

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Bc. Gabriela Šestáková

Porovnání low-dose CT vyšetření plic na různých přístrojích

Diplomová práce

Vedoucí práce: Ing. David Kozák

Olomouc 2023

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

Olomouc 28. července 2023

Bc. Gabriela Šestáková

Poděkování

Chtěla bych poděkovat vedoucímu diplomové práce Ing. Davidovi Kozákovi za odborné vedení, věcné připomínky a cenné rady.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce
Téma práce: Porovnání low- dose CT plic na různých přístrojích
Název práce: Porovnání low-dose CT plic na různých přístrojích ve Fakultní nemocnici Olomouc
Název práce v AJ: Comparison of low-dose CT of the lungs on different scanners in the Olomouc University hospital

Datum zadání: 2022–01–31

Datum odevzdání: 2023–07–28

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav radiologických metod

Autor práce: Bc. Gabriela Šestáková

Vedoucí práce: Ing. David Kozák

Oponent práce: MUDr. Tomáš Klimas

Abstrakt v ČJ:

Diplomová práce se zabývá současnou problematikou low-dose CT vyšetření plic, je zaměřena na diagnostické metody se zaměřením na výpočetní tomografii. Cílem teoretické části této diplomové práce je prostřednictvím rešerše odborných publikovaných článků předložit informace a nejnovější poznatky o problematice low-dose CT vyšetření. Teoretická část se zaměřuje na shrnutí a využitelnost poznatků o technice low-dose CT.

Cílem praktické části je ověřit aktuální CT protokol screeningu plic a aktuální CT protokol pro hrudník. Modifikovat screeningový protokol na nižší dávku se zachováním kvality obrazu. Modifikovat standardní plicní protokol na nižší dávku se zachováním kvality obrazu. Porovnat CTDI vol u GE Revolution a GE Revolution Apex. Porovnat původní protokol s optimalizovaným protokolem přístroje GE Revolution Apex. Výzkumná část zahrnovala měření

pomocí antropomorfního fantomu, na základě kterého byl změněn protokol na screening. Po změně došlo k 15% snížení dávky při zachování kvality obrazu.

Abstrakt v AJ:

The thesis deals with the current issue of low-dose CT examination of the lungs, it is focused on diagnostic methods with a focus on computed tomography. The aim of the theoretical part of this thesis is to present information on the latest findings on the issue of low-dose CT scanning through a search of published articles. The theoretical part focuses on the summary and applicability of the knowledge about the low-dose CT technique.

The aim of the practical part is to verify the current CT protocol for lung screening and the current CT protocol for chest. Modify the screening protocol to a lower dose while maintaining image quality. Modify the standard lung protocol to a lower dose with preservation of image quality. Compare CTDI vol for GE Revolution and GE Revolution Apex. Compare the original protocol with the optimized protocol of the GE Revolution Apex. The research part included measurements using an anthropomorphic phantom, based on which the screening protocol was changed. After the change, there was a 15 % reduction in dose while maintaining image quality.

Klíčová slova ČJ: Výpočetní tomografie, karcinom plic, nízkodávkové vyšetření

Klíčová slova v AJ: Computed tomography, lung carcinoma low-dose examination,

Rozsah: 110/3

Obsah

ÚVOD	8
Rešeršní činnost.....	10
1. Výpočetní tomografie.....	12
1.1 Princip výpočetní tomografie	12
1.2 Produkce rentgenového záření.....	13
1.2.1 Brzdné záření.....	13
1.2.2 Charakteristické záření	14
1.3 Faktory ovlivňující rentgenové záření	15
1.3.1 Materiál anody.....	16
1.3.2 Napětí a proud rentgenky	16
1.4 Konstrukční koncept MDCT	16
1.5 CT skener.....	17
1.6 CT detektory	18
1.7 CT vyšetření.....	19
1.8 Akviziční parametry	20
1.8.1 Expozice	21
1.8.2 Kolimace a datová stopa.....	21
1.8.3 Pitch faktor, rotační perioda	22
1.8.4 Časové rozlišení.....	22
1.8.5 Sekvenční a dynamické sériové skenování	23
1.8.6 Spirální skenování	23
1.8.7 Dynamické objemové skenování.....	24
1.9 Rekonstrukční parametry.....	24
1.9.1 Rekonstrukční algoritmy	24
1.9.2 Rekonstrukční inkrement.....	26
1.9.3 Rekonstrukční filtr.....	26
1.10 Vlastnost rekonstruovaného obrazu.....	27
1.10.1 Kontrast a šum	27
1.10.2 Prostorové rozlišení	27

1.10.3 SNR a CNR	28
1.11 Postprocessing – MPR, MIP, MinIP, Volume rendering technique	28
1.11.1 Multiplanární rekonstrukce	28
1.12 Příprava pacienta k vyšetření CT plic.....	29
1.13 Základy CT diagnostiky onemocnění hrudníku	30
1.13.1 Nativní CT vyšetření hrudníku.....	30
1.13.2 Postkontrastní CT vyšetření hrudníku	30
2. Pilotní program časného záchytu karcinomu plic	32
2.1 Požadavky na technické vybavení.....	32
2.2 Doporučení pro skenovací protokol.....	32
2.3 Hodnocení nálezů a časování kontrolního vyšetření	35
2.4 První LDCT Screening	39
2.5 Metodika realizace.....	39
2.6 Přínosy a rizika screeningu karcinomu plic.....	49
2.7 Příprava pacienta na LDCT vyšetření a samotné vyšetření.....	50
2.8 Přístupy, které zpřesňují přesnost LDCT.....	51
2.9 Srovnání s mamografickým screeningem.....	52
3. Výzkumná část	55
3.1 Výzkumné cíle a výzkumné otázky.....	55
3.2 Hypotézy.....	55
3.3 Výzkumná otázka	58
4 Metodika výzkumu.....	59
4.1 Charakteristika souboru.....	59
4.2 Metoda sběru dat.....	60
4.3 Metoda analýzy dat.....	62
5 Výsledky.....	63
6 Diskuse	77
Závěr.....	81
Referenční seznam	82
Zkratky:	91
Seznam obrázků	93

Seznam tabulek	95
Seznam příloh.....	96
Přílohy	97

ÚVOD

Karcinom plic je jedním z nejčastějších onemocnění v onkologii. Je podmíněný více faktory, ale hlavní příčinou je kouření (Mírka et.al.,2021, s. 66). V roce 2021 byla v České republice incidence 59,42 případů na 100 000 obyvatel. (Dušek et.al.,2023) U mužské populace je incidence klesající. Na druhou stranu u žen incidence roste. I přes pokročilé zobrazovací metody je karcinom plic ve dvou třetinách případů zaznamenán až v pokročilém stádiu. To znamená, že většina pacientů nehledě na zlepšující se léčebné možnosti zemře. (Mírka et.al.,2021, s. 66) Velkou změnu přinesly studie NLST (National Lung Screening Trial) v USA a studie NELSON v Evropě, které porovnávaly efektivitu screeningu LDCT hrudníku oproti prostému snímku plic. Obě studie prokázaly, že screening pomocí low-dose CT výrazně snižuje úmrtnost. (Medical Tribune, 2018) V České republice je proto zřízen populační pilotní program časného zachytu karcinomu plic. Jeho cílem je včas zachytit onemocnění společně s adekvátní léčbou vedoucí ke snížení úmrtnosti. (Mírka et.al.,2021, s. 66)

V současné době se používá multidetektorové nízkodávkové CT. Většina plicních uzlů je malých, proto je potřeba vysokého prostorového rozlišení. Hodnotí se také objem uzlů. Kvůli vysokému kontrastu mezi vzduchem, plicemi a plicními uzly, umožňuje nízkodávkové CT vyšetření nízkou dávkou záření při zachování dostatečné kvality obrazu pro hodnocení uzlů. (Rampinelli, 2012, s. 548)

Cílem diplomové práce je sumarizovat dohledané aktuální poznatky o low dose CT vyšetření plic a optimalizovat screeningový protokol plic.

Jako vstupní studijní literatura byly prostudovány tyto materiály:

FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014, 314 s. Učebnice. ISBN 978-80-244-2901-4.

SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.

Rešeršní činnost

Pro tuto diplomovou práci byly použity zdroje ve formě publikací i odborných článků. Pro účel diplomové práce bylo dohledáno celkem 16 odborných publikací. K vyhledání odborných článků byly použity databáze Medvik, PubMed a EBSCO. K vyhledávání byla použita klíčová slova: Výpočetní tomografie, karcinom plic, nízkodávkové vyšetření. V tomto případě byly nalezeno 36 odborných článků v českém jazyce. Využitím anglických nástrojů: PubMed a EBSCO bylo za pomoci klíčových slov: computer tomography, lung carcinoma, low-dose examination nalezeno celkem 421 článků v anglickém jazyce.

Vyhledávání bylo vymezeno na dobu 10 let, to je od roku 2012 do roku 2022. na základě různých hledisek (duplicita; klasifikační práce; články neodpovídající danému tématu; nebylo možné dohledat celý text článku) byla většina článků vyřazena. Výsledný počet nalezených odborných článků byl 42.

ALGORITMUS REŠERŠNÍ ČINNOSTI



VYHLEDÁVACÍ KRITÉRIA:

- klíčová slova v ČJ: výpočetní tomografie, karcinom plic, nízkodávkové vyšetření
- klíčová slova v AJ: computed tomography, lung carcinoma low-dose examination
- jazyk: čeština, angličtina
- období: 2012-2022
- další kritéria: recenzovaná periodika, plný text



DATABÁZE: Pubmed, EBSCO, Medvik



Nalezeno 457 článků



Vyřazující kritéria: nesouvisející studie, duplicitní články, kvalifikační práce



SUMARIZACE VYUŽITÝCH DATABÁZÍ A DOHLEDANÝCH DOKUMENTŮ



Pro tvorbu diplomové práce bylo použito 42 dohledaných článků

1. Výpočetní tomografie

Slovo tomografie pochází z řečtiny ze slova tomos (řez) a grapho (popsat). (Šanta, 2015, s.66) (Lusic a Grinstaff, 2013, s. 1641) Je to radiologická vyšetřovací metoda zejména diagnostického ale i terapeutického charakteru. Díky tomografické rekonstrukci dokáže zobrazit vnitřní strukturu vyšetřovaného objemu. (Seidl, 2012, s. 44) Výpočetní tomografie byla vynalezena na přelomu 60. a 70. let 20. století. První klinický tomograf byl spuštěn v roce 1971. Pro lékařské zobrazování to mělo zásadní význam. (Ferda, 2015, s. 18) Jedná se o rekonstrukci dat skrze absorpci ionizujícího záření, které proniklo vyšetřovaným objektem. Pohlčené záření se detekuje soustavou detektorů, které se nachází naproti rentgence. (Šanta, 2015, s.66–67)

1.1 Princip výpočetní tomografie

Princip získávání skenů se nejlépe popisuje na přístrojích s jednou řadou detektorů. Z rentgenky vychází svazek záření ve tvaru vějíře. Tloušťka svazku záření je šířka zobrazované vrstvy. Záření po průchodu pacientem dopadá na detektory uložené na části kruhové výseče, které se nacházejí naproti rentgence. V detektorech je detekováno dopadající ionizující záření, které je převedeno na elektrický signál. Následně je signál odeslán do počítače, kde je zpracován. Rentgenka s detektory otáčí kolem izocentra přístroje, doba rotace je obvykle v rozmezí 0,25–1 s. Během jedné rotace se skrze každý detektor zhotoví stovky až tisíce projekcí. U víceřadých CT přístrojů jsou až stovky jednotlivých detekčních elementů. Počítač z těchto dat zrekonstruuje obraz vyšetřované vrstvy. Moderní přístroje disponují více řadami detektorů a umožňují tak během jedné otočky skenovat větší objem najednou. Tyto přístroje jsou označovány jako víceřadé CT (MDCT). Rekonstruovaný digitální obraz je obvykle tvořen maticí o rozměru 512 × 512. Přístrojem vypočítaný lineární součinitel zeslabení v určitých místech se relativně vztáhne k lineárnímu součiniteli zeslabení vody a vzduchu podle vzorce:

$$HU = \frac{(\mu - \mu_{\text{voda}})}{(\mu_{\text{voda}} - \mu_{\text{vzduch}})} * 1000,$$

označuje se jako denzita. Udává se v Hounsfieldových jednotkách v rozmezí od -1000 HU do +3096 HU. Rozložení denzit vychází ze dvou hodnot. Z hodnoty vzduchu -1000 HU a z hodnoty destilované vody 0 HU. (Heřman, 2014, s.21–22) Lidské oko nerozezná 4000 stupňů

šedi, proto se obraz popisuje v takzvaných oknech. Zobrazovací okno se definuje středem a šířkou okna. Jiné okno se například používá pro mozek, jiné pro břicho, nebo pro kosti. (Vomáčka, 2015, s. 67)

1.2 Produkce rentgenového záření

Zdrojem rentgenového záření je rentgenová lampa neboli rentgenka. Jedná se o vakuovanou diodu připojenou k elektrickému obvodu o napětí 20–200 kV. Rentgenové záření se skládá ze dvou složek: brzdného a charakteristického a záření. Elektrony jsou emitovány ze žhavené katody a urychlovány silným elektrickým polem mezi katodou a anodou. Dopadají na anodu, kde dochází k přenosu kinetické energie urychlených elektronů. Velmi malá část kinetické energie se změní na rentgenové záření a větší část je předána anodě ve formě tepla. Rentgenové záření je kolimátorem vedeno ven z rentgenky. (Seidl et.al., 2012, s. 28)

1.2.1 Brzdné záření

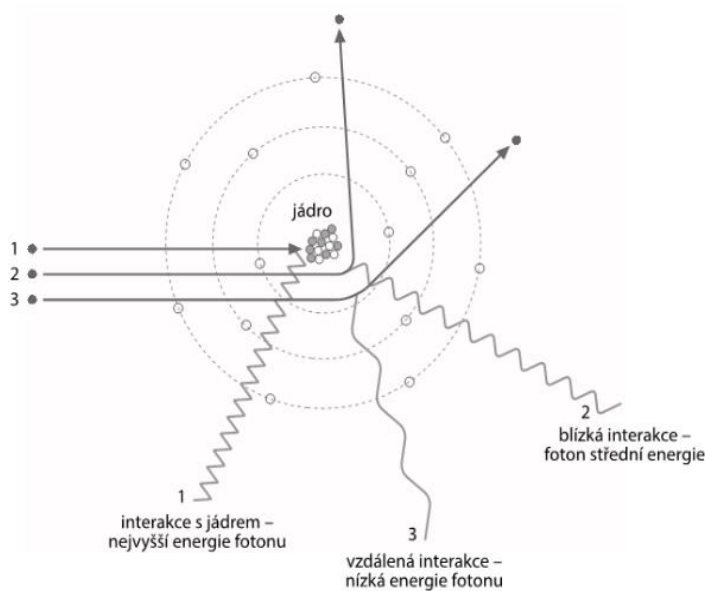
Interakcí urychlených elektronů s materiálem anody vzniká brzdné záření. Elektron, který proletí kolem jádra je přitahován coulombickou silou ke kladně nabitému jádru. Pohybem elektronu po zakřivené dráze dochází k emisi brzdného záření. Energie tohoto záření je rovna kinetické energii, kterou elektron ztratí. (Súkupová, 2018, s. 41)

Velikost kinetické energie, kterou elektron při svém letu ztratí je závislá na vzdálenosti od jádra, se kterým elektron interaguje. S menší vzdáleností mezi elektronem a jádrem jsou coulombické síly kvadraticky větší. Pokud je elektron poměrně daleko od jádra, coulombické síly jsou slabé, a elektron bude tedy přitahován velmi slabě. Vznikne foton s nižší energií. Když má elektron menší vzdálenost od jádra, coulombické síly více působí na elektron, elektron ztratí více energie a vzniká foton s větší energií. Přímou interakcí elektronu s jádrem ztratí elektron veškerou svou kinetickou energii a vzniká foton s nejvyšší možnou energií pro nastavené urychlovací napětí. (Bushberg et.al., 2021, s. 185–187)

Pravděpodobnost že dojde k přímé srážce elektronu s jádrem je velmi malá, protože atom má velmi malé jádro a velký elektronový obal. Zřídka kdy vznikají elektrony s maximální energií, obvykle jsou to elektrony o nízké energii. Ve výsledném spektru je proto nižší zastoupení fotonů s vyšší energií. Nejvyšší možná energie je dána urychlovacím napětím mezi katodou a anodou v rentgence.

Množství fotonů závislé na energii neboli energetické spektrum je u brzdného záření spojité. U charakteristického je spektrum diskrétní.

Na vznik brzdného záření působí více faktorů. K základním faktorům, které ovlivňují efektivitu produkce brzdného záření, se řadí atomové číslo materiálu anody a potenciál mezi katodou a anodou rentgenky což je kinetická energie urychlovaných elektronů. Čím vyšší je atomové číslo anody a kinetická energie elektronů, tím více energie je vyzářeno ve formě fotonů brzdného záření. Pravděpodobnost produkce brzdného záření roste s atomovým číslem látkového prostředí, ve kterém vzniká.



Obrázek 1 Interakce elektronů při vzniku brzdného záření

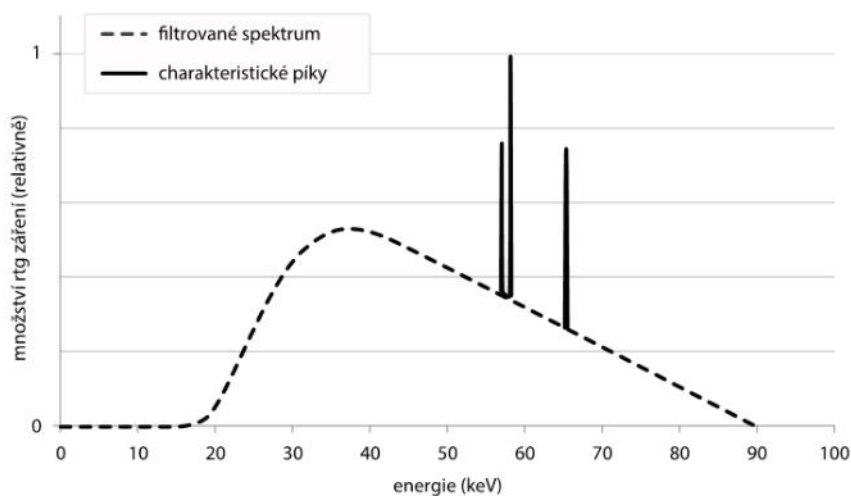
Zdroj: Súkupová, 2018, s. 41

1.2.2 Charakteristické záření

Elektrony atomů anody rentgenky jsou vázané na specifické slupce v elektronovém obalu. Slupka K je nejbližší atomovému jádru a na ní jsou elektrony navázány největší vazebnou silou. Na další slupce L je vazebná energie menší. Následují slupky M, N, O, P, Q. Vzdálenější slupky od jádra mají čím dál tím nižší vazebnou energii. Každý prvek má jinou vazebnou energii elektronů.

Pokud je energie elektronů dopadajícího na anodu větší než vazebná energie elektronů, dochází k uvolnění elektronů z určité slupky a tím je atom ionizován. Například díra v elektronové K slupce je nestabilní. Dojde k zaplnění elektronem z vyšší energetické hladiny tedy L slupky. Rozdíl vazebné energie mezi K a L slupkou se vyzáří ve formě charakteristického záření. Charakteristické záření má spektrum diskrétní na rozdíl od brzdného, kde je spektrum spojitě.

Vazebná energie elektronů na slupkách pro atomy různých prvků je odlišná a také rozdíl mezi vazebnými energiemi slupek je odlišný pro atomy různých prvků. Energie emitovaného fotonu charakteristického záření je pro různé prvky odlišná. Pro atomy stejného prvku je totožná, charakteristická pro určitý prvek. Z toho důvodu se záření označuje jako charakteristické. (Súkupová, 2018, s. 41–42)



Obrázek 2 Rentgenové spektrum brzdné a charakteristické záření

Zdroj: Súkupová, 2018, s. 43

1.3 Faktory ovlivňující rentgenové záření

Výsledné spektrum rentgenového záření se popisuje kvalitativně a kvantitativně. Kvalitou se rozumí relativní zastoupení fotonů s danou energií. Popisuje chování svazku při průchodu látkou, tedy určitou schopnost penetrace. Kvalita rentgenového svazku bývá charakterizována střední, nebo efektivní energií. Kvantita znázorňuje počet rentgenových fotonů tvořící svazek.

Účinnost, kvalita a kvantita produkce rentgenového záření jsou podmíněny materiálem anody, napětím a proudem rentgenky, dobou expozice, filtrací svazku a tvarem vlny generátoru.

Mezi základní faktory, které mají vliv na efektivitu produkce brzdného rentgenové záření, patří atomové číslo materiálu anody a kinetická energie elektronů.

1.3.1 Materiál anody

Atomové číslo materiálu anody lineárně úměrně ovlivňuje produkci brzdného záření. Energie charakteristického záření na anodě závisí na materiálu anody. (Bushberg et.al.,2021, s. 59,64,219). U CT systému se využívá výhradně wolfram. Mamografická rentgenka je tvořena molybdenem, rhodiem a nově i wolframem. Intraorální rentgen je tvořen mědí, nebo kombinací mědi a wolframu. Anoda může být stacionární, nebo rotační. Stacionární se využívá u intraorálního rentgenu, nebo u pojízdných skiografických přístrojů. (Súkupová,2018, s. 29-30) (Vomáčka, 2015, s. 15)

1.3.2 Napětí a proud rentgenky

Napětí a proud přiváděné do rentgenové trubice jsou důležitými parametry pro produkci rentgenového záření. Zvýšením urychlovacího napětí na rentgence se zvýší maximální možná energie emitovaných fotonů a zároveň se zvýší celkový počet fotonů v celém energetickém spektru. (Hendee et.al.,2002, s.75–76) Zvýšením elektrického proudu při konstantním napětí se zvyšuje celkový počet produkovaných rentgenových fotonů. (Bushberg, 2021, s. 219)

1.4 Konstrukční koncept MDCT

MDCT přístroje se mohou na základě jejich konstrukčního konceptu rozdělit na několik skupin. (Votrubová et.al.,2009, s. 21) Nejběžnější typ je opatřen jednou rentgenkou a jednou soustavou detektorů s rozmezím 4–320 datových stop. (Vomáčka, 2015, s. 43) Jednotlivé detekční elementy jsou stejně velké, pouze jejich slučováním se mění šířka datové stopy.

Alternativním typem je detektor s adaptivním polem využívající v oblasti středu jemnější detektory a na okrajích detektory širší. Při výběru tenkých řezů je limitována celková kolimace během jedné rotace.

Dalším typem je dvou zdrojový CT systém, který se od klasického CT systému odlišuje instalací dvou rentgenek a dvou detektorových soustav zapojených v 90° úhlu. Díky zapojení

obou detektorových soustav dochází k rychlejší akvizici a lepšímu časovému rozlišení. (Votrubová et.al., 2009, s. 21) Nejvíce se využívá při vyšetření patologie srdce. (Peterová, 2010, s. 90)

Obě rentgenky mohou používat stejné napětí. Zde dochází k výraznému zlepšení časového rozlišení. Pokud mají rentgenky odlišnou voltáž 80kV a 140 kV, mohou rozlišit látky podle rozdílné absorpce rentgenového záření o dvou různých energiích. Uplatňuje se při fyzikálně – chemické analýze, která zjišťuje a kvantifikuje obsah chemických prvků v tkáni. Velikost absorpce rentgenového záření je závislá také na energii záření při vyšetření.

