL

Zdroj: vlastní výzkum

Tabulka 2

1	9
2	14
3	20
4	5
5	2

Zdroj: vlastní výzkum

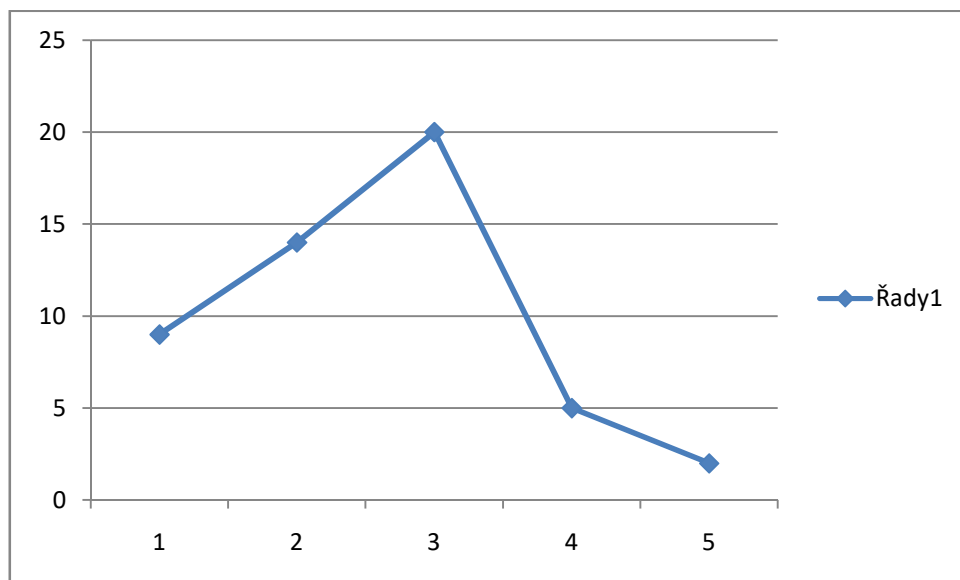
5.2.3 Měření v deskriptivní statistice

Tabulka 3

x_i	n_i	n_i/n	$\sum n_i/n$	$x_i n_i$	$x_i^2 n_i$	$x_i^3 n_i$	$x_i^4 n_i$
1	9	0,18	0,18	9	9	9	9
2	14	0,28	0,46	28	56	112	224
3	20	0,4	0,86	60	180	540	1620
4	5	0,1	0,96	20	80	320	1280
5	2	0,04	1	10	50	250	1250
	$\sum 50$	$\sum 1,00$		$\sum 127$	$\sum 375$	$\sum 1231$	$\sum 4383$