Běžné CT přístroje, které mají urychlovací napětí v rozmezí 80–140 kV, mají energetický rozsah emitovaného záření od 25 do 140 keV. S vyšším urychlovacím napětím je zastoupení charakteristického záření vyšší v poměru k zastoupení charakteristického záření při nižším urychlovacím napětí. Obecně je ale u CT spektra dominantní brzdné záření. Při nižším napětí se nachází spektrum emitované energie v rozmezí od 25 do 80 kV a celkové množství záření je podstatně nižší. Při nastavení napětí na 80 kV bude průměrná energie záření 53,3 keV. Jestliže je napětí na rentgence 140 kV, průměrná energie je 71 keV. Zároveň dochází ve spektru ke zvýšení podílu charakteristického záření. Většina rentgenek využívá pro CT vyšetření napětí 120 kV. (Ferda, 2008, s. 11-13) Nižší napětí je používáno u low-dose vyšetření, nebo u angiografických vyšetření s kontrastní látkou. Dále u dětských pacientů, nebo při použití automatické volby napětí u pacientů s menším efektivním průměrem. (Votrubová et.al.,2009, s.26-27)

1.5 CT skener

Rentgenka tvoří rozbíhavý vějířovitý svazek s úhlem 50–60° v rovině axiální v úhlu 2–18° v podélné ose Z. CT rentgenky se řadí k těm nejvýkonnějším s výkonem 100–120 kW. Důvodem jsou krátké expoziční časy s poměrně tvrdými spektry o vyšší efektivní energii přibližně 40–55 keV. Základní filtrace rentgenky je ekvivalentní filtrací 1–3 milimetrů hliníku, 0,1 mm Cu je přídatná flat filtrace. Dohromady vytváří filtraci ekvivalentní 5–6 mm Al. Některé filtrace jsou ještě větší zhruba 0,2 mm Cu, výsledně je to 8–9 mm Al, mnohdy 12 mm Al. Dostatečná velikost anodového terčiku umožňuje pokrýt oblast detektorů celou kolimovanou oblast. Zároveň je potřeba, aby rentgenka byla schopna pracovat při odstředivém zrychlení až 40 g. Velikost ohniska CT rentgenky je 0,5–1,5 mm. CT rentgenky jsou jedny z nejvíce

zatěžovaných, využívají relativně vysoký proud po dobu několika vteřin. Z tohoto důvodu musí být dostatečně dobře chlazeny. Rychlost odvodu tepla z anody rentgenky může být až 4,8 MHU/min.

Náběr dat pomocí rentgenového záření probíhá rentgenkou kontinuálně s 360° rotací. Za 0,2–0,5 sekund se pořídí několik stovek až tisíců projekcí. Používá se rentgenové spektrum o urychlovacím napětí 120 kV. Některé rentgenky však nabízí i jiné napětí v rozmezí 70–150 kV. Před proniknutím rentgenového záření do pacienta je svazek upraven flat filtrem a bow-tie filtrem. Flat filtr vytvořený z Cu nebo Al materiálu odstíní nízké energie fotonů, které zvyšují dávku pacienta a nepříspívají ke kvalitě obrazu. Bow tie filtr je vyroben z hliníku nebo polytetrafluoretylenu. Nachází se u výstupu rentgenky a tvaruje uhlové rozložení fluence tak, aby bylo kompenzováno zeslabení pacienta na periférii vzhledem k zeslabení středem objemu. V CT skeneru jsou minimálně dva bow tie filtry. Jeden pro hlavu a druhý pro tělo. Někdy mají CT skenery i třetí filtr pro dětské pacienty.

1.6 CT detektory

Pro průchodu pacientem prochází rentgenové záření před dopadem na detektor na protirozptylovou mřížku, která je tvořena wolframovými septy. Septa jsou lokalizována v neaktivních místech detekčních elementů, aby nedocházelo k nízké detekci. (Súkupová, 2018, s. 39,113–116)

Detektor zachycuje fotony rentgenového záření, které pronikají vyšetřovanou oblastí a mění ho na elektrický signál k dalšímu elektrickému zpracování a následné rekonstrukci obrazu. Vyznačují se vysokou citlivostí a rychlostí detekcí fotonů rentgenového záření takzvanou krátkou mrtvou dobou. (Seidl, 2012, s. 48)

Nejčastějším typem detektorů u klinicky používaných CT jsou detektory scintilační. Skládají se z 3 vrstev. První vrstvu tvoří scintilační materiál. Další vrstvou je fotodioda. Třetí vrstvou je substrát. (Shefer et.al.,2013, s.77) Scintilační vrstva převádí energii rentgenových fotonů na viditelné světlo. To je pak zaznamenáno fotodiodami na výstupu scintilátoru. Optický signál je přeměněn na elektrický, a to je základem pro vznik CT obrazu. Scintilátory jsou omezeny odrazivým materiálem zvaným substrátem, aby nedošlo k takzvanému cross – talku, tedy případu, kdy je světlo z jedné interakce zachyceno i vedlejšími fotodiodami. (Súkupová, 2018, s. 116)

Za hlavní vlastnosti detektoru se považuje dynamický rozsah. Rozsah CT detektorů je přibližně 5 řádů. Dále se zde řadí rychlost odezvy, geometrická a kvantová detekční účinnost, prostorový a časový cross-talk, homogenita a dlouhodobá a krátkodobá stabilita. CT detektory musí reagovat na stejné ozáření stejnou odezvou.

Geometrická detekční účinnost se definuje poměrem mezi počtem rentgenových fotonů, které dopadají na aktivní část detektoru a celkovým počtem rentgenových fotonů. Účinnost je ovlivněna fill faktorem, což je poměr mezi aktivní částí detektoru a celkovou částí detektoru. Neaktivní část detektoru tvoří elektronika zpracovávající signál.

K vývoji CT detektorů přispěly tři hlavní trendy. Zvýšení počtu řezů, v souvislosti s větším skenovaným objemem. Dále zvyšováním rychlosti skenů s větším zdrojovým výkonem a kratším časem k zhodnocení signálu. A v neposlední řadě snížení dávky související s iterativní rekonstrukcí. (Shefer et.al., 2013, s.76–78)

1.7 CT vyšetření

Samotné pracoviště obsahuje obslužný a vyhodnocovací stůl (konzoli radiologického asistenta, vyhodnocovací a ovládací monitor, display tlakové stříkačky, NIS obrazovka), vyšetřovací tunel (gantry) s pohyblivým stolem. K přídatnému vybavení patří tlakový injektor nebo anesteziologický přístroj. Obvykle se na pracovišti nachází pracovní stanice, která slouží ke zpracování specializovaných programů nebo 3D obrazů a PACS stanice. (Vomáčka, 2015, s. 43)

CT je metoda nebolestivá, neinvazivní. Pacientovi stačí pouze psychická příprava a informace o důvodu a průběhu vyšetření. U pacientů, u kterých se vyskytla alergická reakce po jodové kontrastní látce se vyžaduje náležitá příprava. Po i. v. aplikaci se mohou objevit nežádoucí účinky i u osob, které alergii v anamnéze nemají.

Indikace je důkladně kontrolována zejména u dětí a osob v reprodukčním období života. CT pro pacienta znamená vysokou radiační zátěž. (Šanta et.al., 2015, s.70) Nativní CT nemá žádnou absolutní kontraindikaci, pouze relativní kontraindikaci, což je těhotenství. Pro i.v. aplikaci jodové kontrastní látky je absolutní kontraindikace těžká alergická reakce. Relativními kontraindikacemi jsou pak závažné jiné alergické reakce, které jsou uvedeny v anamnéze, porucha funkce ledvin, nebo zvýšená funkce štítné žlázy. (Malíková, 2019, s. 28)

Před samotným zahájením CT vyšetření se provede lokalizační zobrazení (Súkupová, 2018, s. 133) Označuje se zkratkou SPR (scan projection radiograph). Jedná se o prvotní rentgenové zobrazení. Skenuje se nerotující soustavou rentgenky a detektorů, obvykle v AP a LAT projekci. Lehátko s pacientem se posouvá skrze gantry. Tvoří se planární obraz obdobný obrazu rentgenovému. Napomáhá vytyčit začátek a konec vyšetřované oblasti.

CT vyšetření se vždy provádí v rovině transverzální. Současné přístroje jsou schopné zrekonstruovat 3D obraz 3D – CT rekonstrukce. Umožňují zobrazit duté orgány a systémy takzvanou virtuální technikou.

Oblast, kterou vyšetřujeme, se rozděluje na větší počet tenkých řezů, a ty se potom zvlášť snímají z různých úhlů. Ze zeslabení rentgenových paprsků v jednotlivých projekcích se v počítači matematicky rekonstruuje tomografický obraz daného řezu. Na monitoru se pak může prohlížet vyšetřovaná oblast po jednotlivých vrstvách.

Na rozdíl od konvenčního RTG zobrazení, CT nabízí vyšší kontrast. CT rozeznává a zobrazuje i nepatrné odlišnosti v lineárním součiniteli zeslabení RTG záření procházející vyšetřovanou tkání. (Seidl, 2012, s.47–48)

U CT vyšetření lze určit pouze patologické jevy, které se na nativních skenech odlišují svou denzitou vůči okolí. Při popisu nálezů se používají výrazy typu: hypodenzní, které mají nižší denzitu a zobrazují se tmavě, izodenzní mající stejnou denzitu, a hypertenzní s vyšší denzitou a světlou barvou na obrazech. Pokud se vyšetření provádí nativně a s použitím kontrastní látky i. v., popisuje se denzita patologických útvarů nativně a denzita po aplikaci jodové kontrastní látky. Užívá se výrazu syčení či opacifikace kontrastní látkou, nebo zvýšení či vzestup denzity. Vlastní CT vyšetření probíhá 5–15 minut. Přitom samotné snímání dat trvá pouze pár vteřin. V průběhu vyšetření se pacient nemůže hýbat. U pacientů, kteří nespolupracují, se vyšetření vykonává v sedaci, nebo v celkové anestezii. Jedná se zejména o malé děti. (Heřman, 2014, s. 24–25)

1.8 Akviziční parametry

Při CT zobrazení je důležité správné používání akvizičních parametrů. Akviziční parametry ovlivňují kvalitu naměřených neboli hrubých dat. Jsou tím nejdůležitějším krokem k validnímu diagnostickému zobrazení.

Mezi akviziční parametry se řadí expozice, kolimace, počet datovaných stop, rychlost posunu stolu a otočení rotoru gantry o 360°. Hrubá data jsou následně využita k rekonstrukci obrazových dat, jejíž kvalitu stanovují rekonstrukční parametry. Jedním z rekonstrukčních parametrů je například rekonstrukční inkrement. Jedná se o překryv mezi jednotlivými rekonstruovanými řezy. Dalším je rekonstrukční algoritmus. Také správné nastavení zorného pole, takzvané field of view, ve kterém se rekonstruují data má vliv na prostorové rozlišení. Po akvizici jsou data následně rekonstruována a poslána do systému PACS.

1.8.1 Expozice

Expozice je charakterizována nastavením proudu a napětí na rentgence. Jejich poměrem se ovlivňuje dávka a obrazový šum.

Napětí má vliv na kvalitu energetického spektra. Pro fotony o nižší energii je díky fotoefektu výrazný rozdíl v pravděpodobnosti absorpce mezi různými materiály. Hodnota proudu je důležitá nejen pro celkovou absorbovanou dávku, ale zejména pro kvalitu zobrazení z pohledu subjektivního hodnocení. S větší hodnotou proudu se zvyšuje množství rentgenového záření. Proto při nárůstu proudu dochází v obrazu ke snížení šumu, ale absorbovaná dávka bude vyšší.

Jedná se o hodnotu nezávislou na rotační periodě. Pro optimalizaci dávky je nejúčinnějším způsobem 3D proudová modulace. Expoziční automatikou je na základě zeslabení ve směru kraniokaudálním vybrán na plánovacím skenu profil, podle kterého bude proud modulován. Další částí 3D optimalizace je korekce dávky při otáčení rentgenky kolem pacienta. Hodnocením rozdílů v zeslabení předozadního šikmého a laterolaterálního směru dochází ke snížení dávky i v předozadním a laterolaterálním směru. 3D redukce dávky omezuje odlišnou vizuální kvalitu zobrazení mezi částí těla s malým zeslabením, to je krk či hrudník a s velkým zeslabením například ramena a pánev. Tento typ modulace také znatelně zmenšuje negativní vliv efektu rozbíhavosti svazku (cone-beam effect) na zobrazení oblastí s velkými odlišnostmi v zeslabení LAT a AP směru, zejména ramena. (Ferda, 2009, s.17–19)

1.8.2 Kolimace a datová stopa

Kolimace se rozděluje na celkovou a nominální. Celková znázorňuje šíři soustavy detektorů ozářenou rentgenovým zářením v ose Z. Nominální kolimace se definuje jako jedna

aktivní řada detektoru, ve které vzniká jedna datová stopa. Příkladem může být systém s více řadami detektorů. Během ozáření vzniká v jednom okamžiku více datových stop.

Některá hrubá data se získávají odlišným principem. Existuje takzvaný Z – sampling, nebo cone–beam systém. Principem Z – samplingu je elektromagnetické vychylování ohniska v ose Z, kdy ve stejnou dobu dochází k získání dvou datových stop na jednom detektoru. Datové stopy jsou od sebe posunuty o ½ šířky detekčního elementu. Prostorové rozlišení tedy odpovídá ½ šířky nejmenšího elementu. Cone beam systém má velmi široký rozbíhavý úhel svazku paprsků a pracuje s datovou interpolací s rozbíhavostí paprsků, tedy s kosoúhlou projekcí dat.

1.8.3 Pitch faktor, rotační perioda

Faktor stoupání neboli pitch faktor je bezrozměrná veličina odvozená od základního parametru zvaného rychlost posunu stolu a souvisí i s celkovou kolimací. Udává hustotu závitů datových stop, které jsou získávány během snímání dat při posouvání stolu s tělem pacienta otvorem gantry. Jedná se o poměr posunu stolu za jednu 360° rotaci gantry a úhrnnou kolimaci:

$$\text{pitch faktor} = \frac{\text{posun stolu na 1 rotaci (mm/rotace)}}{N*T},$$

posun stolu je v mm, N je množství nabíraných paralelních dat a T udává tloušťku nabíraných řezů v milimetrech.

Někteří výrobci přístrojů nazývají pitch faktor jako volume pitch neboli objemový faktor stoupání. Faktor stoupání výrazně působí na kompletaci dat. Kvalita konečného datového pole nepřímo úměrně závisí na faktoru stoupání.

Rotační perioda určuje časové rozlišení. Čím kratší je perioda, tím větší proud se musí využít pro zachování stejně kvalitního zobrazení.

1.8.4 Časové rozlišení

Časové rozlišení udává, za jakou dobu je možné data nabrat. U jednozdrojového CT se jedná o dobu rotace rentgenky. U dvouzdrojového CT dochází se zvyšujícím se počtem řezů během jedné rotace rentgenky k lepšímu časové rozlišení. (Toia,2020, s. neuvedena) Vysoké časové rozlišení se označuje jako krátká akviziční doba dat. Důležité je to zejména pro pohybující se objekty jako srdce, hrudní aorta, nebo periferní větve levé plicnice. Mezi faktory,

kteří nejvíce ovlivňují časové rozlišení se řadí rychlost posunu stolu, doba rotace gantry, EKG synchronizace a algoritmus k výpočtu transverzálního řezu z hrubých dat.

1.8.5 Sekvenční a dynamické sériové skenování

Sekvenční skenování je nejstarší metoda získávání dat prostřednictvím výpočetní tomografie. Data vyšetřované oblasti jsou získávána otočením gantry bez posunu stolu. K dalšímu získání dat je potřeba posunout stůl do další pozice. Celý vyšetřovaný objem pacienta se skenuje opětovným posunem stolu a akvizicí dat. Výhodou je dobré geometrické rozlišení díky absenci prostorového zkreslení datového prostoru.

Dynamické sériové skenování využívá akvizici dat v jedné poloze soustavy detektorů v určitých fázích s časovým odstupem. Používá se dvěma způsoby. Prvním je monitorace přítoku kontrastní látky do vyšetřované oblasti takzvaný bolus tracking. Po dosažení určité denzity dojde v daném místě ke spuštění samotné expozice.

Druhý způsob je perfuzní analýza. V určené oblasti se opakovaně provádí skeny toku kontrastní látky a data obdržena v daném čase se použijí pro rozbor perfuzních a cirkulačních parametrů. Využívá se k zobrazení mozkové cirkulace či CT angiografie věnčitých tepen CT přístrojem s širokou detektorovou soustavou.

1.8.6 Spirální skenování

Skenování probíhá za současné souvislé rotace detektorů, rentgenky a pohybu stolu. Výhodou je vyšší rychlost akvizice a tím je možné vyšetřit pacienta se zadržným dechem s menším pohybovým artefaktem. Přínosem je výrazně lepší rychlost akvizice až jednotky sekund. Proto je nutné si správně načasovat podání kontrastní látky. Z tohoto důvodu se používá automatická technika bolus tracking.

Spirální skenování s vyšším pitch faktorem snižuje radiační dobu vyšetření.

Výstupem spirálního skenování je trojrozměrné datové pole obsahující celý objem vyšetřované oblasti. Z něj se pak rekonstruují různé šířky a překrytí neboli inkrement. Nominální kolimace je dolní hranicí rekonstruované tloušťky řezu. Kolimace udává rozlišení v ose Z. V případě, že je velikost voxelu stejná ve všech osách, označuje se to za izotropní datové pole. Inkrement se uplatňuje při hodnocení jemných struktur a kvality rekonstrukce.

Největší výhodou oproti sekvenčnímu skenování je zachycení celého vyšetřovaného objemu, větší rychlost a rozsah vyšetření. Dále dochází k zobrazení ložisek, které se důsledkem dýchání pohybují mezi akvizicemi například uzly v plicích.

1.8.7 Dynamické objemové skenování

Tato metoda zachycuje přesnou dynamiku plnění kontrastní látkou a zobrazuje rychlé děje, které jsou při běžném vyšetření nezaznamatelné. Typické pro perfúzní vyšetření, nebo dynamickou CT angiografii.

Začátek skenování začíná po aplikaci bolu kontrastní látky a současném pohybu stolu. Touto metodou je opatřena sada obrázků během různých cirkulačních fází. Od nativní po venózní fázi. Softwarem jsou pak vytvořeny perfúzní mapy orgánu nebo cév. Nejvíce se využívá při cévních mozkových příhodách, solidních nádorech hlavy, krku, plic, jater, ledvin a pankreatu. CT angiografie napomáhá k hodnocení dynamiky toku cév u arteriovenózního zkratu v malformacích a nádorech, dynamiku kolaterálního oběhu a podobně. Dynamické objemové skenování má větší radiační zátěž. Je potřeba se rozhodnout, jestli je vyšetření nutné provést a snažit se o co nejnižší dávku. (Ferda et. al.,2009, s.17–27)

1.9 Rekonstrukční parametry

1.9.1 Rekonstrukční algoritmy

1.9.1.1 Filtrovaná zpětná projekce

U CT jsou hrubá data ve formě sinogramu. Když jsou ze všech projekcí získány profily zeslabení, následuje další krok rekonstrukce, což je zpětná projekce. Každý řádek sinogramu, tedy profilu zobrazení je zpět promítnut do matice, která je potřebná pro samotný vznik obrazu. Zpětnou projekcí je zeslabení rozloženo rovnoměrně po celém směru paprsku. Zpětná projekce vede k rekonstruovanému obraze k rozmazání objektu tak, že je klinicky nehodnotitelný. Tento typ artefaktu lze eliminovat takzvanou filtrovanou zpětnou projekcí. Před promítnutím profilu zeslabení do obrazové matice je tento profil filtrován speciálním konvolučním filtrem, nazývaným také rekonstrukční filtr. (Súkupová,2018, s.116–120)

Dlouhý čas rekonstrukce prvními algoritmy, které fungovali na algebraické rekonstrukční technice, vedly k zavedení analytické metody filtrované zpětné projekce. Snazší požadavky na výpočetní výkon a implementaci vedly k tomu, že se filtrovaná zpětná projekce po tři

desetiletí pokládá za zlatý standard při rekonstrukci CT obrazu. Samotný princip není komplikovaný. Data jsou sbírána z různých úhlů rotací okolo vyšetřované části pacienta. Následně jsou zpětně zaznamenána do přibližného obrazu, kdy se dílčí projekce konstruktivně interferují v oblasti, ve které došlo k zeslabení průchodu svazku rentgenového záření. V přibližném obrazu se nacházejí místa mající nereálnou strukturu objektu takzvané hvězdicově uspořádané artefakty. Tyto artefakty se odstraňují pomocí high – pass filtru. Samotný výpočet se následně řeší soustavou lineárních integrálů. Jedná se o velmi rychlou a efektivní matematickou operaci. Nevýhodou filtrované zpětné projekce je určitá matematická idealizace procesu, což vede k silné propagaci šumu do výsledného rekonstruovaného obrazu při nižších dávkách. (Žižka, 2011, s. 170–172,176)

Možným řešením je optimalizace protokolů CT vyšetření za dodržení principu ALARA. Využití co možná nejnižší dávky pro získání validního diagnostického výsledku. Aby se mohla snížit dávka, a přitom se zachovala adekvátní hladina šumu obrazu, používají se algoritmy iterativní rekonstrukce.

Algoritmy iterativní rekonstrukce umožňují významně snížit radiační dávku CT vyšetření, aniž by docházelo k poklesu diagnostické kvality obrazu.

Iterativní rekonstrukce využívá matematický postup, kdy v určitých krocích se pokračuje způsobem od málo přesného odhadu vyšetřované struktury až po konečný obraz, který je zcela shodný s naměřenými hodnotami úhrnných absorpčních koeficientů s různých úhlů projekcí. (Žižka, 2011, s. 170) Iterativní rekonstrukce má tři základní kroky, které se iterativně opakují. Prvním krokem je dopředná projekce objemového objektu tvořící neměřená modelová data. Následně se v druhém kroku dopředná projekce porovná s naměřenými daty. Nakonec se obraz upraví, podle matematického výpočtu a znovu se zpětnou projekcí rekonstruuje obraz. Iterační proces se stále opakuje, dokud se nesplní předem definovaná kritéria kvality v obrazu. (Beister et.al., 2012, s. 95) První CT přístroje využívaly algebraickou rekonstrukční techniku ART. Moderní CT do iterativní rekonstrukce zavádějí statický model šumu nebo fyzikální model přístroje. To vede k přesnějším výsledkům, ale i vysokému nároku na výpočetní výkon.

1.9.1.2 Rekonstrukce True Fidelity

Vývoj algoritmů pro rekonstrukci CT obrazu je neustále inovován. Důvodem jsou nároky na zachování diagnostické kvality obrazu při nižší dávce. True Fidelity je technika, která je

založena na hlubokém učení pro multidetektorové CT přístroje. TF využívá konvoluční neuronové sítě. Jejich vstupem jsou raw data s nízkou dávkou a výstupem jsou obrazy, které vypadají jako by byly rekonstruovány z raw dat skrze FBP s vysokou dávkou.

U FBP se úroveň šumu postupně mění z jedné oblasti na druhou. Pokročilé nelineární rekonstrukční techniky mají šum nestacionární. Míra šumu se může dost měnit od jednoho pixelu k druhému v souvislosti s pixely, které jsou blízko vysoce kontrastním hranám a prvkům.

TF oproti FBP tvoří obraz s podstatně nižším šumem. Nevýhodou je nestacionární šum ve vysoce kontrastních prvcích pozadí například plíce. Naopak prostorové rozlišení ve srovnání s FBP je totožné i přes výrazné snížení šumu. Prostorové rozlišení je v závislosti na kontrastu oproti FBP zhoršeno pro nízkodávkové prvky. (Solomon, 2020, s.) (GE Healthcare, 2019, s. 2)

1.9.2 Rekonstrukční inkrement

Rekonstrukční inkrement nebo slice increment znázorňuje vzdálenost mezi dvěma vedlejšími rekonstruovanými transverzálními obrazy v ose Z. Důležité je správné nastavení pro následnou postprocessingovou rekonstrukci, kdy dostatečný překryv každého obrazu zajišťuje souvislý přechod kontur. U rekonstrukce dat transverzálních obrazů s šířkou 1 mm je postačující překryv minimálně o $\frac{1}{2}$. Při šířce transverzálního obrazu do 1 mm je dostatečný překryv $\frac{1}{3}$.

1.9.3 Rekonstrukční filtr

Nastavením rekonstrukčního filtru se dá zvýraznit, nebo potlačit přechod rozmezí denzit mezi jednotlivými pixely. Na druhou stranu při potlačení přechodů rozmezí denzit dochází k horšímu prostorovému rozlišení a nízké úrovni šumu. Pokud se hodnotí orgány s velkým rozdílem denzit jako je plicní parenchym, skelet, sinus paranasales, pyramidy používají se algoritmy s vysokým rozlišením (sharp, very a ultra sharp) a se středním rozlišením pro měkké tkáně (soft, medium). (Votrubová, 2009, s.21–29)

1.10 Vlastnost rekonstruovaného obrazu

1.10.1 Kontrast a šum

Kontrast je definován rozdílem mezi denzitami dílčích struktur a jejich rozlišením. Na histologické skladbě tkání a šíření kontrastní látky tak moc nezáleží. Významné jsou zejména rekonstrukční a expoziční parametry. V každém CT obrazu je přítomen šum. Záleží na průměru těla pacienta., kde exponenciálně roste absorbované rentgenové záření. Vyšší šum je zejména u obézních pacientů. Dále šum závisí na efektivní hodnotě proudu, šířce řezu a rekonstrukčním algoritmu.

Zvýšením hodnoty proudu dochází ke snížení šumu. Zároveň ale roste absorbovaná dávka.

Šířka vrstvy stejně jako proud ovlivňuje množství šumu. Pokud je vytvořena širší tloušťka rekonstruovaného řezu při zachování stejných expozičních parametrů, je v rekonstruovaném obraze nižší šum. Pokud se zmenší na polovinu, je potřeba zvýšit proud na dvojnásobek pro zachování stejné kvality obrazu. (Ferda, 2009, s. 44–45)

1.10.2 Prostorové rozlišení

Prostorové rozlišení lze hodnotit jako minimální vzdáleností dvou objektů, kdy je ještě možné je od sebe rozlišit. U CT obrazů závisí na velikosti ohniska a sklonu anody. S prostorovým rozlišením souvisí parametr velikost matice (matrix) a zobrazované pole (field of view).

Velikost matice udává počet pixelů, kterými je vytvořen jeden transversální řez. CT přístroje pracují s maticí 512 x 512, jenž se při obrazové rekonstrukci přemění na takzvanou přepočítávanou matici. Platí, že čím je matice jemnější, tím vyšší je možné prostorové rozlišení obrazu. Rozmezí vypočítávaných matic může být od 340x340 do 2048x 2048.

Pro kvalitní prostorové rozlišení je velmi podstatné správně vybrat vyšetřovanou oblast při plánování vyšetření, či rekonstrukce. Například při vyšetření koronárních tepen dochází pouze k zmenšení FOV na srdeční oblast. (Ferda, 2009, s. 38-39)

1.10.3 SNR a CNR

Poměr signálu k šumu SNR je důležitou vlastností kombinující kontrast, prostorové rozlišení a šum. K lepší kvalitě obrazu dochází při nižším šumu a vyšším signálu. Čím vyšší je SNR, tím více je možné rozpoznat malé či málo kontrastní útvary. Detekční kvantová účinnost (DQE) je nejlepší parametr účinnosti přenosu signálu k šumu. Čím vyšší je SNR, tím více se zlepšuje schopnost detekce. (Tompe,2022) SNR nevyžaduje v ROI homogenní pole. Výpočet je definován jako:

$$SNR = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x}_{bg})}{\sigma_{bg}},$$

$(x_i - \bar{x}_{bg})$ je rozdíl mezi signálem pixelů v ROI a průměrným signálem děleno σ_{bg} , což je směrodatná odchylka homogenního prostředí.

Poměr kontrastu k šumu CNR je parametr vyjadřující amplitudu ke okolnímu šumu. CNR není určována pomocí signálu v ROI. Velikost by měla být homogenní. CNR se rovná rozdíl průměru ROI a pozadí děleno směrodatnou odchylkou pozadí. Výpočet CNR se zapisuje takto:

$$CNR = \frac{\bar{x}_s - \bar{x}_{bg}}{\sigma_{bg}},$$

\bar{x}_s je průměrná hodnota ROI v určitých stupních šedi, \bar{x}_{bg} je průměrná hodnota vyjadřující vymezené pozadí ROI. σ_{bg} určuje směrodatnou odchylku pozadí. CNR je veličina, která se používá u systému, kde je signál v prostředí homogenní. Je vhodná tedy pro měření pomocí fantomu. (Súkupová,2018, s. 75–76)

1.11 Postprocessing – MPR, MIP, MinIP, Volume rendering technique

Postprocessing poskytuje rekonstrukci obrazových dat ze kterých se získá kvantitativní a kvalitativní informace. Běžnými technikami jsou multiplanární rekonstrukce, maximal intensity projection, minimal intensity projection a volume rendering technique. Další techniky jsou perfuzní a automatické analýza, virtuální kolonoskopie a orgánová segmentace. (Mezrich et.al.,2011, s. 379–380)

1.11.1 Multiplanární rekonstrukce

Standard pro všechny protokoly je MPR především v koronární rovině. (Vomáčka, 2015, s. 85) Submilimetrové vrstvy umožňují při náběru dat zobrazit libovolný orgán tedy

i plíce v jiných rovinách. Multiplanární rekonstrukce, ve 3 základních rovinách jsou plně dostačující. Díky moderním softwarům se rekonstruuje projekce MIP (maximum intensity projection) například k zobrazení cév. Jedná se o nejjednodušší formu 3D zobrazování. Velmi dobře rozlišují cévní řečiště od okolních tkání. Neumožňují vidět objem cévy. Do jisté míry to lze nahradit rotací obrazu. Menší cévy procházející šikmo přes voxel se nemusí zobrazit, nejsou uvnitř šířky řezu. Může nastat artefakt zvaný parciální objemový efekt. Menší tloušťka řezu má lepší prostorové rozlišení. MinIP (minimum intensity projection) zvýrazňují oblasti se sníženým zobrazením v plicích. Odhaluje včas onemocnění cest dýchacích, provádí se také u angiografických vyšetření a rovněž u virtuální bronchoskopie. Umožňuje předoperační plánování a sleduje průběh onemocnění. (Ghonge, 2018, s. 439) (Bushong, 2020, s. 383–384)

1.12 Příprava pacienta k vyšetření CT plic

Příprava pacienta není vůbec složitá. Pacient přichází na vyšetření na lačno. Pokud je zjištěna alergická reakce na jód, pak se pacient připravuje tak, aby došlo k co nejmenší alergické reakci před aplikací jodové kontrastní látky. Žádoucí je, aby byl pacient zavodněn, zejména při nízké ledvinné funkci. Pacient má zavedenou kanylu do žíly. Vyšetření se provádí v základním protokolu. Nejdříve se provede sken nativně, poté po intravenózní aplikaci kontrastní látky. Vyšetření se provádí od nadkličků až po dolní hranici jater společně se zobrazením nadledvin. Pacient je po vyšetření sledován ještě 15 minut pro případ výskytu pozdní nežádoucí alergické reakce. Typickým nálezem pro karcinom plic je solitární plicní uzel s maximální velikostí 3 cm, který je obklopen plicní tkání. Tvar, kontura a také ohraničení jsou skoro shodné jako prostý snímek plic. Výhodou výpočetní tomografie je absence sumace a tím je určen topografický a anatomicko – patologický vztah k okolí ve všech tomografických rovinách. Plicní uzly se odlišují díky naměřeným denzitám. Rozlišují se uzly s denzitami mléčného skla od uzlů samostatných, které zpravidla rostou. Skrze software se změří objem uzlů a sleduje se dynamika. Ložisko, které má víc, než 3 cm tvoří obraz solidní nádorové infiltrace. U této infiltrace se předpokládá infiltrace parietální pleury, mediastina, centrální hilové struktury. Často lze odlišit postobstrukční změny jako je atelaktáza, nebo pneumonitida. Nejvíce je to zapříčiněno endobronchiálním růstem tumorů. (Skřičková, Kolek et.al.,2012, s. 61–63)

1.13 Základy CT diagnostiky onemocnění hrudníku

CT vyšetření hrudníku dnes patří ke zlatému vyšetřovacímu standardu. V současné době se používá zpravidla spirální multidetektorová výpočetní tomografie, která vyšetří hrudník během několika vteřin. Vyšetření se může provést u pacienta, který spolupracuje se zdržením dechu. Pohybové artefakty se mohou objevovat i u spolupracujícího pacienta. Může se to řešit pomocí EKG synchronizace. Podle indikace se volí parametry, které napomáhají k optimálnímu výsledku. CT hrudníku se rozděluje na nativní a postkontrastní vyšetření s i. v. použitím jodové kontrastní látky.

1.13.1 Nativní CT vyšetření hrudníku

Je základním vyšetřením plicního parenchymu. Nativní CT se provádí při podezření na plicní ložiska například metastázy u onkologických pacientů. Dále ke specifikování nejasného nálezu na prostém snímku plic, při složitých zánětech plic a k posouzení intersticiálních plicních postižení pomocí HRCT. Na CT se může také posuzovat pneumothorax, fluidothorax, atelektázy, plicní kondenzace, pokud není prostý snímek dostačující.

HRCT vyšetření popisuje plicní parenchym skrze tenké řezy menší nebo rovno jednomu milimetru. Hodnotí se sekundární plicní lobus, což je nejmenší plicní struktura obklopená intersticiem. V případě hodnocení air trappingu se vyšetření provádí jak v nádechu, tak i ve výdechu. Při použití MDCT se může později pomocí postprocesingu z raw dat vytvořit HRCT. Nativní vyšetření zobrazuje i kostní struktury jako je sternum, žebra, hrudní páteř. Neobvyklou indikací jsou cizí tělesa v jícnu. Uvíznuté kosti, nebo masa v jícnu, nebo v cestách dýchacích. Také nativní CT srdce k určení kalciového skóre, které zjistí množství kalcifikací v koronárních tepnách vedoucí k ischemické chorobě srdeční.

1.13.2 Postkontrastní CT vyšetření hrudníku

Jodové i. v kontrastní látky mají určitou farmakokinetiku. Rozhoduje se, v jaké fázi to znamená za jak dlouho po aplikaci se spustí vyšetření. Závisí hlavně na indikaci vyšetření. Pokud se hodnotí cévy, provede se CT angiografie, nebo se zkoumá poskontrastní syčení nádorů, stěn abscesu a tak dále.

CT angiografie se musí přesně načasovat, aby se naplnila vyšetřovaná céva. Nejčastějším vyšetřením je CTA plicnice k průkazu plicní embolizace. CTA hrudní aorty k vyloučení

aneurysmatu, nebo disekce. Zpravidla se používá bolus tracking metoda, kde se vyšetření spouští po docílení požadované denzity v plicnici, nebo ve vzestupné aortě. Při vyšetření hrudní aorty se používá EKG synchronizace k omezení pohybových srdečních artefaktů.

Postkontrastním neangiografickým CT se hodnotí plicní ložiska (nádor, absces) patologie mediastina, (nádory, záněty, mízní uzliny), sycení pleury při empyému. Nelze 100 % určit, zda podat či nepodat i. v. jodovou kontrastní látku. Rozhoduje radiolog podle určité indikace a nálezu. (Malíková, 2022, s.76–77,79)

2. Pilotní program časného zachytu karcinomu plic

Rakovina plic se jeví po dlouhou dobu jako asymptomatická. Pacienti často navštíví lékaře až ve stádiu, kdy nelze nádor operovat. Pokud by se nádor zjistil včas, mohla by se pacientovi zlepšit prognóza. Proto byl v České republice v lednu v roce 2022 zahájen pilotní program časného zachytu rakoviny plic. Cílem tohoto programu je vyhledat a vyšetřit pacienta pomocí nízkodávkového CT (LDCT). Vyšetření není náročné a odhalí případný nádor během pár minut.

Na základě nejvýznamnějších studií NELSON a NLST byly upraveny a stanoveny kritéria pro Českou republiku. (NZIP,2022, s. neuvedena)

2.1 Požadavky na technické vybavení

Pro zařazení do pilotního programu časného zachytu plic musí být CT přístroj vybaven alespoň 64 řadami detektorů. Nesmí být starší než 8 let. Minimální čas 360° rotace soustavy detektorů a rentgenky je 0,5 s. ATCM musí být zároveň podélná i úhlová. (3D modulace). Není možné použít CT skener bez 3D ATCM. Zobrazení a archivace se zabudovaným DLP a CTDI_{vol}. Display, na kterém se vyhodnocují CT obrazy, musí být schválený jako předmět zdravotnické techniky. Minimální rozlišení je 1Mpx. Kalibrovaný jas bílé barvy je minimálně 300 cd/ m². U jasu černé barvy musí být menší než 1 cd/ m². Diagnostický monitor je napojen k příslušné grafické kartě, která poskytuje DICOM zobrazení. Software pracovních stanic je certifikovaný jako předmět zdravotnické techniky. Software poskytuje zobrazení současně ve více rovinách. Umožňuje souvislý pohyb mezi vrstvy a souvislou změnu šířky vrstvy. Měří rozměry, denzitu, objem plicního uzlu a vypočítá zdvojeovací čas. Vytváří MPR a MIP v různých rovinách. Exportuje data do PACS uložistiště a na externí datový nosič ve formátu DICOM.

2.2 Doporučení pro skenovací protokol

Napětí je nastaveno na 100–120 kV, nebo se využívá automatická volba napětí. U CT skenerů Siemens je doporučováno kombinovat nižší napětí s cínovou filtrací. Referenční kvalita obrazu se nastaví na hodnotu vyšší pro získání dostačující kvality obrazu. ATCM je zároveň podélná i úhlová. (3D modulace). Nepoužívá se CT skener bez 3D ATCM. Helikální náběh dat. MDCT s minimálním počtem 64 datových stop. Doba rotace musí být minimálně

0,5 s. Celková doba náběru dat musí být adekvátně krátká, aby pacient byl schopen na požadovanou dobu zadržet dech. Pitch faktor musí být větší nebo roven 0,8. Nominální kolimace musí být menší nebo rovna 1 mm. Kolimace by měla umožňovat izotropní, či téměř izotropní datové pole. Je doporučeno používat nejnovější typy iterativní rekonstrukce na daném CT přístroji, nebo rekonstrukce s využitím umělé inteligence. Střední hodnota $CTDI_{vol}$ pro 32 cm fantom nesmí přesahovat pro rekonstrukci pomocí FBP u pacientů s hmotností do 50 kg dávku 0,8 mGy. Pacienti s hmotností od 50 do 80 kg 1,6 mGy a s hmotností více než 80 kg 3,2 mGy. Pro obézní až extrémně obézní pacienty může dávka dosahovat vyšších hodnot. Využití iterativní rekonstrukce a rekonstrukce pomocí umělé inteligence jsou dávky nižší. Rekonstrukce se převážně vytvářejí skrze iterativní rekonstrukci, lze použít také rekonstrukce používající umělou inteligenci, nebo případně filtrovanou zpětnou projekci. Parametry stanovující kvalitu obrazu, to je referenční mAs, index šumu, standartní odchylka, CTDI mají hodnoty pro CT přístroje s ATCM snížené ve srovnání s klasickým CT vyšetřením plic. (Věstník MZČR, 2021, s. 23–24, 28–29)

Vyšetření se provádí pouze na akreditovaném pracovišti radiologie mající osvědčení k provádění výkonu. Pracoviště je součástí komplexního onkologického centra. Na pracovišti bylo za poslední tři roky provedeno alespoň 1000 CT vyšetření hrudníku či hrudník a břicha.

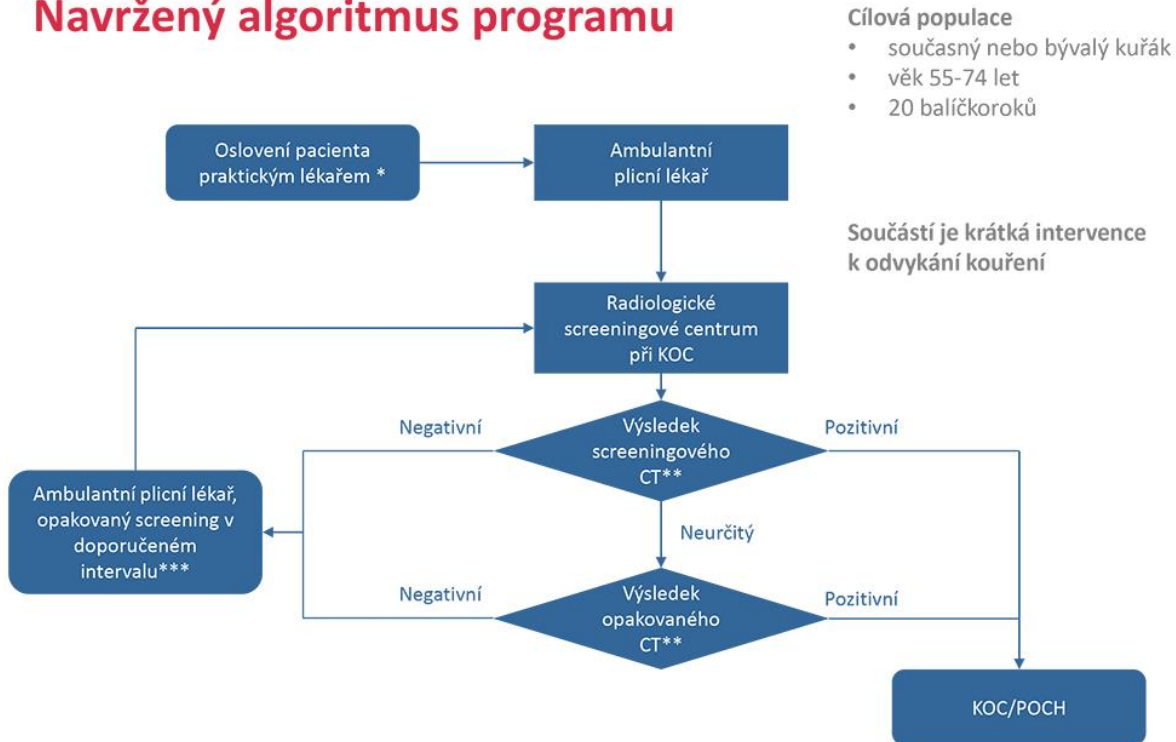
Program mohou absolvovat pouze osoby od 55 do 74 let. Aktivní kuřáci, nebo bývalí kuřáci, kteří přestali kouřit před méně než deseti lety. Podmínka je nejméně 20 balíčkoroků. Osoby jsou ochotny absolvovat minimální intervenci. Pilotní screeningový program je zcela zdarma. Účast je dobrovolná. V České republice splňuje podmínky okolo 500 000 osob. Tyto osoby jsou považovány za méně disciplinované, proto lze očekávat pozvolný nárůst low – dose CT vyšetření. Očekává se 5% účast v každém roce. (Mírka, 2020, s. 67-68)

Praktický lékař je první osoba pro realizaci LDCT vyšetření plic. (NZIP, 2022, s. neuvědlena) Pacienta, který splňuje předpoklady pro program, pošle k plicnímu lékaři. Pokud není pneumologická péče z kapacitní, nebo geografické příčiny dostupná, lze pacienta poslat přímo do akreditovaného radiologického pracoviště. Péči už realizuje pneumolog. Pokud je nález negativní, pacient podstupuje screeningový program podle postupu a je v péči pneumologa, v případě špatné dostupnosti v péči praktického lékaře. Po celou dobu programu pneumolog koordinuje program pacienta. Vyšetří plíce. Vypíše žádanku na CT vyšetření. Sleduje pacienta a informuje ho o následujícím postupu. V případě pozitivního nálezu objedná pacienta

do pneumoonkochirurgického centra. Vede si dokumentaci. Praktickému lékaři předá lékařskou zprávu. Cíleně provede plicní vyšetření, vyloučí jiné vážné onemocnění. Doplní vhodnou diagnostiku. Na základě vyšetření pošle pacienta s vyplněnou žádankou a také dotazníkem na radiologické oddělení CT vyšetření. Na pracovišti musí být aspoň dva lékaři se specializací radiologie a zobrazovacích metod. Po dobu posledních tří let musí mít popsanych minimálně 300 CT vyšetření hrudníku za rok. Lékař, který nespĺňuje podmínky, či nemá specializovanou způsobilost, pracuje pod odborným dohledem specialisty a neprovádí druhé čtení.

Následně je výsledek z CT vyšetření poslán pneumologovi a ten připravuje další kroky. Pokud je výsledek negativní, pacient je referován na následující screeningové vyšetření podle národního radiologického standartu. Při neurčitém výsledku se opakované provede CT vyšetření na podle národního radiologického standartu. Radiolog popíše nález. Výsledek je poslán praktickému lékaři, nebo pneumologovi. Pozitivní výsledek znamená dovyšetření pacienta a následné multidisciplinární posouzení na pneumoonkochirurgickém pracovišti. Léčba v České republice probíhá podle doporučených metod pro léčbu plicního karcinomu danou Českou onkologickou společností a Českou společností pneumologickou a ftizeologickou. (Májek, 2022 s. nevedena) (Mírka, 2020, s. 67)

Navržený algoritmus programu



Obrázek 3 Algoritmus screeningového procesu

Zdroj: Prevence pro plíce, 2022, s. neuvedena

2.3 Hodnocení nálezů a časování kontrolního vyšetření

Plicní uzly se hodnotí prostřednictvím uživatelského rozhraní, které poskytuje souvislé zobrazení v několika různých rovinách, souvislý pohyb mezi rovinami a změnu šířky vrstvy. Pro hledání uzlů je doporučeno používat MPR o maximální šířce 3 mm a MIP vrstvy o šířce 5–15 mm. Tenké vrstvy do 1,5mm se využívají pro charakterizaci uzlů. V nálezů musí být popsány veškeré uzly. Na kontrolním vyšetření je napsáno, jestli jde o nové, či kontrolované nálezy. Každý nález má uvedené informace o kategorii uzlů a určení následujícího postupu.