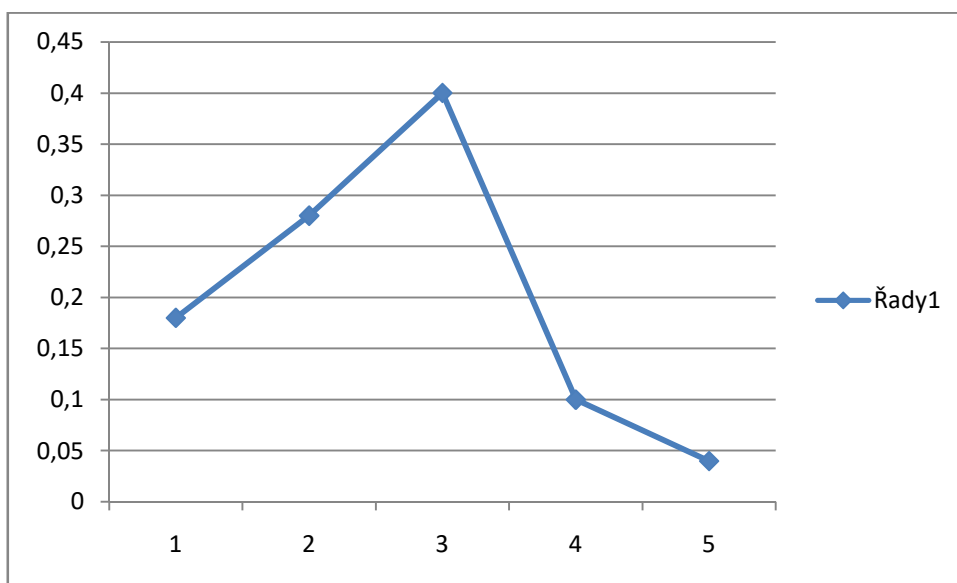
Zdroj: vlastní výzkum

Graf 23 – Graf absolutních četností



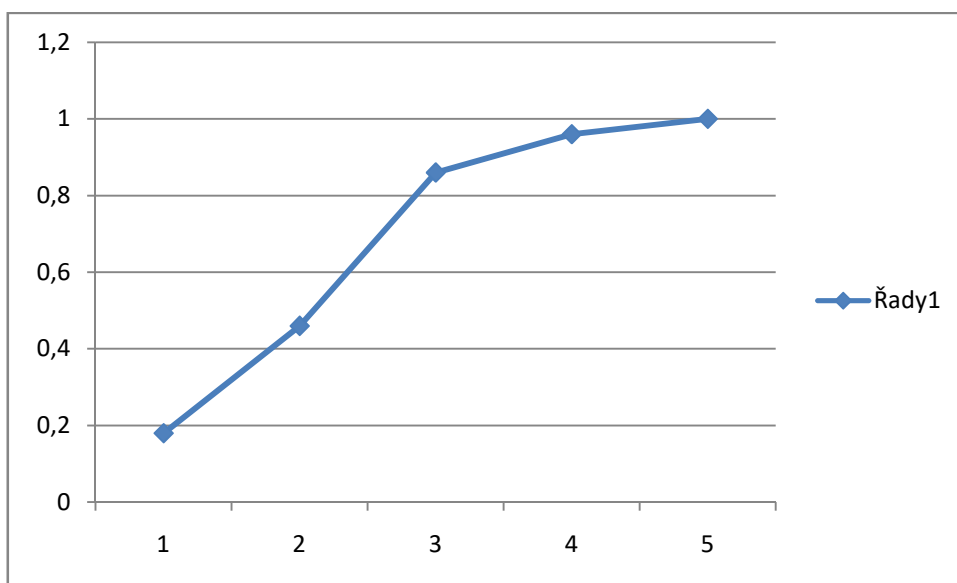
Zdroj: vlastní výzkum

Graf 24 – Graf relativních četností



Zdroj: vlastní výzkum

Graf 25 – Graf kumulativních četností



Zdroj: vlastní výzkum

5.2.4 Elementární statistické zpracování

$$O_1 = \sum \frac{n_i}{n} x_i = 2,5$$

(v hodnotách SZ se pohybuje mezi 2. a 3. prvkem škály, většina CT přístrojů se vyskytuje v oblasti regionálních center AB a BM)

$$C_2 = \sum \frac{n_i}{n} (x_i - O_1)^2 = 1,25$$

$$S_x = \sqrt{C_2} \doteq 1,1$$

$$V = \frac{\sqrt{C_2}}{O_1} \doteq 0,45$$

$$N_3 = \frac{C_3}{C_2 \sqrt{C_2}} \doteq -0,27$$

$$N_4 = \frac{C_4}{C_2^2} \doteq 3,53$$

5.2.5 Neparametrické testování

$$u_1 = \frac{1,5 - 2,5}{1,1} = -0,91$$

$$u_2 = \frac{2,5 - 2,5}{1,1} = 0$$

$$u_3 = \frac{3,5 - 2,5}{1,1} = 0,91$$

$$u_4 = \frac{4,5 - 2,5}{1,1} = 1,82$$

$$u_5 = \frac{\infty - 2,5}{1,1} = \infty$$

$$p_1 = \int_{-\infty}^{1,5} \rho(x) dx = \int_{-\infty}^{-0,91} \rho(u) du = F(-0,91) - F(-\infty) = 1 - 0,82 = 0,18 \sim \frac{n_1}{n}$$