Uzly se označují zkratkou N (nodulus) pro nový uzel, R (růst) pro kontrolovaný uzel, u něhož se posuzuje, jak se jeho velikost změnila v čase. Při nálezů většího množství uzlů, či při neshodě následujícího postupu podle značení N a R se pokračuje podle uzlů s nejvyšším N nebo R. K hodnocení je doporučováno použít automatickou, či poloautomatickou volumetrickou analýzu. Jejím výsledkem je objem, největší, nejmenší a průměrná velikost uzlu. Pokud není volumetrie realizovatelná, postupuje se na základě měření rozměrů. U subsolidního

uzlu se hodnotí výskyt solidní složky v měkkotkáňovém okně. Dochází k měření rozměrů solidní složky i celého uzlů. Ruční měření se provádí v plicním okně. U uzlů nacházejících se blízko pleury se volumetrické analýza neprovádí, tudíž se hodnotí nejkratší rozměr. Při kontrolním vyšetření se určuje zdvojovací čas uzlu.

Hodnotí se také tvar uzlů. Solidní uzly vytváří solidní tkáň. Densita uzlu zcela pokrývá okolní plicní tkáň. Subsolidní tkáň mají tkáň o densitě mléčného skla nazývanou obraz zamlžení, který nepokrývá celou plicní tkáň. Dělí se na uzly tvořící pouze densitu mléčného skla a na částečné solidní uzly, které kromě density mléčného skla obsahují solidní tkáň.

V uzlu může být tuk, který je typický pro chondrohamartomy. Měří se v měkkotkáňovém okně. Měření nezahrnuje okolní plicní parenchym.

Kalcifikace znázorňují benigní uzly za určitých podmínek. Pokud má uzly difuzní kalcifikace a uvnitř obsahuje centrální, lamelární kalcifikace, nebo kalcifikace podobné popcornu, jedná se o nádor benigní. Excentricky uložené kalcifikace, nebo jsou tečkovitého tvaru, se považují za maligní. Tyto uzly se považují za léze nejisté, či pozitivní.

Benigní uzly mohou být triangulární subpleurální a ovoidní perisuální. Jsou to většinou nezhoubné lymfatické uzliny, které jsou převážně vícečetné a nepřesahují velikost 1 cm. Jestliže vyšetření nemá dostatečnou diagnostickou kvalitu, zřetelně je to uvedeno ve zprávě. (Věstník MZČR, 2021, s.)

Nové uzly	Charakteristika
N1	Benigní uzel obsahující tuk a/nebo benigní kalcifikace
N2	Uzel nespĺňující znaky kategorie 1 a 3
N3	Solidní uzel o objemu 50-500 mm ³ (při nemožnosti volumetrie d _{mean} 5-10 mm) Částečně solidní uzel s d _{mean} ≥ 8 mm a se solidní složkou o objemu 50–500mm ³ Uzel o denzitě mléčného skla s d _{mean} ≥ 8 mm Uzel přisedlý na pleuru s d _{min} 5-10 mm
N4	Solidní uzel o objemu > 500 mm ³ (při nemožnosti volumetrie d _{mean} > 10mm) Částečně solidní uzel se solidní komponentou > 500 mm ³ Uzel přisedlý na pleuru s d _{min} > 10 mm
Kontrolní vyšetření	
R1	VDT > 600 dní
R2	VDT 400-600 dní
R3	VDT < 400 dní nebo nově vzniklá solidní komponenta v subsolidním uzlu

*d_{mean} se při ručním měření stanoví jako průměr největšího a na něj kolmého rozměru

d_{mean} – průměrný rozměr uzlu

d_{min} – minimální rozměr uzlu

VDT – zdvojovací čas uzlu

Tabulka 1 Kategorizace uzlů podle velikosti a rychlosti růstu

Zdroj: Věstník MZČR, 2021, s. neuvedena

Nové uzly	Vstupní vyšetření	Kontrola za rok	Kontrola za 3 roky	Kontrola za 5 let
N1	Negativní CT za rok	Negativní CT za 2 roky	Negativní CT za 2 roky	Negativní CT za 2 roky
N2	Negativní CT za 1 rok	Neurčitý CT za 1 rok	Neurčitý CT za 1 rok	Neurčitý CT za 1 rok
N3	Neurčitý CT za 3 měsíce	Neurčitý CT za 6-8 týdnů	Neurčitý CT za 6-8 týdnů	Neurčitý CT za 6-8 týdnů
N4	Pozitivní Postup dle pneumologa	Pozitivní Postup dle pneumologa	Pozitivní Postup dle pneumologa	Pozitivní Postup dle pneumologa
Kontroly uzlů				
R1		Negativní CT za 2 roky	Negativní CT za 2 roky	Negativní CT za 2 roky
R2		Neurčitý CT za 1 rok	Neurčitý CT za 1 rok	Neurčitý CT za 1 rok
R3		Pozitivní Postup dle pneumologa	Pozitivní Postup dle pneumologa	Pozitivní Postup dle pneumologa

Pozn.: v případě, že bude program pokračovat, budou další kontroly prováděné v odstupu 2 let se stejným způsobem hodnocení jako u kontroly za 5 let.

Tabulka 2 Hodnocení uzlů z hlediska pravděpodobnosti malignity a určení dalšího postupu

Zdroj: MZČR, 2021. s. neuvedena

U LDCT vyšetření se redukuje radiační zátěž snížením napětí nebo proudu. Využívá se zejména u orgánů, která mají malou absorpci záření a větší kontrast vůči okolí. Jedná se o plíce, tlusté střevo, močové cesty. Také u vyšetření dětí. U obézních pacientů se předpokládá větší množství šumu. Jsou zapotřebí širší vrstvy a rekonstrukční algoritmy s omezením denzitních rozmezí. K omezení radiační zátěže také napomáhají systémy automatické modulace dávky. Obvykle se snižuje dávka snížením proudu až k 20 mAs a napětí na 100, či 80 kV. Jestliže je možné snížit dávku bez ovlivnění diagnostické kvality, je potřeba zachovat princip ALARA „dávka ionizujícího záření má být tak nízká jak lze rozumně dosáhnout“.

Nízkodávková CT vyšetření plic jsou prováděna ke kontrole ložiskových a difuzních plicních procesech a také při screeningu plicních karcinomů bez aplikace kontrastní látky. Senzitivita pro ložiskové léze není nijak výrazně omezena. Jestli se posuzuje vývoj známého nálezu, pak je toto omezení přijatelné. V každém případě se hůře hodnotí mediastinum a hrudní stěna. (Ferda, 2009, s. 30)

Plíce mají za běžné situace nízkou denzitu (-700 až -900 HU). Oproti klasickému rentgenovému snímku plic na CT snímku jsou viditelné kromě cév i průdušky. (Ferda, 2015, s. 48) Prostý snímek plic a cytologické vyšetření sputa se oproti LDCT ukázalo jako méně účinné. (Tylski a Goyal, 2019, s. 414)

2.4 První LDCT Screening

První plicní screening karcinomu plic, který se zkoumal u těžkých kuřáků, byl prostý snímek plic v 70. letech 20. století společně s cytologickým vyšetřením. Zahrnoval také československou studii Kubíka a Poláka z roku 1986, která měla 6364 respondentů. Další byla studie PLCO „*Prostate, Lung, Colorectal, Ovarian Cancer Screening trial*“, Jednalo se o největší randomizovanou studii s 154 934 účastníky. V roce 2011 bylo zveřejněno 453 965 výsledků z 8 randomizovaných studií.

První nerandomizované studie obhájili vhodnost této metody pro raný záchyt stadia onemocnění. Tato metoda dala za vznik velkým randomizovaným studiím. Jedná se o studii NLST (National Lung Screening Trial) v USA a studii NELSON v Evropě. Jejich hlavním cílem bylo zkoumat efekt screeningu na úmrtnost. Také je třeba se zabírat samotnými hledisky, které snižují úmrtnost na karcinom plic, například odnaučit se závislosti na kouření a motivovat se k zdravému životnímu stylu. (Mírka, 2021, s.66–71) Předběžným rizikem rakoviny plic je především délka kouření, věk, pohlaví a rodinná anamnéza rakoviny plic. (Lambert et.al.,2021, s. 2)

2.5 Metodika realizace

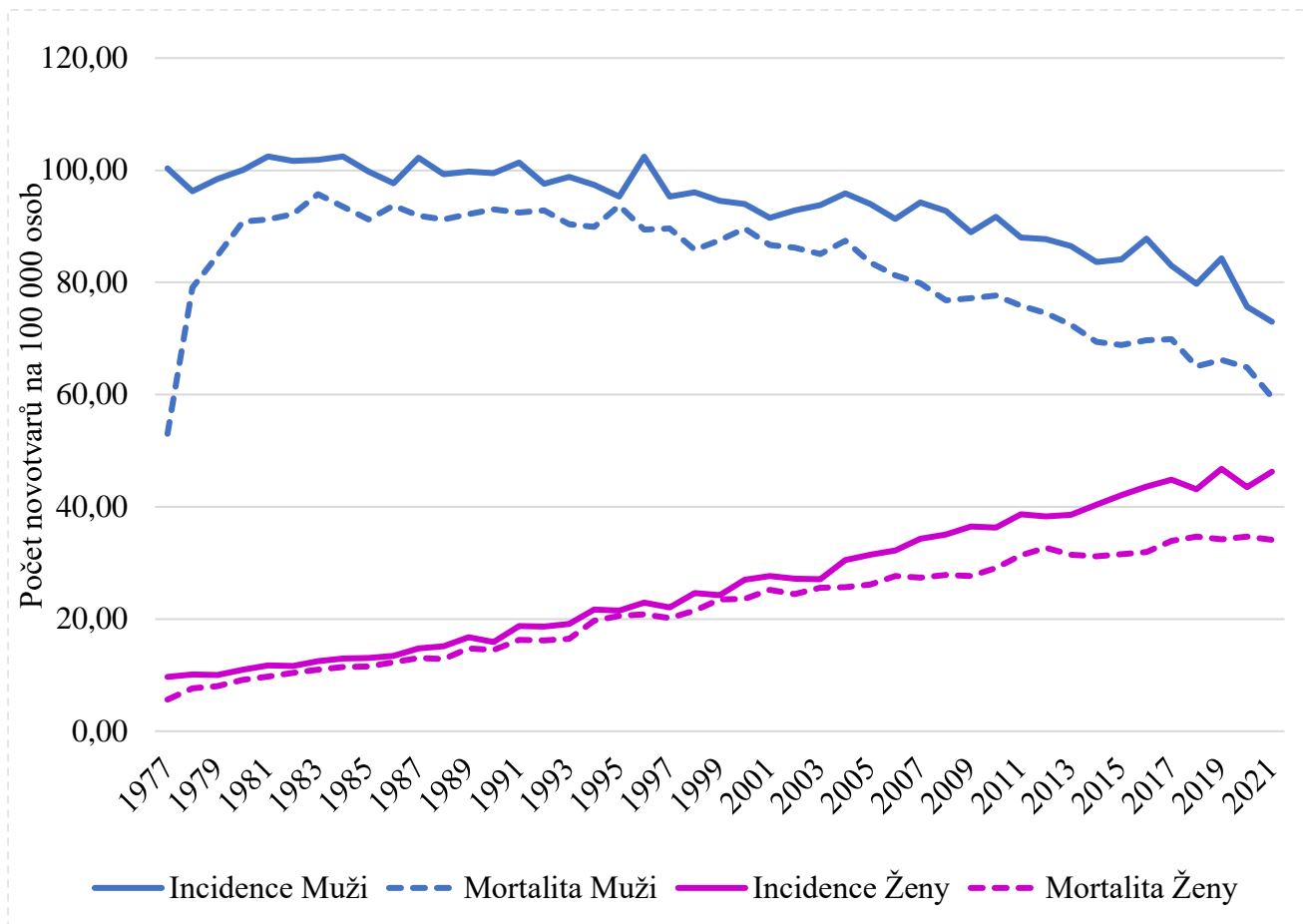
V současné době se v České republice u většiny pacientů při diagnóze zjistí nádor až v pokročilém stádiu a nádor již nelze operovat. Přes významný rozvoj onkologické léčby se 5 let od diagnózy dožije pouze 15 % pacientů. Podstatné je zachytit nádor v časně fázi, kdy je účinek léčby nejefektivnější, nádor lze operovat a není šířen metastazemi do okolí.

Cílem programu časného záchytu karcinomu plic je přesně a včas diagnostikovat onemocnění a následně vhodně navrhnou léčbu ke snížení úmrtnosti diagnostikovaného onemocnění.

Karcinom plic je z části ovlivněn geneticky, ale hlavním důvodem jsou exogenními faktory, a to je zejména kouření. (Věstník MZČR, 2022, s. 3)

Incidence zhoubných nádorů průdušek, průdušnice a plic u mužů a žen je odlišná. Incidence je počet nových onemocnění za časové období, nejčastěji za rok na populaci. Incidence u mužů klesá v čase a u žen naopak výrazně roste. V roce 2018 byly tyto novotvary diagnostikované jako 4. nejčastější. Jedná se o 11 % nově diagnostikovaných ZN (zhoubných nádorů) kromě C44 (jiný zhoubný novotvar kůže). V roce 2018 se v ČR nově diagnostikovalo 6 459 pacientů, to je 60,8 na 10 000 osob. To je o 3,8 % méně než v minulém roce. Tento typ nádoru převažuje u mužů. V roce 2018 byl poměr počtu mužů a žen 1,9:1. Co se týče incidence, při mezinárodním srovnání v Evropě je ČR na 28. místě.

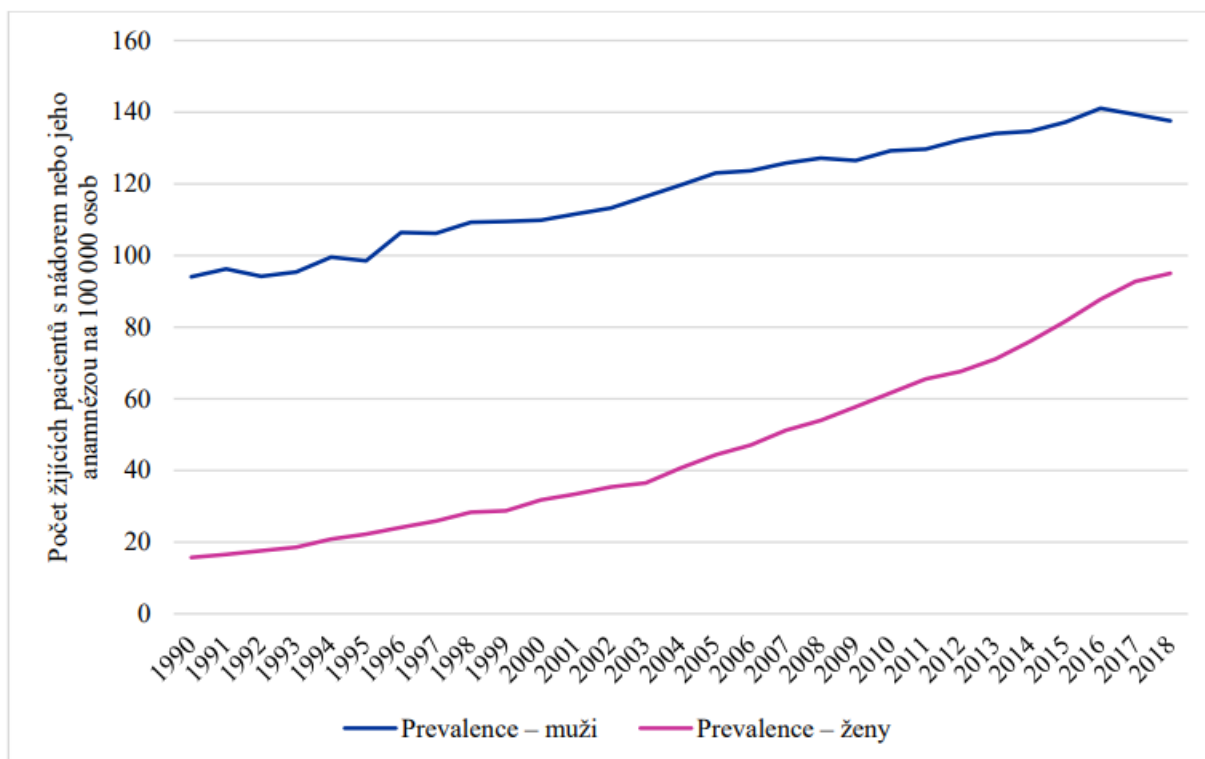
Mortalita ZN průdušnice, průdušek a plic je velmi podobná incidenci. Mortalita je počet nemocných za časové období, nejčastěji za rok na populaci. V roce 2018 byla nejčastější příčinou úmrtí. Jednalo se o 19,2% úmrtí na zhoubné novotvary bez C44. Na tyto ZN v roce 2018 zemřelo 5 257 osob, tedy 49,6 úmrtí na 100 000 osob. To je o 3,4 % méně než v minulém roce. V mezinárodním srovnání je Česká republika na 21. místě. (ÚZIS, 2019, s. 143)



Obrázek 4 Graf vývoje incidence a mortality C33 C34 dle pohlaví, přepočten na 100 000 osob

Zdroj ÚZIS, s. 144

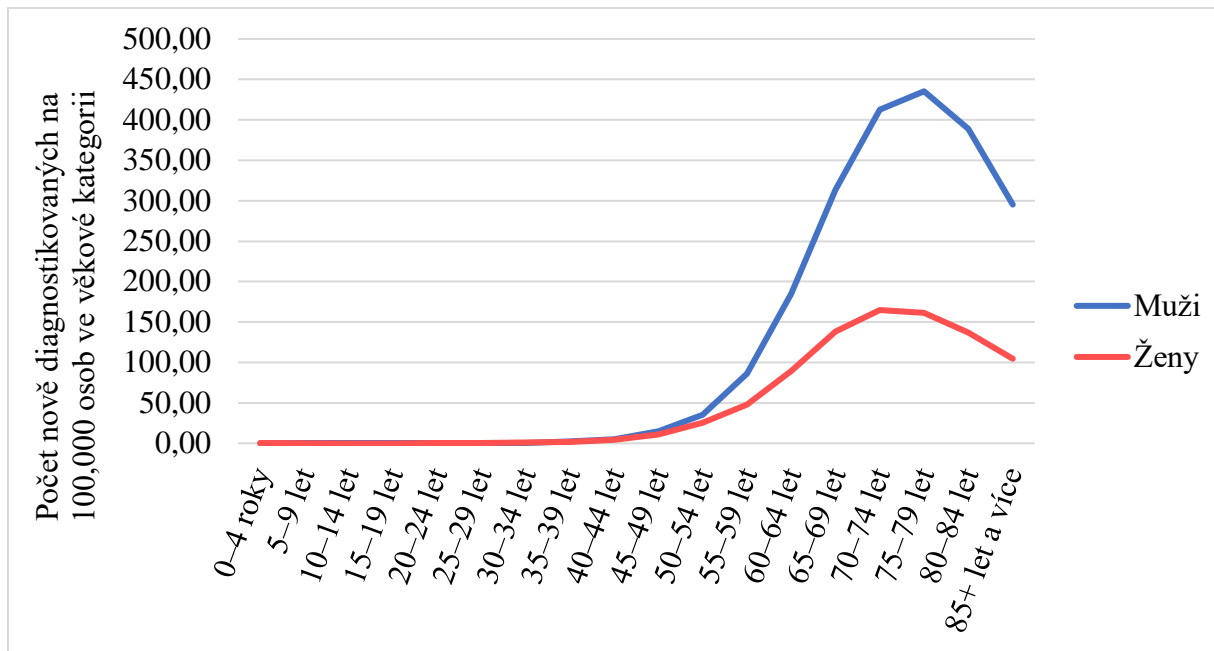
Prevalence ZN průdušnice, průdušek a plic trvale lehce roste. Prevalence je počet pacientů s onemocněním v daném období například měsíc. V ČR ke dni 31. 12. 2018 žilo 12 322 osob se ZN, což je 116 případů na 100 000 obyvatel. Oproti předchozímu roku došlo k nárůstu o 0,6 % všech žijících osob s touto diagnózou. Prevalence v roce 2018 v poměru muži a ženy je vyšší u mužů, a to v poměru 1,5:1. (ÚZIS,2019, s. 143)



Obrázek 5 Graf vývoje prevalence C33 C34 podle pohlaví, přepočít na 100 000 obyvatel

Zdroj ÚZIS, s. 146

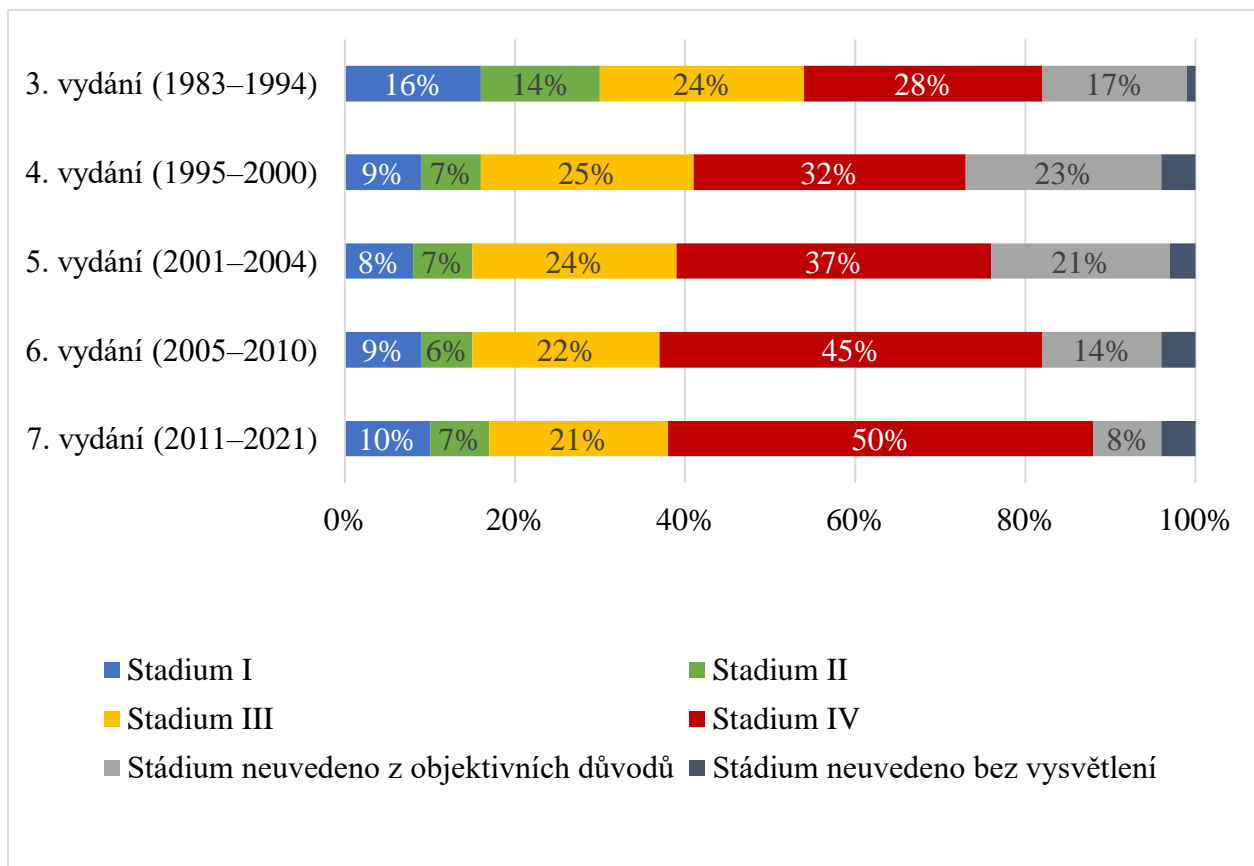
Věkové složení osob se ZN průdušnice, průdušek, plic příznačné pro osoby ve věku 60–79let. V roce 2014–2018 byl v České republice střední věk nově diagnostikovaných 69 let, pacientů ve věku 63–75 let bylo 50 %. Podle zastoupení věkových skupiny bylo nejvíce nemocných ve věku 65–74 let. Nejvyšší věková incidence byla nad 65 let věku. (ÚZIS, 2019, s. 143)