$$= 0,18$$

$$p_2 = \int_{1,5}^{2,5} \rho(x) dx$$

$$= \int_{-0,91}^0 \rho(u) du = F(0) - F(-0,91) = 0,5 - 0,82 = -0,32 \sim \frac{n_2}{n}$$

$$= 0,28$$

$$p_3 = \int_{2,5}^{3,5} \rho(x) dx = \int_0^{0,91} \rho(u) du = F(0,91) - F(0) = 0,82 - 0,5 = 0,32 \sim \frac{n_3}{n} = 0,4$$

$$p_4 = \int_{3,5}^{4,5} \rho(x) dx = \int_{0,91}^{1,82} \rho(u) du = F(1,82) - F(0,91) = 0,97 - 0,82 = 0,15 \sim \frac{n_4}{n}$$

$$= 0,1$$

$$p_5 = \int_{4,5}^{\infty} \rho(x) dx = \int_{1,82}^{\infty} \rho(u) du = F(\infty) - F(1,82) = 1 - 0,97 = 0,03 \sim \frac{n_5}{n} = 0,04$$

Tabulka 4

x_i	interval	n_i	u_i	$F(u_i)$	p_i	np_i
1	$(-\infty; 1,5>$	9	-0,91	0,82	0,18	9
2	$<1,5; 2,5>$	14	0	0,5	-0,32	-16
3	$<2,5; 3,5>$	20	0,91	0,82	0,32	16
4	$<3,5; 4,5>$	5	1,82	0,97	0,15	7,5
5	$<4,5; \infty)$	2	∞	1	0,03	1,5

Zdroj: vlastní výzkum

$$\chi_{exp}^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(n_i - np_i)^2}{np_i} = -54,25$$

$$\chi_{teo}^2 = \chi_{k-r-1}^2 = \chi_2^2(0,05) = 5,99$$

$\chi_{exp}^2 < \chi_{teo}^2 \Rightarrow$ lze emp. graf nahradit Gaussovou křivkou, přijetí nulové hypotézy - H_0

5.2.6 Teorie odhadů

Bodové odhady

$$\rho(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} = \frac{1}{1,1\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-2,5)^2}{2*1,1^2}}$$

$$u = \frac{x - O_1}{S_x} \Rightarrow u_1 = \frac{O_1 - S_x - O_1}{S_x} = -1, u_2 = \frac{O_1 + S_x - O_1}{S_x} = 1$$

$$p = \int_{-1}^1 \rho(u) du = F(1) - F(-1) = 0,68$$

$$(\mu - \sigma; \mu + \sigma) = (2,5 - 1,1; 2,5 + 1,1) = (1,4; 3,6)$$

68% CT přístrojů se bude pohybovat mezi regionálními centry OS a HK (odpovídá z hlediska prvků škály hodnotě 1,4) a AB a BM (odpovídá z hlediska prvků škály hodnotě 3,6).

Intervalové odhady

$$\mu \in \left(O_1 - \frac{t_{n-1}(\alpha/2)S_x}{\sqrt{n}}; O_1 + \frac{t_{n-1}(\alpha/2)S_x}{\sqrt{n}} \right)$$

$$\mu \in \left(2,5 - \frac{t_{49}(0,025) * 1,1}{7}; 2,5 + \frac{t_{49}(0,025) * 1,1}{7} \right)$$

$$\mu \in \left(2,5 - \frac{u(0,025) * 1,1}{7}; 2,5 + \frac{u(0,025) * 1,1}{7} \right)$$

$$\mu \in (2,5 - 0,196; 2,5 + 0,196)$$

$$\mu \in (2,30; 2,70)$$

$$\sigma \in \left(\sqrt{\frac{(n-1)S_x^2}{\chi_{n-1}^2(\alpha/2)}}; \sqrt{\frac{(n-1)S_x^2}{\chi_{n-1}^2(1-\alpha/2)}} \right)$$