Obrázek 6 Graf věkově specifické incidence C33, C34 dle pohlaví, období 2014-2021

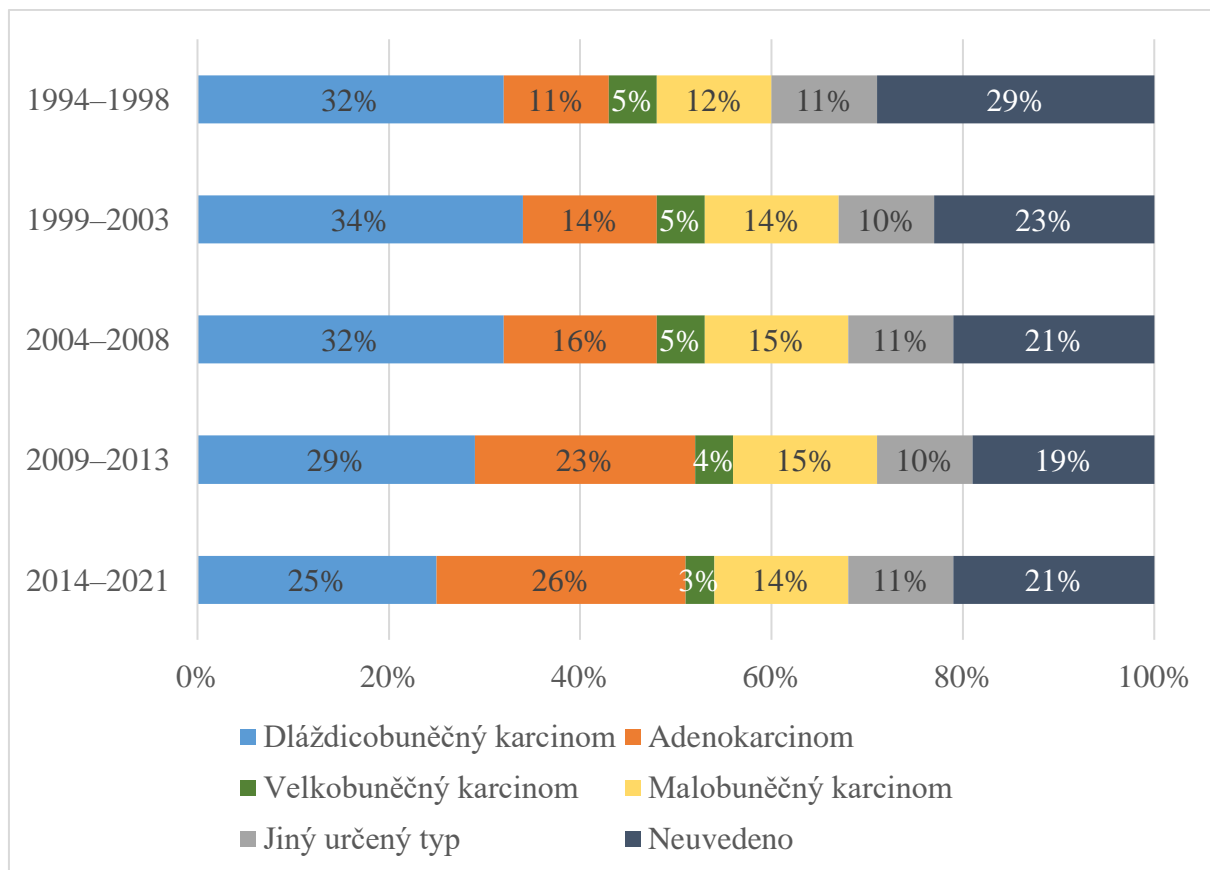
Zdroj ÚZIS, s. 148

Z hlediska klinického stádia bylo v roce 2014–2018 více než 70 % diagnostikovaných ZN průdušnice, průdušek a plic zaznamenáno v pozdních stádiích. (III. a IV. klinické stádium), což je nepříznivé pro prognózu onemocnění. (ÚZIS,2019, s. 143)



Obrázek 7 Graf zastoupení klinických stadií C33, C34 dle vydání TNM klasifikace, období 1983-2021

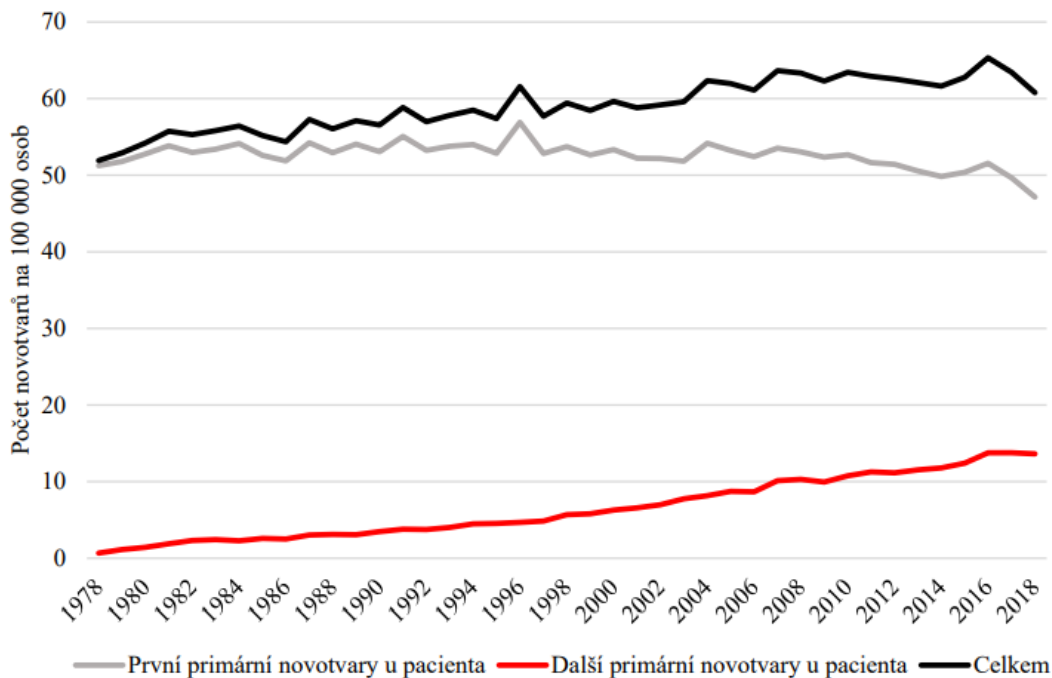
Zdroj: ÚZIS, s. 149



Obrázek 8 Graf časového vývoje zastoupení hlavních morfologických typů C33, C34, období 1994–2021

Zdroj: ÚZIS, s. 150

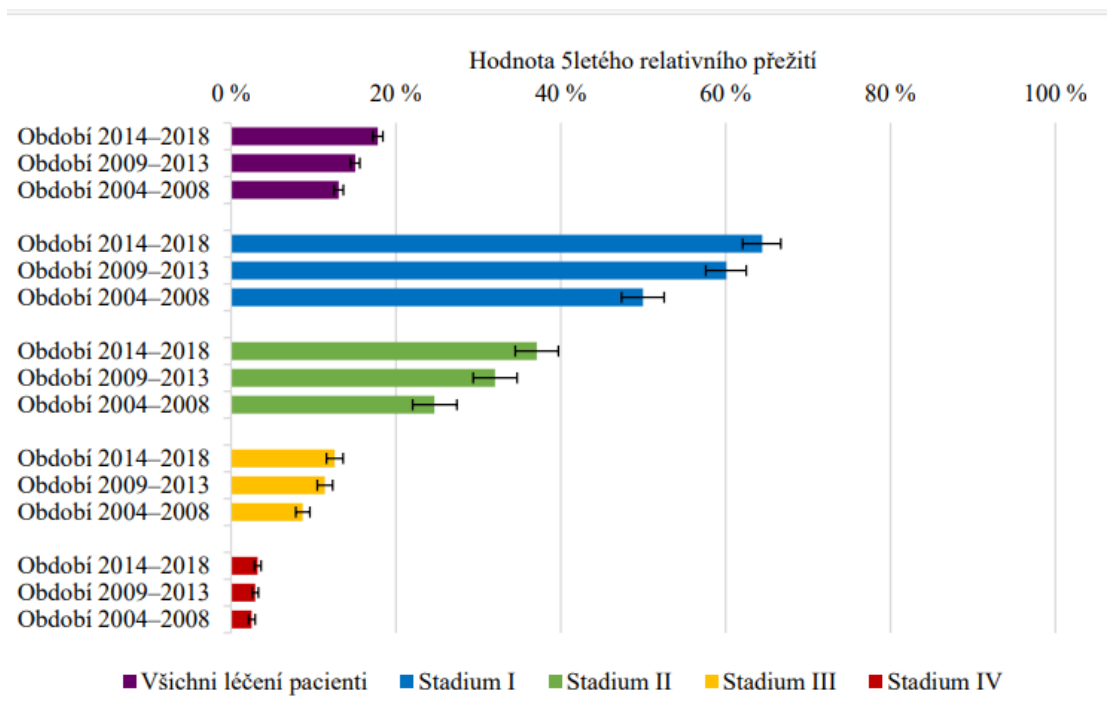
V poslední letech dochází u ZN průdušnice, průdušek, plic diagnostikovaných jako následné primární novotvary k mírnému nárůstu. V České republice jako následný primární novotvar bylo diagnostikováno celkem 1 449 případů, tedy 13,6 na 100 000 osob, to je o 1 % méně než oproti minulému roku. V období 2009–2018 představovaly následné primární novotvary 19 % všech diagnostikovaných ZN průdušnice, průdušek, plic. (ÚZIS,2019, s. 143)



Obrázek 9 Graf vývoje incidence C33, C34 dle pořadí novotvarů, přepočten na 100 000 osob

Zdroj: ÚZIS, s. 152

Pěti let se od stanovení diagnózy mezi lety 2014 a 2018 dožije 17,8 % léčených pacientů. Ve srovnání s lety 2004–2008 byl nárůst o necelých 5 %. U pacientů diagnostikovaných ve II. klinickém stádiu bylo během let zaznamenáno zlepšení přežití u více než 12 %. U pacientů s diagnostikovaným I. klinickým stádiem je to necelých 15 %. (ÚZIS, 2019, s. 143)



Obrázek 10 Graf hodnot 5letého relativního přežití (doplňené 95% intervaly spolehlivosti) léčících pacientů s C33, C34 dle období a klinického stádia onemocnění

Zdroj: ÚZIS, s. 152

Incidence	2016			2017			2018		
	Muži	Ženy	Celkem	Muži	Ženy	Celkem	Muži	Ženy	Celkem
Absolutní počet	4 557	2 345	6 902	4 309	2 408	6 717	4 148	2 311	6 459
Počet na 100 000	87.8	43.7	65.3	82.7	44.7	63.4	79.3	42.8	60.8
Věk při diagnóze ¹	69 (63, 74)	69 (64, 76)	69 (63, 75)	69 (64, 75)	70 (64, 76)	70 (64, 75)	70 (64, 75)	70 (64, 75)	70 (64, 75)
Mortalita*	2016			2017			2018		
	Muži	Ženy	Celkem	Muži	Ženy	Celkem	Muži	Ženy	Celkem
Absolutní počet	3 618	1 715	5 333	3 639	1 824	5 463	3 404	1 871	5 275
Počet na 100 000	69.7	31.9	50.5	69.9	33.9	51.9	65.1	34.7	49.6
Věk při úmrtí ¹	96 (64, 75)	70 (64, 77)	69 (64, 76)	70 (65, 76)	70 (65, 77)	70 (65, 76)	70 (65, 76)	71 (65, 78)	71 (65, 76)
Prevalence	2016			2017			2018		
	Muži	Ženy	Celkem	Muži	Ženy	Celkem	Muži	Ženy	Celkem
Absolutní počet	7 326	4 714	12 040	7 257	4 992	12 249	7 195	5 127	12 322
Počet na 100 000	141.1	87.7	114.0	139.4	92.8	115.7	137.6	95.0	116.0
Věk žijících pacientů ¹	69 (64, 75)	69 (63, 75)	69 (64, 75)	70 (65, 75)	70 (64, 75)	70 (64, 75)	70 (64, 76)	70 (64, 75)	70 (64, 76)
Následné prim. Novotvary (PN)	Celkem - absolutní počet ročně (% nově diagnostikovaných)								
	1989-1998			1999-2008			2009-2018		
První PN	5 571 (92.7 %)			5 426 (86.9 %)			5 344 (80.9 %)		
Další PN	437 (7.3 %)			815 (13.1 %)			1 265 (19.1 %)		
5leté přežití, % (95% IS)	Celkem								
	2004-2008			2009-2013			2014-2018		
Všichni pacienti	9.5 (9.1; 9.9)			10.8 (10.4; 11.2)			11.5 (11.1; 11.9)		
Léčení pacienti ²	13.1 (12.5; 13.6)			15.1 (14.5; 15.6)			17.8 (17.2; 18.4)		

IS = interval spolehlivosti

PN = primární novotvar

¹Medián věku (dolní a horní kvartil)

² Pacienti s vykázanou primární protinádorovou léčbou dle dat NOR

Tabulka 3 Základní epidemiologické charakteristiky C33, C34

Zdroj: ÚZIS,2019, s. 142

2.6 Přínosy a rizika screeningu karcinomu plic

Jako možná rizika screeningu se vyznačují ekonomická a zdravotní. Velmi častým důvodem je poskytování nákladné nadstandardní péče osobám, které si za svůj zdravotní stav mohou samy. Avšak ekonomická analýza poukazuje na screeningové programy tím, že když se majoritní část zachytí v časném stádiu, šetří efektivní a případné náklady na léčbu. Význačným ekonomickým tak zdravotním rizikem je falešně pozitivní nález screeningu. Jedná se o nález, u kterého není prokázán výskyt karcinomu. Také nadbytečná diagnostika, kde jsou zjištěny nálezy, které nejsou během svého života projeveny. Nálezy, které zásadně neovlivňují zdravotní stav pacienta. Nemusí mít nutně za následek operaci, ale samotné dovyšetřování a řešení nálezu, zvyšuje zátěž jak pacienta, tak ekonomiky. Rozsah falešně pozitivního nálezu ve studiích je docela velký. U studie NLST se jednalo o 23,3 % ze všech výsledků pozitivně hodnocených. U Studie Nelson to bylo 1,2 % ve vyšetřované skupině pro všechna kola. Je to více než polovina ze všech pozitivních výsledků, kterých bylo 2,1 %. (Infante et.al.,2015, s.1166) Možným zdravotním rizikem je také radiační zátěž. V pilotním programu časného zachytu plic je obecně doporučena maximální hodnota efektivní dávky 1,5 mSv. Význam prevence je hojně rozebíraným tématem. Je zřejmé, že vzdát se kouření má větší vliv než sám screening. Spojením obou metod mají pacienti možnost se více zajímat o zdravý životní styl a tím napomocť k vyššímu snížení úmrtnosti. Proto se doporučuje populační pilotní program sloučený se zásahem vzdát se kouření a rozhodnutím se připojit do programu závislosti na kouření. (Mírka, 2021, s.66–67) Předběžné riziko rakoviny plic určuje délka kouření, věk, pohlaví a rodinná anamnéza rakoviny plic.

Karcinom plic se v České republice nejvíce vyskytuje mezi 60. a 79. rokem. Mužské pohlaví má až 2krát větší pravděpodobnost vzniku rakoviny plic díky menšímu podílu silně kouřících žen. Větší riziko znamená lepší screeningovou efektivitu. Mezi další rizika se řadí obstrukce při spirometrickém vyšetření. Větší obstrukce způsobuje u pacientů nižší vitální kapacitu plic a vyšší perioperační riziko, pokud by došlo k resekci. (Lambert a kol., 2021, s. 2–3) Rizikem také mohou být pacienti mající symptomy podobné rakovině plic. Jedná se o náhlý úbytek váhy, nebo hemoptýzu. Tito pacienti musí mít CT vyšetření hrudníku. Při příznacích naznačující infekci se screening odkládá o několik týdnů později, dokud nebude infekce vyléčena, aby se snížily falešně pozitivní testy. (Tylski, Goyal,2019, s. 415)

2.7 Příprava pacienta na LDCT vyšetření a samotné vyšetření

Před samotným vyšetřením si pacient sundá oblečení z horní části těla. Veškeré kovové předměty musí být z oblasti hrudníku odstraněny. Radiologický asistent poučí pacienta o průběhu vyšetření. Zejména se dbá na přesnou centraci pacienta v gantry, která je důležitá pro náležitou funkci automatické modulace proudu a automatické volby napětí. Pokud je pacient schopen, vyšetření se standardně dělá vleže na zádech s nataženými rukama podél hlavy.

Následně se provede lokalizační sken, který zaujímá oblast zájmu a její blízké okolí. Lokalizační sken neslouží k vyšetřovacímu účelu. Provádí se v AP, PA, nebo LAT projekci. Samotné vyšetření se uskutečňuje v kraniokaudálním směru, od plicních hrotů po baze plic. Musí být zachycen celý objem plic. SFOV je 50 cm. Pacient je po dobu skenování v maximálním nádechu. Skenovací protokol je nastaven na určité kV, nebo využívá automatickou volbu napětí. Na některých přístrojích je používán cínový filtr. U těchto přístrojů dochází ke zvýšení proudu. (Věstník MZČR 3/2021, s. 28)

Cínový filtr tvaruje energetické spektrum záření. Je připevněn k hliníkovému bow tie filtru mezi rentgenkou a tělem pacienta. Cínový filtr pohlcuje zejména nízkoenergetické fotony, které jsou pro kvalitu obrazu nepotřebné a zvyšují dávku záření. Cínová filtrace je použita buď samostatně, nebo s Au filtrací k separaci spekter u vyšetření s dvouzdrojovým CT. Před vstupem do pacientova těla jsou pomocí cínového filtru odstraněna nízkoenergetická spektra a prochází jím pouze vysokoenergetická spektra, které z části tvoří obraz. Nízkodávkové CT s cínovým filtrem se může vyznačovat nižší radiační zátěží blížící se klasickému skiagrafickému snímku.

Detektor převážně zaznamenává vysokoenergetická spektra rentgenového svazku. Výsledkem je vyšší kvalita obrazu a redukce dávky záření. Iterativní rekonstrukce značně snižuje obrazový šum a artefakty což zlepšuje diagnostiku solidních plicních uzlů. (Martini, 2015, s.). (Korčáková, 2021, s.). (Gordic et.al.,2014, s. 465–466)

Proud je nastaven na nízký proud pod 40 mAs a napětí na 120 kV. Je důležité, aby napětí bylo konzistentní v následujících LDCT vyšetřeních. Spolehlivě se pak vyhodnotí vlastnost uzlin, obzvláště subsolidní uzliny. Toto nastavení má za cíl minimalizovat záření a zároveň zachovat radiodiagnostickou kvalitu obrazu. Tloušťka rekonstruovaného řezu je menší než milimetr pro hodnocení malých plicních uzlů. Počet řad detektorů nijak neomezuje samotné LDCT vyšetření. Pro vyšetření musí být použito minimálně 64 řad detektorů. Nový software také napomáhá

ke snížení dávky řízením šumu. Filtrovanou zpětnou projekci překonala iterativní rekonstrukce či algoritmy hlubokého učení.

Dávka záření u screeningu LDCT hrudníku je odlišná v souvislosti s biometrií (výška, hmotnost). Dávkový index objemové počítačové tomografie je stanoven pod 2 mGy.

Je doporučováno absolvovat screening LDCT jednou za rok. Některým studiím se ale osvědčilo, že dvouletý interval je efektivnější. Současně se sníží radiační zátěž a náklady. Delší interval může znamenat vyšší počet pokročilých karcinomů plic. Dvouletý interval by měl být určen pro jedince s negativním výsledkem. Screening není vhodný pro bývalé kuřáky, kteří přestali kouřit před více než 15 lety, nebo odmítají podstoupit operaci karcinomu plic. Také psychický stres je nevýhodou pro diagnostiku. Pacienti s robustnější postavou mají často zkreslená data. (Silva, 2022, s. neuvedena)

2.8 Přístupy, které zpřesňují přesnost LDCT

Mezi přístupy, které zlepšují přesnost LDCT patří analýza dechu, krevní test a test moči. K rozlišení benigních a maligních uzlů se používají speciální radiografické znaky. Například nepravidelnost je typická pro maligní uzliny.

Analýza dechu využívá principu volatomiky. Analýza organických sloučenin v dechu. Bylo zkoumáno několik metod analýzy těkavých sloučenin jako je plynová chromatografie, hmotnostní spektrometrie s anebo bez iontové pohyblivosti, kalorimetrie a nanosenzor se zlatými částicemi. Tyto metody používají odlišných vlastností k separaci těkavých organických látek. Nejvíce byla prozkoumána metoda analýza skrze zlaté nanočástice. Techniky však mají různou senzitivitu a specifitu mající vliv na klinické a enviromentální faktory, věk, kouření, metoda odběru vzorku. Navíc bylo zjištěno, že látky byly zjištěny jak u rakoviny plic, tak u rakoviny jater. Než se metoda zavede do praxe, bude potřeba udělat několik postupů. Standardizovat načasování a způsob odběru vzorku dechu. Zavést algoritmus pro matoucí proměnné což je věk, strava, genetika a kouření.

Test moči umožňuje zjistit řadu látek, nebo biologických aktivit v souvislosti s rakovinou plic. Rovněž jde v moči změřit výrazně zvýšenou aktivitu proteáz spojenou s některými druhy rakoviny plic. Za nejnovější technologii v rámci testování moči se považuje nanosenzor. Nejdříve se pacientovi dá nanosenzor. Později se z moči odebere a zaznamená se aktivita proteázy. U nádorových nemocí je aktivita proteáz často dysregulována. Zjišťování rakoviny plic skrze moč

má výhody i nevýhody. Stejně jako u dechové volatologie může být test moči díky zdravotním onemocněním nepřesný. Avšak DNA získaná ze vzorků moči je v porovnání s ostatními tělesnými tekutinami delší dobu stabilní a jde lehce odebrat větší množství vzorku, a tím se zvýší senzitivita.

Také krevní testy mohou zlepšovat přesnost screeningu LDCT. První studie se zaměřovaly na zjišťování určitých mutací rakoviny plic pomocí kolující nádorové DNA (ctDNA) uvolněné z rakovinné buňky plic. V současnosti studie zkoumají využití metylačních profilů skrze kolující bezbuněčnou DNA (cfDNA). Nicméně cfDNA přímo nemusí být ctDNA, metylační profil v ctDNA může být nápomocný k predikci rakoviny plic. Abnormální metylace vzniká i v rané fázi nádorového bujení. Diagnostika časného stádia rakoviny byla navržena biomarkery v bílkovinách v krvi, jako jsou imunoglobuliny. Biomarkery na bázi krve se také zkoumají za účelem posouzení účinnosti stratifikace rizika plicních uzlin zobrazených na LDCT. Také krevní analýza má ve screeningu značné nevýhody. Nízká citlivost. K získání vysoké citlivosti detekce ctDNA se stadiem karcinomu I-III je potřeba velký objem krve. Různorodost plicního karcinomu zabraňuje, aby se zavedl pouze jeden krevní test k zjištění rané fáze rakoviny plic. Nicméně bude potřeba více studií k dalšímu vysvětlení klinické využitelnosti i ekonomického důsledku cílené analýzy metylace cfDNA.

Spojením metod se zvyšují přínosy a snižují se omezení. Molekulární biomarkery a LDCT byly současně použity k diagnostice karcinomu plic s vyšší citlivostí a specificitou. Taktéž spojení informací z LDCT a volatologie může zdokonalit přesnost detekce plicního karcinomu. S pokrokem techniky a rozvíjením umělé inteligence může LDCT být doplněno o tyto nové metody, které zachrání mnoho životů. (Maller,2022, s. 1-4)

V budoucnu se předpokládá že LDCT projde změnou v oblasti technologie a lékařských zkušeností. Jako další krok se očekává neustálá optimalizace strojů. (Silva, 2022, s. neuvědlena)

V rámci cílené populace 50 % kuřáků splňuje podmínky vstupu. Přibližně 0,5 milionu kouřících jsou vhodnými kandidáty pro program časného zachytu karcinomu plic v České republice. (Koziar Vašáková, 2022, s. neuvědlena)

2.9 Srovnání s mamografickým screeningem

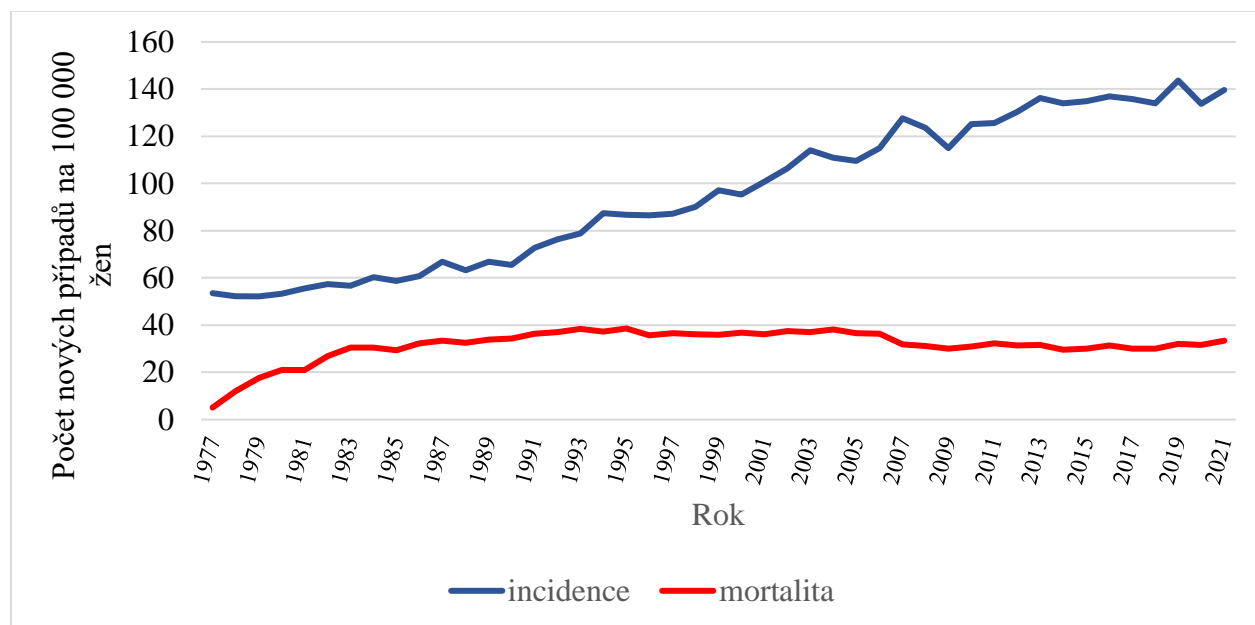
Karcinom prsu je u žen druhým nejčastějším zhoubným novotvarem. Každý rok je nově diagnostikováno zhruba 7 200 žen s nádorem prsu. Přibližně 1600 žen s tímto nádorem umírá.

Incidence trvale roste. V posledních letech byl zaznamenán mírný pokles. Mortalita karcinomu prsu od poloviny 90. let mírně klesá. V roce 2018 bylo nově diagnostikováno 7 182 případů, což je 133 nových nádorů na 100 000 žen. (Májek, 2019, s. neuvědlena) Tentýž rok zemřelo 1 621 žen na karcinom prsu, což je 30 úmrtí na 100 000 žen.

Mamografický screening podstupují ženy každé dva roky. Střední dávka v mléčné žláze při dvou kraniokaudálních a dvou mediolaterálních projekcích je od 2,71– 3,96 mGy. (Poulová et.al.,2013, s. neuvědlena) V roce 2000 byla incidence 95,29. Od zavedení plošného screeningu v roce 2002 se významně zvýšila incidence na 106,53 případů na 100 000 obyvatel. Od roku 2005 je incidence rostoucí.

Mortalita byla do roku 1995 rostoucí. Od roku 1996–2005 konstantní. V roce 2006 dochází k náhlému poklesu mortality. Od roku 2007 je mortalita konstantní. (ÚZIS, 2021, s. neuvědlena)

Co se týče efektivní dávky. U mamografie se jedná o 0,33–0,48 mSv. (Poulová et.al.,2013, s. neuvědlena) U LDCT je efektivní dávka 2krát až 3krát vyšší tedy 1–1,4 mSv. (Rampinelli,2017, s. neuvědlena)



Obrázek 11 Graf incidence a mortality karcinomu prsu přepočten na 100 000 žen.

Zdroj: NOR, 2021, s. neuvědlena

Tloušťka komprimovaného prsu [cm]	Střední dávka v mléčné žláze [mGy]	Efektivní dávka [mSv]	Ekvivalent Přírodního pozadí [dny]
4,3 – 4,7	2,71	0,33	34
5,1 – 5,5	3,17	0,38	40
5,8 – 6,2	3,86	0,46	48
7,3 – 7,7	3,96	0,48	50

Tabulka 4 Radiační zátěž při screeningovém vyšetření 2+2 snímky

Zdroj: Paulová et.al.,2013, s. neuvedena

3. Výzkumná část

3.1 Výzkumné cíle a výzkumné otázky

Cílem výzkumu je ověřit aktuální CT protokol screeningu plic a aktuální CT protokol pro hrudník.

Díličními cíli jsou:

1. Modifikovat screeningový protokol na nižší dávku se zachováním kvality obrazu.
2. Modifikovat standartní plicní protokol na nižší dávku se zachováním kvality obrazu.
3. Porovnat parametry u GE Revolution a GE Revolution Apex.
4. Porovnat původní protokol s optimalizovaným protokolem přístroje GE Revolution Apex.

3.2 Hypotézy

Cíl 3: Porovnat parametry u GE Revolution a GE Revolution Apex.

1. Srovnání dávek mezi dvěma přístroji

1.1 Testování souboru pacientů

Statistické testy BMI a hmotnosti

H_{01} : Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution a GE Revolution Apex není rozdíl v BMI.

H_{A1} : Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution a GE Revolution Apex je rozdíl v BMI.

H_{02} : Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution a GE Revolution Apex není rozdíl v hmotnosti.

H_{A2}: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution a GE Revolution Apex je rozdíl v hmotnosti.

1.2 Testování dávek souboru pacientů

Statistický test CTDI

H₀₃: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution a GE Revolution Apex není rozdíl v obdržené dávce.

H_{A3}: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution a GE Revolution Apex je rozdíl v obdržené dávce.

1.3 Testování kvality obrazu souborů pacientů

Statistické testy šumu, SNR, CNR

H₀₄: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution a GE Revolution Apex není rozdíl v obrazovém šumu.

H_{A4}: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution a GE Revolution Apex je rozdíl v obrazovém šumu.

H₀₅: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution a GE Revolution Apex není rozdíl v poměru signálu k šumu.

H_{A5}: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution a GE Revolution Apex je rozdíl v poměru signálu k šumu.

H₀₆: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution a GE Revolution Apex není rozdíl v poměru kontrastu k šumu.

H_{A6}: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution a GE Revolution Apex je rozdíl v poměru kontrastu k šumu.

Cíl 4: Porovnat původní protokol s optimalizovaným protokolem přístroje GE Revolution Apex.

1. Srovnání dávek po optimalizaci protokolu

1.1 Testování souboru pacientů

Statistické testy BMI a hmotnosti

H₀₁: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution původním a optimalizovaným protokolem není rozdíl v BMI.

H_{A1}: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution původním a optimalizovaným protokolem je rozdíl v BMI.

H₀₂: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution původním a optimalizovaným protokolem není rozdíl v hmotnosti.

H_{A2}: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution původním a optimalizovaným protokolem je rozdíl v hmotnosti.

1.2 Testování dávek souboru pacientů

Statistické test CTDI

H₀₃: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution původním a optimalizovaným protokolem není rozdíl v obdržené dávce.

H_{A3}: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution původním a optimalizovaným protokolem je rozdíl v obdržené dávce.

1.3 Testování kvality souboru pacientů

Statistické testy šumu, SNR, CNR

H₀₄: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution původním a optimalizovaným protokolem není rozdíl v obrazovém šumu.

H_{A4}: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution původním a optimalizovaným protokolem je rozdíl v obrazovém šumu.

H₀₅: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution původním a optimalizovaným protokolem není rozdíl v poměru signálu k šumu.

H_{A5}: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution původním a optimalizovaným protokolem je rozdíl v poměru signálu k šumu.

H₀₆: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution původním a optimalizovaným protokolem není rozdíl v poměru kontrastu k šumu.

H_{A6}: Mezi skupinami pacientů vyšetřených na přístroji GE Revolution původním a optimalizovaným protokolem je rozdíl v poměru kontrastu k šumu.

3.3 Výzkumná otázka

Jaký nejmenší noise index můžeme nastavit na novém protokolu, abychom dosáhli co nejmenší dávky při zachování kvality obrazu?

4 Metodika výzkumu

Praktická část byla rozdělena do tří dílčích částí. V první části bylo provedeno fantomové měření. Druhá část srovnávala patientská data mezi dvěma přístroji v období leden–prosinec 2022. Třetí část srovnávala modifikovaný protokol, který byl nastaven podle fantomového měření s původním protokolem. Období sběru dat probíhalo v období červen–červenec 2023. Byly nastaveny akviziční parametry na výsledný obraz a obdrženou dávku.

Data byla zaznamenávána do záznamové tabulky v programu Microsoft Excel. Výsledky byly vyvozovány s využitím metody statické analýzy.

Byl proveden záměrný výběr respondentů. Kritériem pro výběr pacientů byla účast v programu časného záchytu karcinomu plic a podstoupení low-dose CT vyšetření ve FNOL.

Závěrem práce bylo statistické vyhodnocení relevantních metrik pro porovnání různých přístrojů.

Výsledky byly vyvozovány s využitím metody statické analýzy. Záznamová tabulka byla uchována pouze v době tvorby diplomové práce, poté byla vymazána. Všechna data a pacienti byly anonymizována. Jména pacientů byla nahrazena čísly. Osobní údaje nebyly ve výzkumu zpracovány.

Nebyly žádná rizika ani zátěž, které mohly ohrozit účastníka během výzkumného šetření. Všechna CT vyšetření byla provedena v souladu s radiační ochranou.

4.1 Charakteristika souboru

V první části byl plicní fantom Kyoto Kagaku PBU-60 skenován CT skenerem GE Revolution Apex. Snímky fantomu u protokolu klasického hrudníku byly rekonstruovány s iterativní rekonstrukcí ASIR- V. Síla iterativní rekonstrukce byla 20 %. Noise index byl nastaven na 10. U protokolu na screening byly snímky rekonstruovány pomocí iterativní rekonstrukce ASIR-V. Síla iterativní rekonstrukce byla 20 %. Noise index byl nastaven na 20. U modifikovaného protokolu se noise index postupně měnil na hodnoty 11,12,13,14,15,16,17,18,19,20,21,22. Napětí u všech tří protokolů bylo 120 kV. Doba rotace byla 0,35. Pitch faktor byl 0,992.

V druhé části praktické části tvořil profil cílové skupiny 79 respondentů, kteří byli vyšetřeni na přístroji GE Revolution Apex a GE revolution, z toho 59 mužů a 20 žen od ledna do prosince 2022. Na přístroji GE revolution Apex bylo vyšetřeno 65 pacientů z toho 49 mužů a 16 žen. Na přístroji GE revolution bylo vyšetřeno 14 pacientů z toho 10 mužů a 4 ženy.

Kritéria pro výběr respondentů byly:

20 balíčkoroků

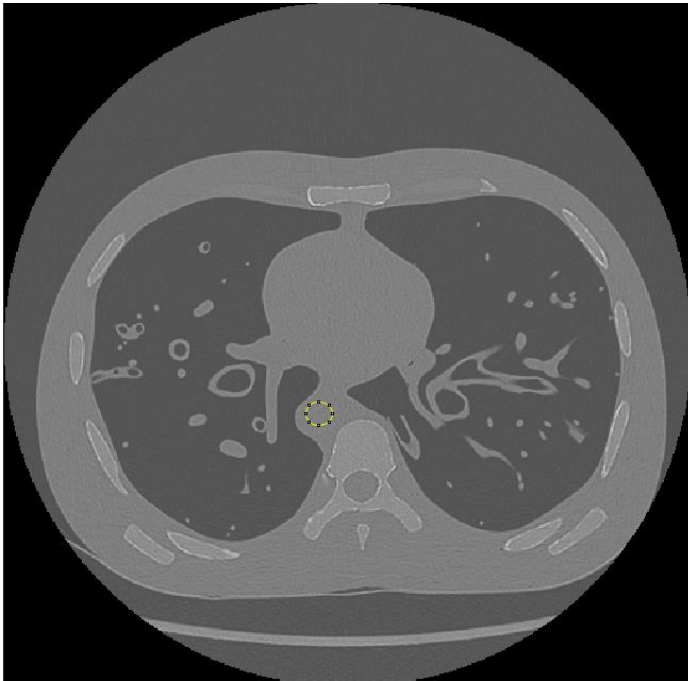
Osoby, ve věku 55–74 let

Aktivní kuřáci a ex kuřáci

V třetí části došlo k optimalizaci protokolu na screening plic. Změnil se parametr noise index z 20 na 23, to znamená, že dávka byla nižší. Zároveň se obraz rekonstruoval pomocí umělé inteligence na úrovni medium a s využitím plicního postprocessingového filtru (DLR–M+LU). Bylo porovnáváno 19 pacientů před optimalizací z období květen 2023 s 24 pacienty po optimalizaci z období červen–červenec 2023 na GE Revolution Apex.

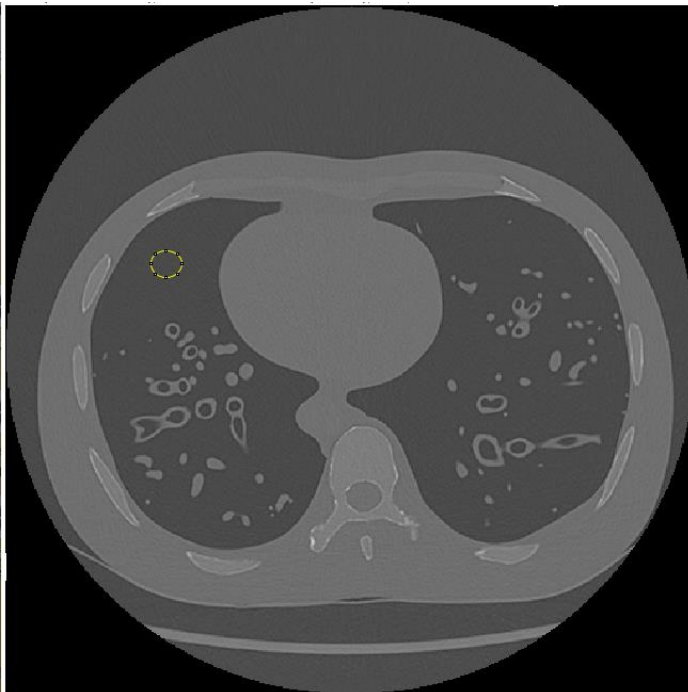
4.2 Metoda sběru dat

Sběr dat probíhal na CT přístroji ve Fakultní nemocnici Olomouc na Radiologické klinice. Na základě souhlasného stanoviska Etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity palackého v Olomouci uvedeno v příloze 1 s realizací výzkumného šetření byla provedena optimalizace protokolů pomocí akvizičních parametrů. V programu Image J byla ROI umístěna do aorty podle obr. 12 a plicní tkáně podle obr. 13. Z ROI se v programu image J vypočítala STD a AVG (HU). Následně se ze směrodatné denzity a směrodatné odchylky aorty a plic vypočítal kontrast (CNR) a šum (SNR).



Obrázek 12 ROI v aortě

Zdroj: Image J

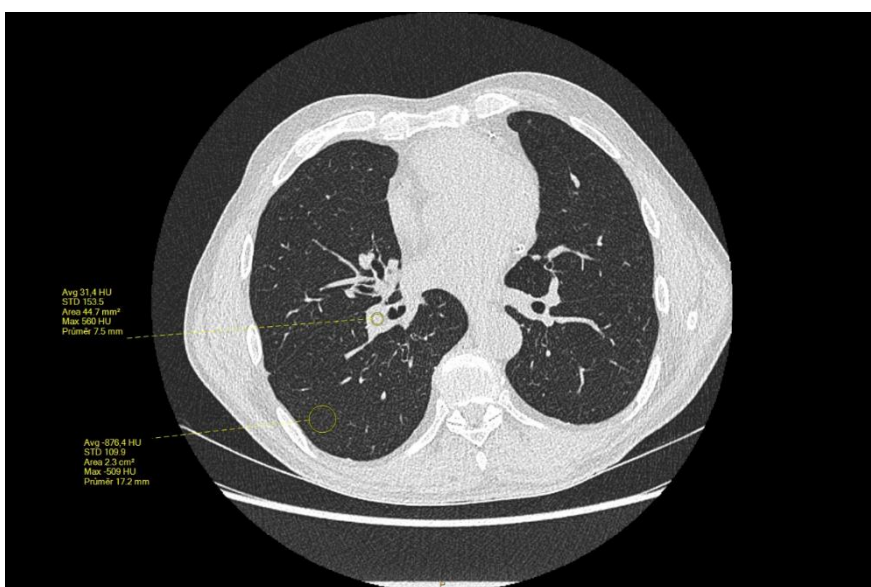


Obrázek 13 ROI v plicní tkáni

Zdroj: Image J

V druhé části praktické části jsou dvě skupiny pacientů. Jedna podstoupila vyšetření plicního screeningu na přístroji GE Revolution, druhá na GE Revolution Apex. Jedná se o téměř totožné systémy, liší se rentgenkou. Akviziční i rekonstrukční parametry jsou na obou přístrojích nastaveny zcela shodně. V této části je provedeno měření kvality obrazu na patientských snímcích, ze kterých je určena hodnota šumu v plicním parenchymu a spočítáno SNR a CNR. ROI byly umístěny podle obrázku č. 14 pravá plicní žíla a plicní parenchym bez viditelných cév.

V třetí části měření probíhalo ve stejné oblasti jako u předchozího srovnání dvou přístrojů – pravá plicní žíla a plicní parenchym bez viditelných cév. Pacienti před optimalizací jsou z období květen 2023, po optimalizaci jsou z období červen–červenec 2023.



Obrázek 14 ROI pravá plicní žíla a plicní parenchym bez viditelných cév

4.3 Metoda analýzy dat

Všechna data byly analyzována pomocí programu Image J, Microsoft excel a Statistica 4.0.0.15. Na ověření hypotéz byly použity statistické testy Mann-Whitney pro veličiny BMI a hmotnost pacienta pro určení, zda jsou populace na jednotlivých přístrojích stejné. Dále pro veličiny STD plíce, CNR a SNR pro zhodnocení kvality obrazu. Nakonec pro veličinu CTDI pro zhodnocení, zda se liší dávka. Jako statisticky významná byla hladina významnosti $p < 0,05$.

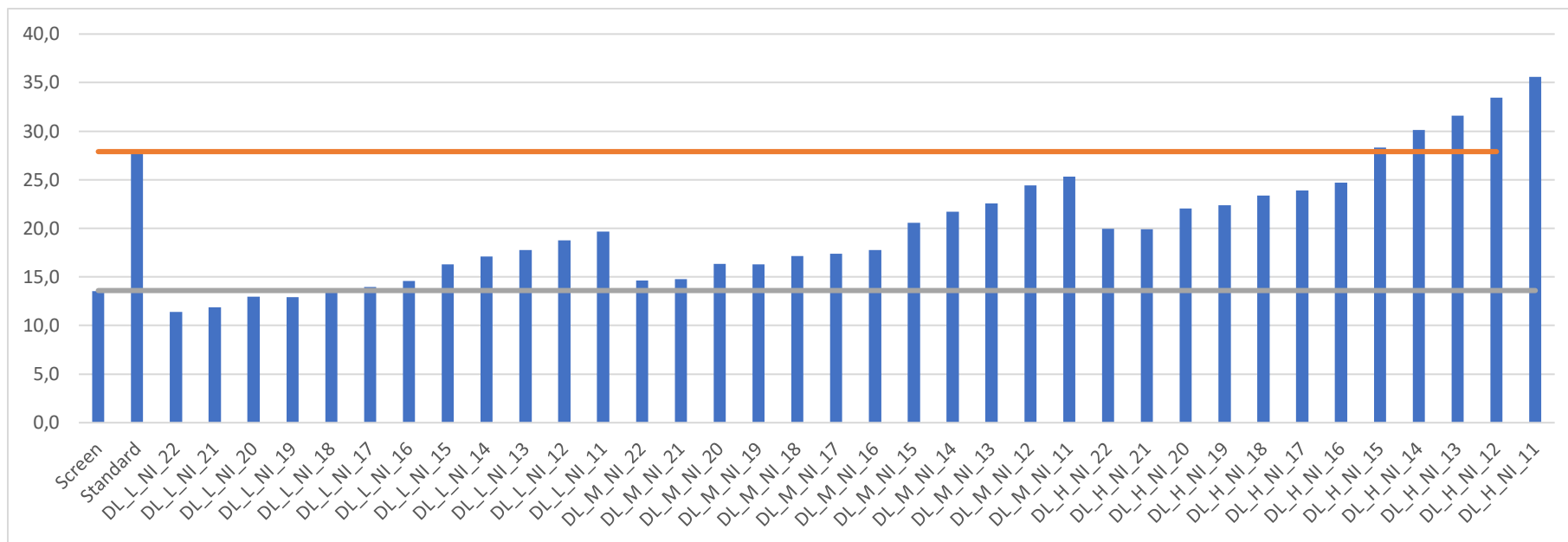
5 Výsledky

U screeningového protokolu z hlediska CNR a SNR by se dalo docílit snížení dávky použitím protokolu s NI 21 nebo 22 při použití DLR medium – SNR i CNR je vyšší, šum v plicním parenchymu je nižší. Z měření se zdá, že nastavení rekonstrukce na DLR low by nebylo dostačující. Při použití DLR high by s pravděpodobností došlo ke snížení dávky, ale níž již se nedal nastavit vyšší NI, protože fantom je menší velikosti a dosáhlo se spodního limitu proudu CT přístroje. Při použití NI 21, resp. NI 22 by bylo se dalo očekávat snížení dávky na 8 %, resp. 15 %.