$$\sigma \in \left(\sqrt{\frac{(50-1) * 1,1^2}{\chi_{49}^2(0,025)}}; \sqrt{\frac{(50-1) * 1,1^2}{\chi_{49}^2(0,975)}} \right)$$

$$\sigma \in \left(\sqrt{\frac{59}{70}}; \sqrt{\frac{59}{30}} \right)$$

$$\sigma \in (\sqrt{0,84}; \sqrt{1,97})$$

$$\sigma \in (0,92; 1,40)$$

5.2.7 Parametrické testování

Testování μ u JPT

$$\mu \in 95\% \Rightarrow \mu_0 = 2,5$$

$$\mu \notin 95\% \Rightarrow \mu_0 = 2,7$$

$$W = (-\infty; -t_{n-1}(0,025) \cup t_{n-1}(0,025; \infty) = (-\infty; -1,96 \cup 1,96; \infty)$$

$$t_{exp} = \frac{\mu - \mu_0}{S_x} \sqrt{n}$$

$$t_{exp} = \frac{2,5 - 2,5}{1,1} \sqrt{50} = 0 \Rightarrow t_{exp} \notin W \Rightarrow H_0$$

$$t_{exp} = \frac{2,5 - 2,7}{1,1} \sqrt{50} = -1,3 \Rightarrow t_{exp} \in W \Rightarrow H_a$$

Testování σ u JPT

$$\sigma_0 \in 95\% \Rightarrow \sigma_0 = 1,1$$

$$\sigma_0 \notin 95\% \Rightarrow \sigma_0 = 2$$

$$W = \langle 0; \chi_{n-1}^2(0,975) \cup \chi_{n-1}^2(0,025); \infty \rangle = \langle 0; 30 \cup 70; \infty \rangle$$

$$\chi_{exp}^2 = \frac{(n-1)\sigma^2}{\sigma_0^2}$$

$$\chi_{exp}^2 = \frac{49 * 1,1^2}{1,1^2} = 49 \Rightarrow H_0$$

$$\chi_{exp}^2 = \frac{49 * 1,1^2}{2^2} \doteq 14,8 \Rightarrow H_a$$

6 Diskuse

V této bakalářské práci jsem se pokusil zjistit informovanost studentů oboru Radiologický asistent o vývoji a celkovém přínosu výpočetní tomografie. Zároveň jsem se snažil analyzovat vývoj instalací CT přístrojů na pracovištích v České republice.

První výzkumná otázka zněla, jestli „jsou respondenti dostatečně informováni, jaké významné technologie přispěly ke zdokonalení počítačové tomografie“.

Pro začátek jsem vypracoval dotazník, který se skládal z celkem 20 otázek. Tyto otázky se týkaly nejen důležitých informací o historii CT, ale také o současných zobrazovacích technikách. Dotazník byl následně rozposlán studentům prvního až třetího ročníku daného oboru. Měl sloužit pouze pro účely výzkumu, proto měli respondenti zaručenou anonymitu. Vyplněný dotazník mi však odeslalo pouhých 5 studentů (3 z třetího ročníku, 2 z ročníku druhého). I přes tento problém jsem zanalyzoval všechny odpovědi. Z výsledků uvedených v kapitole „Vlastní výzkum“ je patrné, že dotazník vyplňovaly převážně ženy (40%). Všichni se shodli na stejné možnosti pouze ve čtyřech otázkách, u třech z nich odpověděli zcela správně. Odpovědi se u ostatních otázek diametrálně odlišují. Hned u druhé otázky, která se týkala vynálezce prvního tomografického přístroje, zvolilo 80% respondentů možnost první, tedy Godfrey Newbold Hounsfield. Pouhých 40% studentů uvedlo, že Nobelova cena za fyziologii nebo medicínu za vývoj výpočetní tomografie byla udělena roku 1979. Jediný respondent dokázal na otázku „na jakém principu pracovaly CT přístroje první generace“ odpovědět správně, na principu rotačně translačním. Ani jeden student není informován o tom, že CT přístroje druhé generace umožnili již celotělové vyšetření. Třetí generace CT pracuje na principu rotačně rotačním, 4 z 5 studentů dokázali na tuto otázku odpovědět správně. Podle 60% respondentů se používá dodnes třetí generace. První a třetí možnost uvedlo u 8. otázky, kde měli studenti možnost vybrat nepravdivé tvrzení, 40% dotázaných. 60% vybralo možnost druhou. 3 z 5 respondentů se domnívají, že výpočetní tomografie pracuje na denzitometrickém principu (detektor registruje oslabení záření po průchodu strukturami těla). U otázky týkající se nejvíce používaných matic zvolila většina dotázaných možnost 512x512. Následující otázka byla pro respondenty daleko obtížnější, 40% vybralo možnost 256x256, dalších 40% možnost 1024x1024, jediný student byl přesvědčen, že maticí používanou pro rychlé rekonstrukce v reálném čase je matice 512x512.