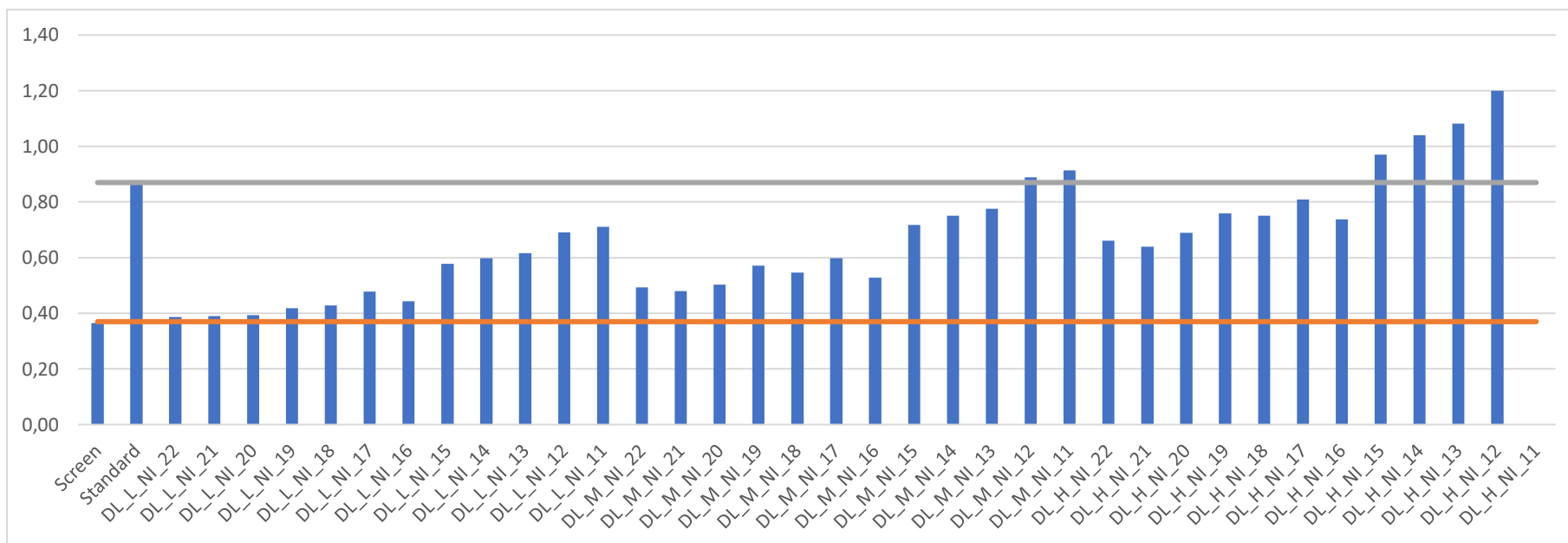
U klasického protokolu hrudníku vyšlo, že by mohl fungovat DLR medium s NI 11, resp. 12 (snížení dávky o 20 %, resp. 32 %), nebo DLR medium s NI 14, resp. 15 (snížení dávky o 50 %, resp. 56 %). Parametr NI je nelineární. Když je jeho hodnota nízká, tak malá změna má významnější vliv na dávku, než když je hodnota NI vyšší. Toto fantomové měření je prvním krokem k optimalizaci protokolu.

CTDI	NI	Protokol	AVG aorta	STD aorta	AVG plíce	STD plíce	CNR	SNR
0.55	20	Screen	26.781	171.746	-967.452	73.343	13.6	0.37
2.3	10	Standard	31.703	91.205	-991.807	36.65	27.9	0.87
0.47	22	DL_L_NI_22	34.91	117.196	-994.977	90.233	11.4	0.39
0.51	21	DL_L_NI_21	33.887	112.209	-996.748	86.785	11.9	0.39
0.55	20	DL_L_NI_20	31.184	117.418	-997.417	79.214	13.0	0.39
0.62	19	DL_L_NI_19	33.395	110.317	-998.412	79.753	12.9	0.42
0.69	18	DL_L_NI_18	32.5	109.37	-997.422	75.815	13.6	0.43
0.79	17	DL_L_NI_17	35.352	102.505	-996.652	73.857	14.0	0.48
0.885	16	DL_L_NI_16	31.328	97.961	-997.982	70.591	14.6	0.44
1.01	15	DL_L_NI_15	36.672	97.308	-998.604	63.504	16.3	0.58
1.15	14	DL_L_NI_14	36.152	78.786	-998.773	60.462	17.1	0.60
1.33	13	DL_L_NI_13	35.875	80.155	-999.511	58.252	17.8	0.62
1.56	12	DL_L_NI_12	38.121	72.887	-999.405	55.227	18.8	0.69
1.85	11	DL_L_NI_11	37.492	71.475	-999.692	52.748	19.7	0.71
0.47	22	DL_M_NI_22	34.738	95.29	-997.47	70.483	14.6	0.49
0.51	21	DL_M_NI_21	33.488	83.567	-998.473	69.783	14.8	0.48
0.55	20	DL_M_NI_20	31.711	87.99	-999.004	63.063	16.3	0.50
0.62	19	DL_M_NI_19	36.215	83.278	-998.337	63.406	16.3	0.57
0.69	18	DL_M_NI_18	32.887	82.491	-998.912	60.126	17.2	0.55
0.79	17	DL_M_NI_17	35.531	76.754	-998.14	59.46	17.4	0.60
0.885	16	DL_M_NI_16	30.621	78.394	-999.167	58.004	17.8	0.53
1.01	15	DL_M_NI_15	36.168	73.544	-999.494	50.374	20.6	0.72
1.15	14	DL_M_NI_14	35.859	59.552	-999.491	47.726	21.7	0.75
1.33	13	DL_M_NI_13	35.559	60.529	-1000.101	45.841	22.6	0.78
1.56	12	DL_M_NI_12	37.742	56.041	-999.56	42.484	24.4	0.89
1.85	11	DL_M_NI_11	37.387	54.933	-999.982	40.923	25.3	0.91
0.47	22	DL_H_NI_22	34.215	57.9	-999.29	51.788	20.0	0.66
0.51	21	DL_H_NI_21	33.199	52.267	-999.986	51.86	19.9	0.64
0.55	20	DL_H_NI_20	32.219	54.699	-1000.193	46.796	22.1	0.69
0.62	19	DL_H_NI_19	35.098	53.059	-999.605	46.247	22.4	0.76
0.69	18	DL_H_NI_18	33.23	52.634	-1000.198	44.231	23.4	0.75
0.79	17	DL_H_NI_17	35.039	45.878	-999.542	43.294	23.9	0.81
0.885	16	DL_H_NI_16	30.73	49.804	-1000.054	41.696	24.7	0.74
1.01	15	DL_H_NI_15	35.492	47.382	-1000.035	36.571	28.3	0.97
1.15	14	DL_H_NI_14	35.801	39.116	-1000.007	34.405	30.1	1.04
1.33	13	DL_H_NI_13	35.445	39.447	-1000.353	32.773	31.6	1.08
1.56	12	DL_H_NI_12	37.223	38.065	-1000.033	31.021	33.4	1.20
1.85	11	DL_H_NI_11	35.582	35.902	-1000.415	29.126	35.6	1.22

Tabulka 5 Tabulka hodnot fantomového měření



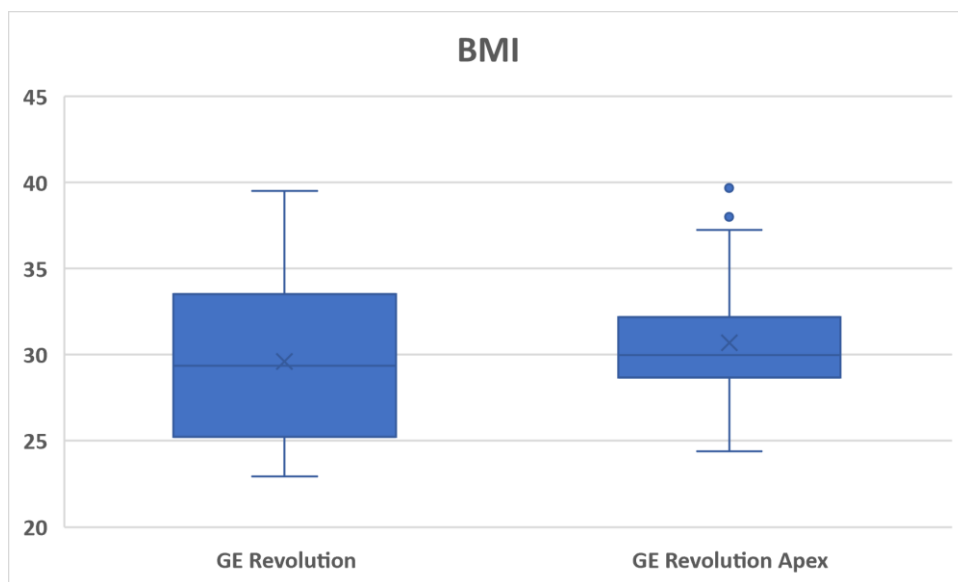
Obrázek 15 Graf NI a CNR



Obrázek 16 Graf NI a SNR

BMI

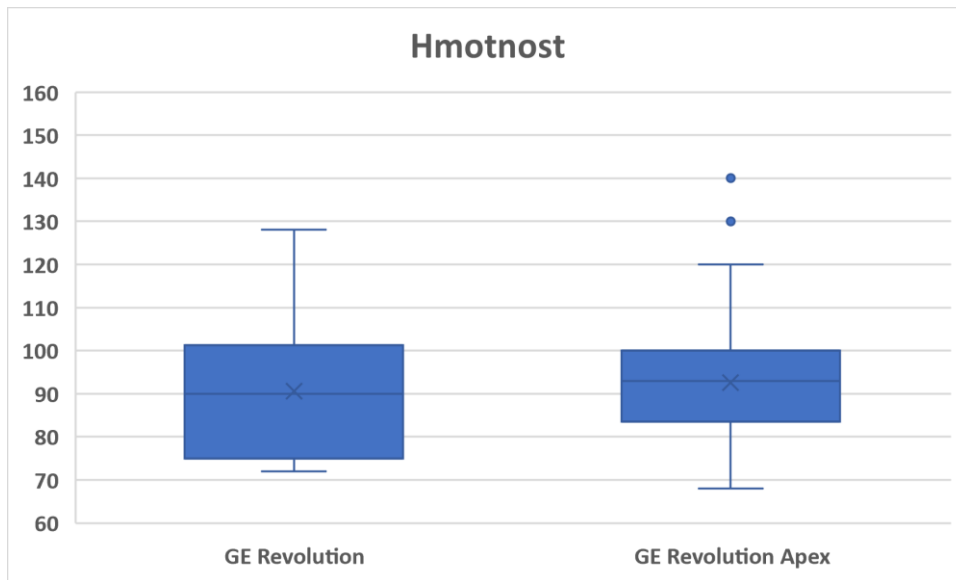
Velikost souboru GE Revolution je 14, velikost GE Revolution Apex je 65. Mediány BMI u souborů pacientů vyšetřených na přístrojích GE Revolution a GE Revolution Apex jsou 29,34 a 29,97. Skupiny se statisticky signifikantně neliší. (Mann–Whitney $U = 374,5$, $n_1 = 14$, $n_2 = 65$, $p > 0,05$, $p = 0,3043$).



Obrázek 17 Graf pro porovnání hodnot BMI

Hmotnost

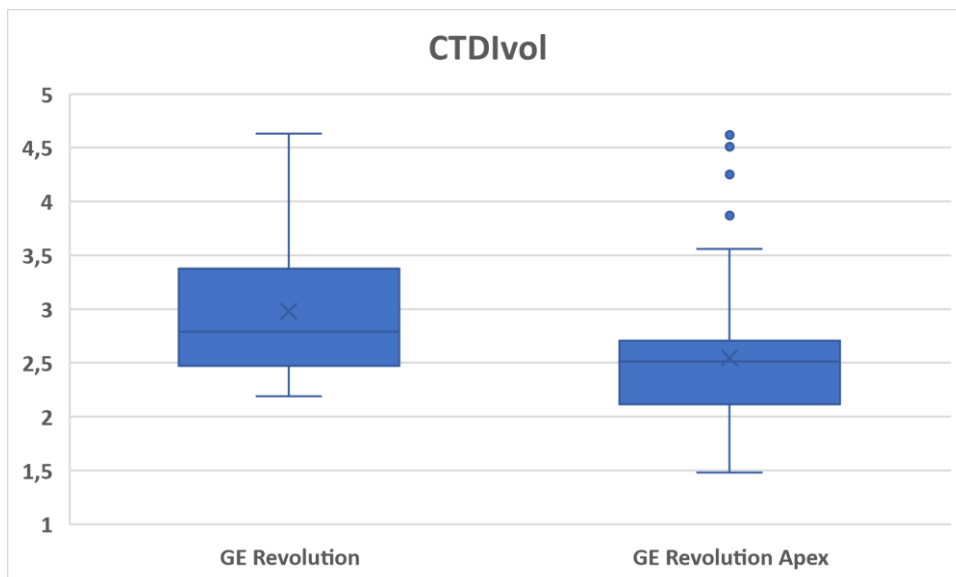
Velikost souboru GE Revolution je 14, velikost souboru GE Revolution Apex je 65. Mediány hmotnosti u souborů pacientů vyšetřených na přístrojích GE Revolution a GE Revolution Apex jsou 90,0 kg a 93,0kg. Skupiny se statisticky signifikantně neliší. (Mann – Whitney $U = 408,5$, $n_1 = 14$, $n_2 = 65$, $p > 0,05$, $p = 0,5542$).



Obrázek 18 Graf pro porovnání hodnot BMI

CTDIvol

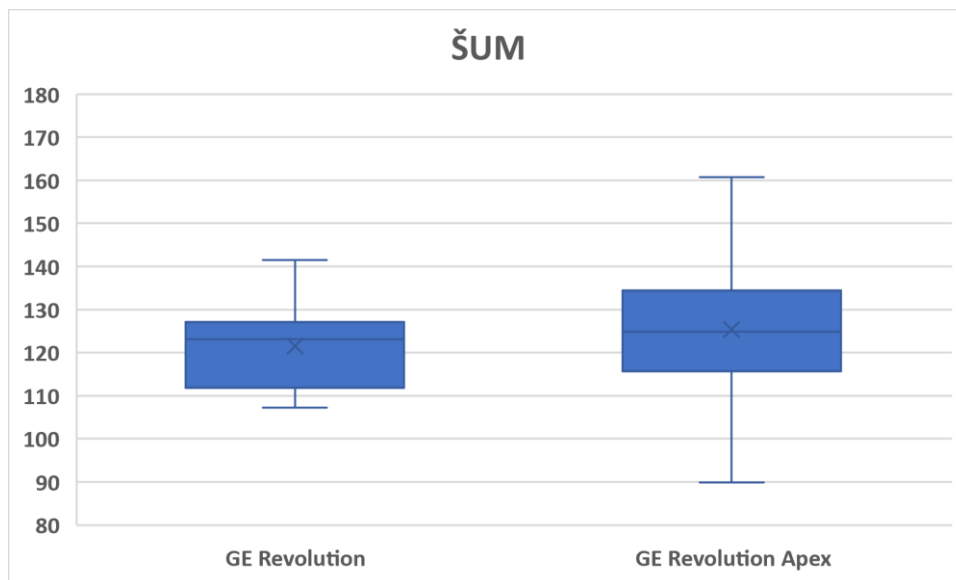
Velikost souboru GE Revolution je 14, velikost souboru GE Revolution Apex je 65. Mediány CTDIvol u souborů pacientů vyšetřených na přístrojích GE Revolution a GE Revolution Apex jsou 2,79 mGy a 2,51 mGy. Skupiny se statisticky významně liší. (Mann – Whitney U = 264,5, $n_1 = 14$, $n_2 = 65$, $p < 0,05$, $p = 0,0074$).



Obrázek 19 Graf pro porovnání hodnot CTDIvol

Šum

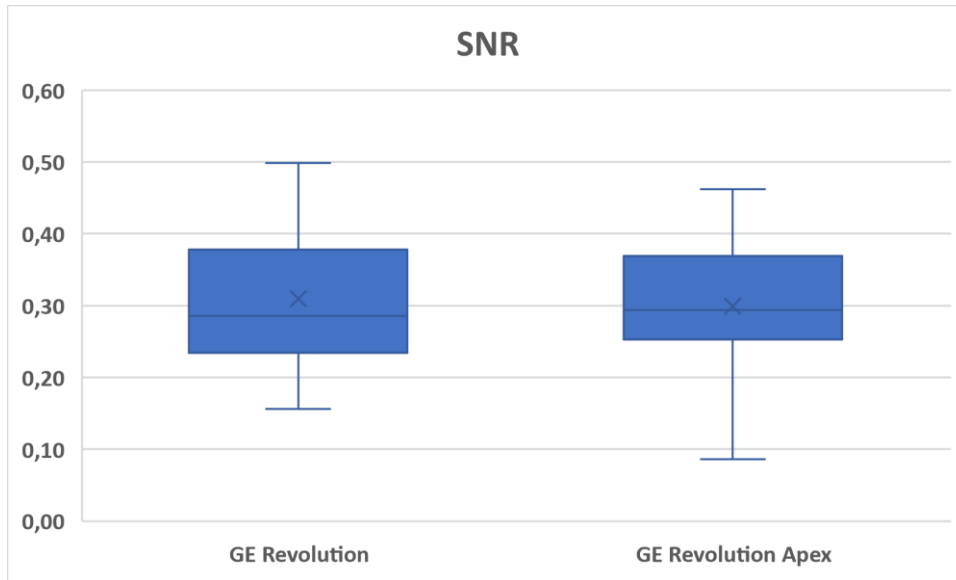
Velikost souboru GE Revolution je 14, velikost souboru GE Revolution Apex je 65. Mediány šumu u souborů pacientů vyšetřených na přístrojích GE Revolution a GE Revolution Apex jsou 123,15 HU a 124,8 HU. Skupiny se statisticky signifikantně neliší. (Mann–Whitney U = 372,0, n1 = 14, n2 = 65, p>0,05, p = 0,2895).



Obrázek 20 Graf pro porovnání hodnot šumu

SNR

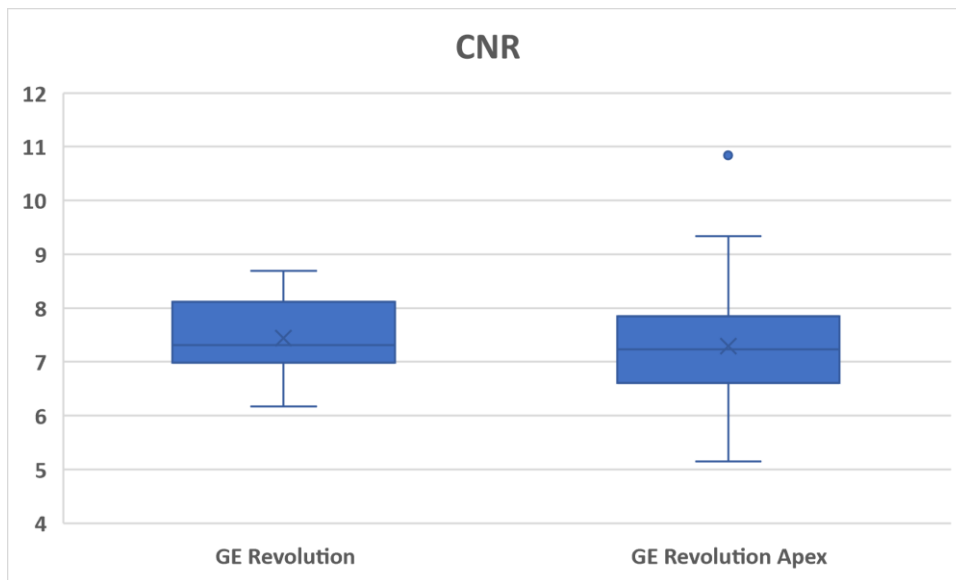
Velikost souboru GE Revolution je 14, velikost souboru GE Revolution Apex je 65. Mediány BMI u souborů pacientů vyšetřených na přístrojích GE Revolution a GE Revolution Apex jsou 0,285 a 0,29. Skupiny se statisticky signifikantně neliší. (Mann–Whitney U = 437,0, n1 = 14, n2 = 65, p>0,05, p = 0,8219).



Obrázek 21 Graf pro porovnání hodnot SNR

CNR

Velikost souboru GE Revolution je 14, velikost souboru GE Revolution Apex je 65. Mediány CNR u souborů pacientů vyšetřených na přístrojích GE Revolution a GE Revolution Apex jsou 7,32 a 7,23. Skupiny se statisticky signifikantně neliší. (Mann–Whitney $U = 407,5$, $n_1 = 14$, $n_2 = 65$, $p > 0,05$, $p = 0,542$).