Jako nepravdivé tvrzení označilo 60% studentů u otázky č. 14 třetí možnost, zbylých 40% možnost první. Maximální úhel sklonu gantry je podle 40% všech dotázaných 30 stupňů, ostatní respondenti jsou přesvědčeni o opaku. Správné tvrzení je u následující otázky to druhé, tuto možnost označili pouze 2 studenti (40%). Důležitou rovinou je u multiplanární rekonstrukce podle většiny dotázaných (80%) rovina axiální. Předposlední otázka byla pro studenty náročná, pouze jeden z nich zvolil správnou možnost. Akvizice dat u PET skutečně probíhá v určitých pozicích, zvaných „beds“. Tato otázka nebyla pro 4 z 5 respondentů žádným problémem.

Druhá výzkumná otázka zněla následovně: „Jaký je počet CT přístrojů v ČR?“

Další část svého výzkumu jsem zpracoval metodou statistického šetření. Jako statistický znak byly zvoleny regionální centra (AB a BM, OS a HK, CB, UL, PL). Z výsledného počtu (277) jsem losováním vybral 50 výpočetních tomografií. Pomocí vypočítaných absolutních, relativních a kumulativních četností jsem sestrojil 3 grafy. Aritmetický průměr vyšel 2,5 v prvcích škály, v hodnotách SZ se pohybuje někde mezi 2. a 3. prvkem škály (většina CT přístrojů se tedy vyskytuje v regionálních centrech AB a BM). Výpočtem Laplaceovy funkce byly zjištěny plochy p_i . Tyto plochy (teoretické relativní četnosti) a součiny np_i (teoretické absolutní četnosti) mi umožnily použít χ^2 -test. Výsledek testu normality potvrdil, že empirický graf lze nahradit Gaussovou křivkou.

7 Závěr

Cílem práce bylo jednak zjistit informovanost studentů prvního až třetího ročníku oboru Radiologický asistent o historii výpočetní tomografie pomocí dotazníkového šetření, a jednak zmapovat vývoj instalací CT přístrojů na pracovištích v České republice na základě statistického šetření.

Byly stanoveny dvě výzkumné otázky:

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

Vzhledem k velmi nízkému počtu vyplněných dotazníků se mi nepodařilo úplně zjistit znalost studentů v oblasti vývoje CT. Předpokládám, že důvodem byla jejich individuální možnost podílet se na tomto výzkumu. I přesto jsem dokázal z těchto odpovědí využít maximum a mohu dojít k závěru, že by studenti potřebovali více studijních materiálů, které jim pomohou vyznat se v jednotlivých pojmech. A přesně pro tyto účely lze tuto bakalářskou práci využít.

Naproti tomu je druhá část mého výzkumu úspěšná. Zanalyzoval jsem počet CT podle regionálních center, ke kterým náleží 2 příslušné kraje ČR. Zpracováním statistického šetření bylo jednoznačně potvrzeno, že se nejvíc tomografů vyskytuje v oblasti center AB a BM.

8 Seznam použitých informačních zdrojů

- [1] BRUNA, Josef, SEHR, Alois. *Celotělová výpočetní tomografie*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1988. 392 s. ISBN 08-033-88.
- [2] FERDA, Jiří, NOVÁK, Milan, KREUZBERG, Boris. *Výpočetní tomografie*. 1. vyd. Praha: Galén, Karolinum, 2002, 663 s. ISBN 80-246-0567-8.
- [3] KOLÁŘ, Jaromír, AXMANN, Karel, NEUWIRTH, Jiří. *Radiodiagnostické metody s využitím počítačů*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1991, 160 s. ISBN 08-011-91.
- [4] *Minulost, současnost a budoucnost CT zobrazovacích systémů firmy Toshiba*. Praktická radiologie. 2004, roč. 9, č. 4, s. 14-15.
- [5] Princip výpočetního tomografu. In: *Wikipedie* [online]. 2006 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD_tomografie.
- [6] PTÁČEK, Jaroslav. *Multislice CT*. Praktická radiologie. 2007, č. 1, 8-14.
- [7] VÁLEK, Vlastimil, et al. *Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie*. 1. vyd. Brno: IDV PZ, 1998. 84 s. ISBN 80-7013-294-9.
- [8] Výpočetní tomografie. *Wikiskripta* [online]. 2023 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD_tomografie.
- [9] Výpočetní tomografie a Hounsfieldovy jednotky. *Wikiskripta* [online]. 2018 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD_tomografie_a_Hounsfieldovy_jednotky.
- [10] Illustration of the three major dual-energy CT (DECT) techniques. In: *ResearchGate* [online]. 2017 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/figure/Illustration-of-the-three-major-dual-energy-CT-DECT-techniques-Dual-source-DECT_fig1_319993747.
- [11] PÁNKOVÁ, Olga. Zobrazovací systémy - CT. *IS MUNI* [online]. 2021 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/med/jaro2021/BRPR0422p/Zobrazovaci_systemy_-_CT.pdf.
- [12] SVÍTILOVÁ, Jana. Historie: CT - počítačová tomografie. *FN Motol* [online]. 2022 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://www.fnmotol.cz/blog/historie-ct-pocitacova-tomografie/>.

- [13] Výpočetní (počítačová) tomografie - CT. *Nemocnice AGEL* [online]. 2023 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://nemocniceostravavitkovice.agel.cz/pracoviste/oddeleni/rdg/informace-pro-pacienty/ct.html>.
- [14] TICHÝ, Lubomír. Vyšetřovací metoda - PET/CT. *Medicína pro praxi* [online]. 2009, roč. 6, č. 1, s. 46-49 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2009/01/11.pdf>.
- [15] Doporučení pro intravaskulární podání kontrastních látek dle Evropské společnosti pro urogenitální radiologii (v. 10.0). *Česká radiologie* [online]. 2022, roč. 76, č. 4, 218-221 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_2204_218_221.pdf.
- [16] MCKENZIE, Jason, GOERGEN, Stacy. Computed Tomography (CT). *Inside Radiology* [online]. 2017 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://www.insideradiology.com.au/computed-tomography/>.
- [17] COUCHER, John. Dual Energy CT scan. *Inside Radiology* [online]. 2017 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://www.insideradiology.com.au/dual-energy-ct-scan/>.
- [18] CHODACKI, Aleš. PET (pozitronová emisní tomografie). *Statim*. 2016, (5), 2-10.
- [19] Hybrid Imaging: Instrumentation and data processing. *Frontiers* [online]. 2018 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphy.2018.00047/full>.
- [20] The future of hybrid imaging - part 1: hybrid imaging technologies and SPECT/CT. *Springer open* [online]. 2011 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://insightsimaging.springeropen.com/articles/10.1007/s13244-010-0063-2>.
- [21] Electron Beam Tomography. *ScienceDirect* [online]. 2011 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/electron-beam-tomography>.
- [22] KUBEŠOVÁ, Barbora. CT vyšetření umožňuje lékařům detailně prozkoumat orgány a tkáň. Jak probíhá?. *Zdraví euro* [online]. 2022 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanky/ct-vysetreni-prubeh-indikace/>.
- [23] Helikální skenování u CT. *Lucie Sukupová* [online]. 2013 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/helikalni-skenovani-u-ct/>.
- [24] Principles of CT: Multislice CT. *Journal of Nuclear Medicine Technology* [online]. 2008, **36**(2), 57-68 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://tech.snmjournals.org/content/36/2/57>.
- [25] Sir Godfrey Newbold Hounsfield. In: *Britannica* [online]. 2023 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://www.britannica.com/biography/Godfrey-Newbold-Hounsfield>.
- [26] Computed Tomography. In: *Radiology Key* [online]. 2016 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://radiologykey.com/computed-tomography-8/>.

- [27] CT. In: *Axon* [online]. 2020 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://www.axon-med.cz/2020/11/ct.html>.
- [28] Radiation dose issues in multi-slice CT scanning. In: *Semantic Scholar* [online]. 2005 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/Radiation-dose-issues-in-multi-slice-CT-scanning-Lewis/84672351c5abaa8c43cd8bd029e0c92c249d99ec>.
- [29] Research Fundamentals. In: *Stanford: Advanced Optical Ceramics Laboratory* [online]. [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <http://web.stanford.edu/group/scintillators/scintillators.html>.
- [30] Hounsfield scale (diagram). In: *Radiopaedia* [online]. 2023 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/cases/hounsfield-scale-diagram>.

9 Seznam zkratek

CT – Computed Tomography (výpočetní tomografie)

RTG – rentgenové záření

EBCT – Electron-Beam Computed Tomography

mAs – miliámpérsekunda

MSCT – Multislice Computed Tomography

SSCT – Singleslice Computed Tomography

mm – milimetr

kV – kilovolt

MPa – megapascal

V – volt

cm – centimetr

HU – Hounsfield Unit (Hounsfieldova jednotka)

MPR – multiplanární rekonstrukce

CRP – rekonstrukce zakřivené plochy

MIP – Maximum Intensity Projection

MinIP – Minimum Intensity Projection

VRT – Volume Rendering Technique

KL – kontrastní látka

PND – paranazální dutiny

UZ – ultrazvuk

i.v. – intravenózní aplikace

DECT – Dual Energy Computed Tomography

MR – magnetická rezonance

PET – Positron Emission Tomography (pozitronová emisní tomografie)

MPI – Magnetic Particle Imaging

NIRS – Near Infrared Spectroscopy and Imaging

SPECT – Single-Photon Emission Computed Tomography (jednofotonová emisní výpočetní tomografie)

SÚJB – Státní ústav pro jadernou bezpečnost

ČR – Česká republika

Ing. – inženýr

Ph.D. – doktor

MBA – Master of Business Administration

emp. – empirický

SJ – statistická jednotka

SZ – statistický znak

HSZ – hodnoty statistického znaku

ZSS – základní statistický soubor

NV – náhodný výběr

VSS – výběrový statistický soubor

CB – regionální centrum (Jihočeský kraj a Kraj Vysočina)

OS – regionální centrum (Olomoucký kraj a Moravskoslezský kraj)

HK – regionální centrum (Královéhradecký kraj a Pardubický kraj)

AB – regionální centrum (Praha a Středočeský kraj)

BM – regionální centrum (Jihomoravský kraj a Zlínský kraj)

UL – regionální centrum (Liberecký kraj a Ústecký kraj)

PL – regionální centrum (Karlovarský kraj a Plzeňský kraj)

JPT – jednovýběrové parametrické testování