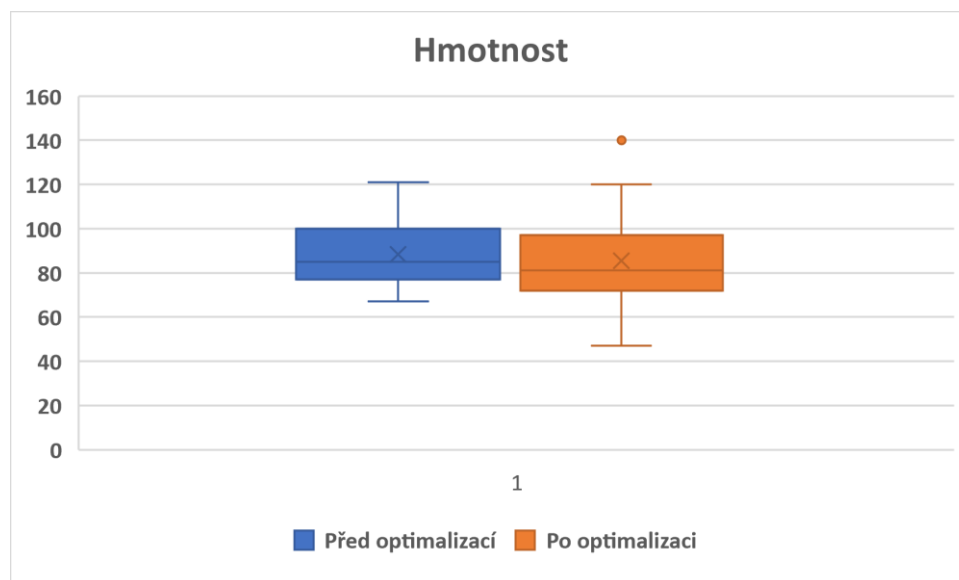
Obrázek 22 Graf pro porovnání hodnot CNR

Statistický signifikantní ($p < 0,05$) rozdíl vychází jen pro CTDI, tedy pro dávku. Nulová hypotéza je zamítnuta. Po srovnání mediánů pro tyto přístroje GE Revolution a GE Revolution Apex vychází, že pacienti, kteří podstoupili CT screening na přístroji GE Revolution obdrželi v průměru o 11,16 % vyšší dávku než pacienti na přístroji GE Revolution Apex. Kvalita obrazu se ale mezi přístroji (statisticky signifikantně) neliší. Nulová hypotéza platí.

Dále statistické testy Mann-Whitney mezi soubory před optimalizací (24 pacientů) a po optimalizaci (19 pacientů):

Hmotnost

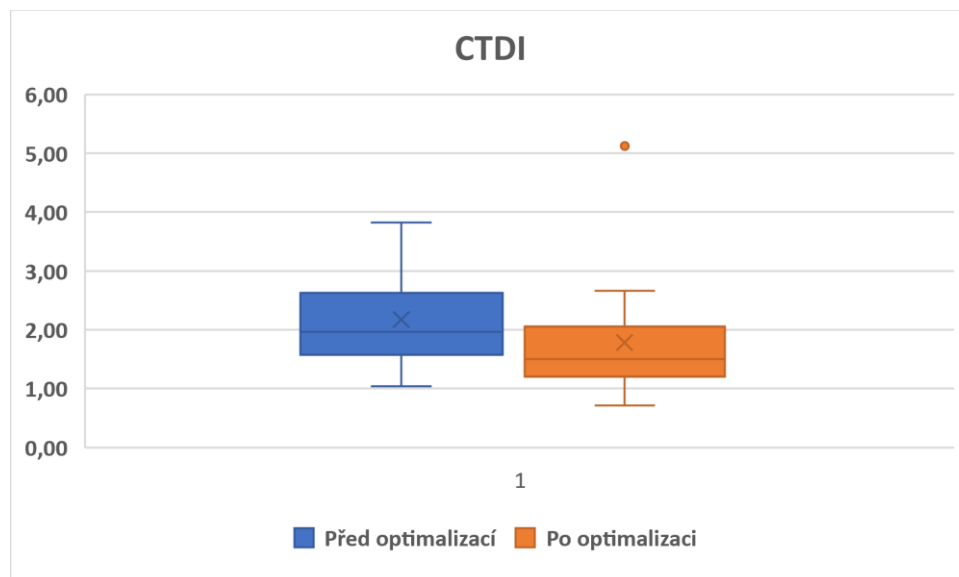
Medián souboru před optimalizací je 83,5 kg., medián po optimalizaci je 81 kg. Standardní odchylka souboru před optimalizací je 14,84 kg, po optimalizaci je 20,29 kg. Hodnota $p = 0,8832$ Hodnota $U=221,5$. Rozdíl není statisticky signifikantní.



Obrázek 23 Graf porovnání hodnot hmotnosti před a po optimalizaci

CTDI

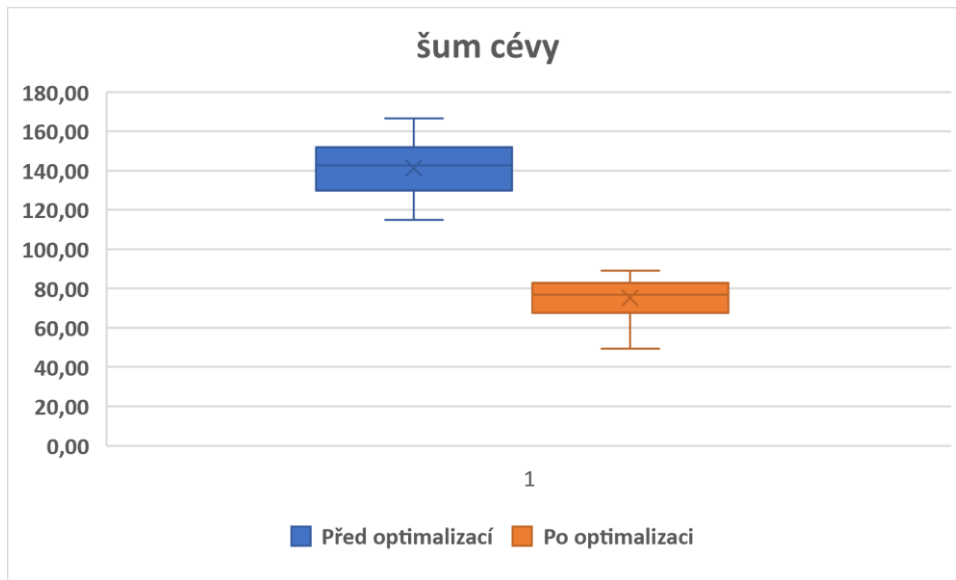
Medián souboru před optimalizací je 1,96 mGy, medián po optimalizaci je 1,5 mGy. Standartní odchylka souboru před optimalizací je 0,76 mGy, po optimalizaci je 0,92 mGy. Hodnota $p = 0,0314$ Hodnota $U = 139,5$. Rozdíl je statisticky signifikantní.



Obrázek 24 Graf porovnání hodnot CTDI před a po optimalizaci

Šum cévy

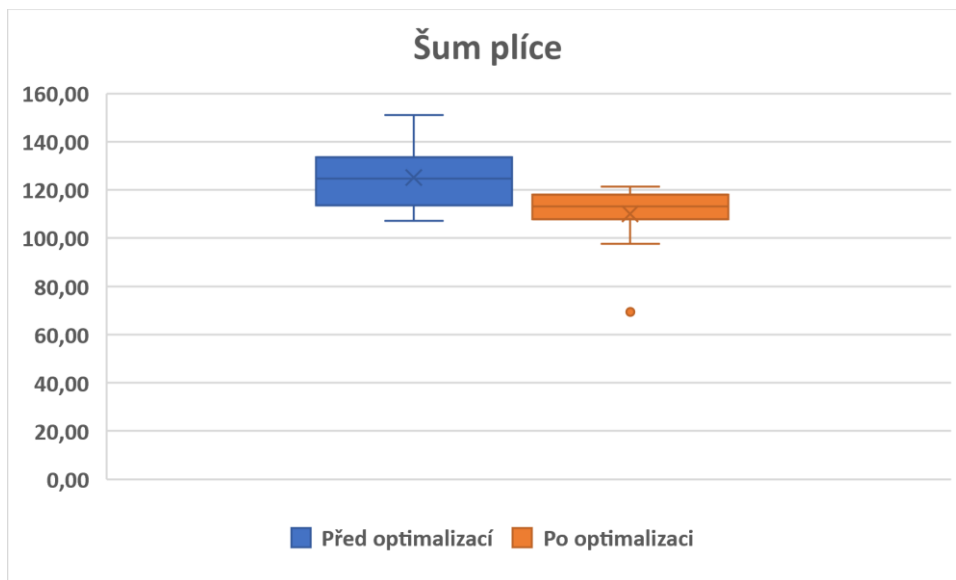
Medián souboru před optimalizací je 142,74 HU, medián po optimalizaci je 76,73 HU. Standartní odchylka souboru před optimalizací je 13,22 HU, po optimalizaci je 9,72 HU. Hodnota $p = 0,0$ Hodnota $U = 0,0$. Rozdíl je statisticky signifikantní.



Obrázek 25 Graf porovnání hodnot šumu cévy před a po optimalizaci

Šum plíce

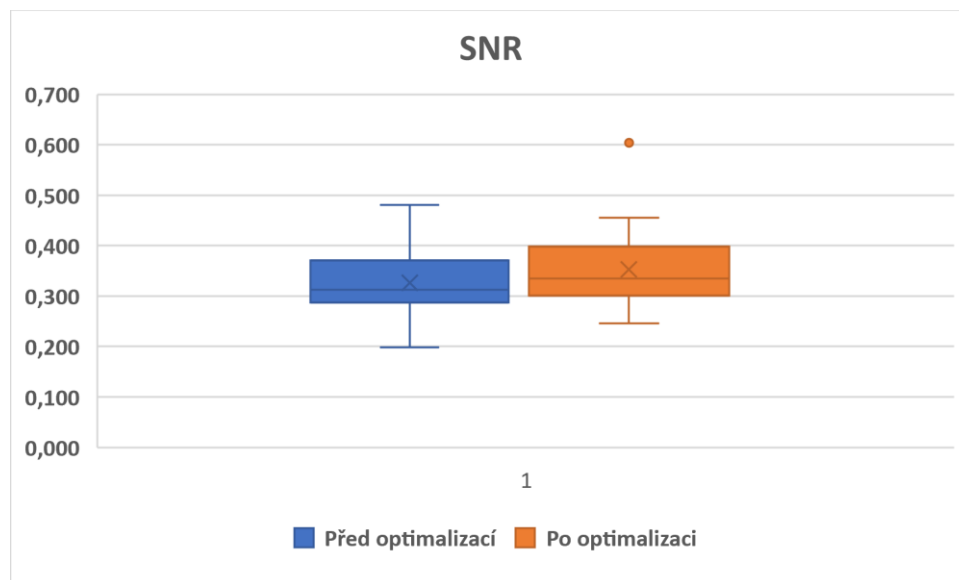
Medián souboru před optimalizací je 124,58 HU, medián po optimalizaci je 113,17 HU. Standartní odchylka souboru před optimalizací 12,32 HU, po optimalizaci je 11,65 HU. Hodnota $p = 0,0017$ Hodnota $U = 99,5$. Rozdíl je statisticky signifikantní.



Obrázek 26 Graf porovnání hodnot šumu plíce před a po optimalizaci

SNR

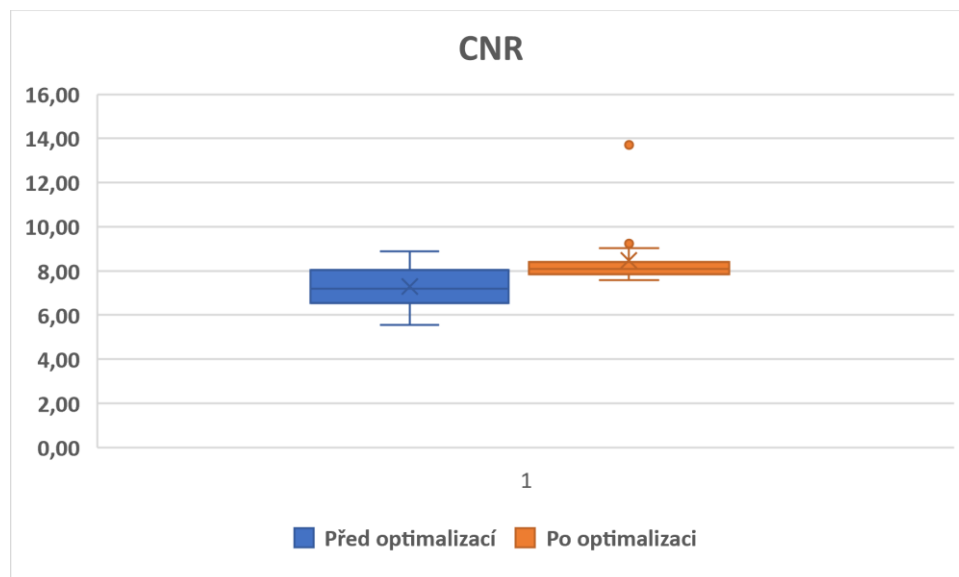
Medián souboru před optimalizací je 0,31, medián po optimalizaci je 0,34. Standardní odchylka souboru před optimalizací je 0,06, po optimalizaci je 0,08. Hodnota $p = 0,334$ Hodnota $U = 188,0$. Rozdíl není statisticky signifikantní.



Obrázek 27 Graf porovnání hodnot SNR před a po optimalizaci

CNR

Medián souboru před optimalizací je 7,19, medián po optimalizaci je 8,08. Standardní odchylka souboru před optimalizací je 0,91, po optimalizaci je 1,32. Hodnota $p = 0,015$ Hodnota $U = 98,0$. Rozdíl je statisticky signifikantní.



Obrázek 28 Graf porovnání hodnot CNR před a po optimalizaci

Výsledkem je, že s NI 23 a DLRM+LU je dávka nižší (CTDI) a lepší kvalita obrazu byla dosažena ve třech veličinách ze čtyř u CNR, šumu v cévách a šumu v plicích). U SNR statisticky významný rozdíl není.

6 Diskuse

Rakovina plic je v pozdním stádiu život ohrožující nemoc. Je nutné bojovat proti hlavními riziku a tím je kouření. Existují studie, které potvrzují, že LDCT screening napomáhá včas odhalit plicní onemocnění. Na závěr navrhuji tyto doporučení ke zvýšení kvality, výsledků a nákladů v souvislosti s plicním screeningem. Zvýšení předtestové pravděpodobnosti skrze model rizik a jejich zohlednění. Snížení efektivní dávky jednoho CT vyšetření na dávku menší než 1 mSv. Používat měření pomocí volumetrie, které hodnotí rychlost růstu ke snížení míry falešně pozitivních nálezů. Aplikovat PC podporované systémy k automatické detekci, dále optimalizovaná měření a jejich následné sledování. Ty poskytují informace o objemu uzlin, kde se nacházejí, fenotyp a postup následující léčby opírající se o klasické operační postupy v plicní chirurgii. Na základě modelů rizika zpřesnit intervalu screeningu. Zařadit i CT nálezy jako chronická plicní obstrukční nemoc, či kalcifikace. Je dobré také zahrnout a zároveň studovat biomarkery k lepší klasifikaci screeningových podskupin a zpřesnění diagnostiky uzlin. (Kauczor,2015, s. 36-37)

CT obraz poskytuje různé vlastnosti rekonstrukce obrazu. Základními vlastnostmi jsou úroveň šumu, poměr kontrastu a šumu. Iterativní rekonstrukce má nelineární povahu. Je to ovlivněno prostorovým rozlišením, který je závislý na kontrastu. Tyto základní vlastnosti jsou pro měření kvality obrazu, pro určení radiační dávky, dosažení diagnostické kvality nedostatečné. Detekovat plicní uzliny je mnohdy obtížné kvůli prostorovému rozlišení, které je závislé na kontrastu. (Mohammadinejad,2021, s. 1497)

Výpočetní tomografie poskytuje kvalitnější zobrazení časného karcinomu plic než klasický snímek plic. (Gomi,2008, s. 244)

Výpočetní tomografie přispívá ze dvou třetin kolektivní dávkou z lékařského ozáření. Jistým opatřením může být iterativní rekonstrukce, která snižuje obrazový šum CT obrazu. V České republice dosahuje průměrná dávka z lékařského ozáření 1mSv/rok. S dávkou 1 Sv na populaci je určen koeficient rizika úmrtí na nádorové onemocnění na $5,5 \cdot 10^{-2}$. Důsledkem CT diagnostiky v České republice je za rok indukováno přibližně 500 maligních tumorů. (Žižka, 2011, s. 169–170)

I přes významná zlepšení jako jsou scintilační detektory s vyšší účinností, snížení záření skrze modulaci proudu rentgenky, stále narůstá kolektivní dávka z lékařského ozáření. Důvodem jsou každoročně narůstající počty CT vyšetření.

Vyhodnocením jednotlivých parametrů lze zjistit kvalita obrazu při snížení dávky na současné používaném screeningovém protokolu. Zároveň se zjistilo, jak by se při zachování kvality obrazu dala snížit dávka standardního plicního protokolu.

Cílem praktické části je ověřit aktuální CT protokol screeningu plic a aktuální CT protokol pro hrudník. Modifikovat screeningový protokol na nižší dávku se zachováním kvality obrazu. Modifikovat standardní plicní protokol na nižší dávku se zachováním kvality obrazu. Porovnat CTDI vol u GE Revolution a GE Revolution Apex. Porovnat původní protokol s optimalizovaným protokolem přístroje GE Revolution Apex.

V praktické části byl použit plicní fantom Kyoto Kagaku PBU-60 byl skenován CT skenerem GE Revolution Apex. Snímky fantomu u protokolu klasického hrudníku byly rekonstruovány s iterativní rekonstrukcí ASIR- V. Síla iterativní rekonstrukce je 20 %. Noise index byl nastaven na 10. U protokolu na screening byly snímky rekonstruovány pomocí iterativní rekonstrukce ASIR-V. Síla iterativní rekonstrukce je 20 %. Noise index byl nastaven na 20. U modifikovaného protokolu se noise index postupně měnil na hodnoty 11,12,13,14,15,16,17,18,19,20,21,22. Napětí u všech tří protokolů bylo 120 kV. Doba rotace byla 0,35. Pitch faktor byl 0,992. Při použití NI 21, resp. NI 22 by bylo se dalo očekávat snížení dávky na 8 %, resp. 15 %. Dle Pozzessere jsou výsledky, které byly zkoumány v screeningových studiích z hlediska radiační zátěže uspokojující. Ale i přes to je nutné věnovat pozornost optimalizacím screeningových protokolů.

Největší rozdíly v návrhu protokolu vyplývají z dávky. O škodlivých účincích dávky záření se stále diskutuje. Většina se shodne, že by se měl dodržovat princip ALARA. Je nutné rozumět pojmu CTDIvol. Důsledkem je pak nedodržení principu ALARA. Jsou rozdíly mezi pacienty, modalitami, onemocněními, a to je příčinou široké rozmezí dávek, které se mohou od sebe lišit až trojnásobně. (Mahesh,2013, s. neuveдена) Kanal et.al.,2011 ve své studii uvádí, že mohou být až desetinásobné.

Neustálá optimalizace protokolů vede k snížení chybovosti a zlepšení výsledků pacientů.

Někdo by mohl, namítnou, že dochází od nedodržení standardu. Naopak optimalizace proces standardizace podporuje. Bere v úvahu individuální potřeby a okolnosti pacientů. (Boland et.al.,2014 s. neuveдена)

Za prvky optimalizace se považuje úprava parametrů podle velikosti pacienta, oblast pacientova těla a klinická indikace. Monitorování dávek na pracovišti by mohlo napomoci identifikovat CT protokoly s vysokými dávkami. Tam by se poté provedly úpravy.

Velmi podobná je studie s názvem, *Radiation dose reduction for ct lung cancer screening using ASIR and MBIR.:Phantom study.*“ Cílem studie Mathieu et.al. bylo snížit dávku záření CT screeningu rakoviny plic a zároveň zachovat celkovou kvalitu diagnostického obrazu. Ke kvantitativnímu posouzení výkonnosti dvou iteračních algoritmů rekonstrukce obrazu byla použita iterativní rekonstrukce ASIR a iterativní rekonstrukce založená na modelu MBIR se sníženým proudem v trubici ve srovnání se standardním klinickým protokolem screeningu rakoviny plic, kde je proud 51 mAs a dávka 3,9 mGy a rekonstrukce s filtrovanou zpětnou projekcí FBP. Byl použit fantom plic a víceúčelový fantom hrudníku. Pro další posouzení výkonnosti algoritmů byla provedena kvalitativní analýza obrazu ve formě čtenářské studie s použitím hrudního fantomu. Tato kvantitativní analýza obrazu ukázala, že proud a zároveň i dávku záření, lze snížit o 40 %, resp. 80 % u ASIR nebo MBIR ve srovnání s konvenčním FBP při zachování podobné velikosti šumu obrazu a poměru kontrastu k šumu. Kvalitativní část studie, která hodnotila preference čtenářů, přinesla podobné výsledky a ukázala, že dávku lze snížit o 60 % na 20 mAs a dávku 1,6 mGy při použití ASIR nebo MBIR. Kromě toho mohli čtenáři hodnotit, jestli je celková kvalita obrazu stejná nebo lepší pro danou dávku při použití ASIR nebo MBIR ve srovnání s FBP. Závěrem lze říci, že kombinace ASIR nebo MBIR se sníženým proudem umožňuje snížit dávku při zachování celkové diagnostické kvality obrazu při CT screeningu karcinomu plic.

V druhé části praktické části tvořil profil cílové skupiny 79 respondentů, kteří byli vyšetřeni na přístroji GE Revolution Apex a GE revolution, z toho 59 mužů a 20 žen od ledna 2022. Na přístroji GE revolution Apex bylo vyšetřeno 65 pacientů z toho 49 mužů a 16 žen. Na přístroji GE revolution bylo vyšetřeno 14 pacientů z toho 10 mužů a 4 ženy.

Statistický signifikantní ($p < 0,05$) rozdíl vychází jen pro CTDI, tedy pro dávku. Nulová hypotéza je zamítnuta. Po srovnání mediánů pro tyto přístroje GE Revolution a GE Revolution Apex vychází, že pacienti, kteří podstoupili CT screening na přístroji GE Revolution obdrželi v průměru o 11,16 % vyšší dávku než pacienti na přístroji GE Revolution Apex. Kvalita obrazu se ale mezi přístroji (statisticky signifikantně) neliší. Nulová hypotéza platí.

V třetí části došlo k optimalizaci protokolu na screening plic. Změnil se parametr noise index z 20 na 23, to znamená, že dávka byla nižší. Zároveň se obraz rekonstruoval pomocí umělé inteligence na úrovni medium a s využitím plicního postprocessingového filtru (DLR–M+LU).

Výsledkem je, že s NI 23 a DLRM+LU je dávka nižší (CTDI) a lepší kvalita obrazu byla dosažena ve třech veličinách ze čtyř u CNR, šumu v cévách a šumu v plicích). U SNR statisticky významný rozdíl není.

Výzkum byl ovlivněn několika limity. Prvním je fantomové měření. Limitací takového fantomového měření je skutečnost, že simuluje pouze jednu velikost pacienta. Pro přesnější zhodnocení vlivu snížení parametru noise index (NI) na výslednou dávku by bylo vhodné fantom upravit tak, aby simuloval pacienty s různým habitem. Zároveň je limitací fantomu to, že nemá v podstatě plicní parenchym a jeho hrudník je dutý a vyplněn vzduchem. Vyhodnocení optimalizace protokolu by se provedlo statistickým posouzením dávky a kvality obrazu po nasazení do klinické praxe.

Další limitací je, že nelze vyznačit ROI ve stejné oblasti aorty a plicního parenchymu také stejnou velikostí ROI. To může vést k mírným zkreslením v parametrech, které hodnotí kvalitu obrazu.

Výsledky výzkumu jsou také limitovány velikostí vzorku, který zahrnuje málo pacientů.

Další limitací diplomové práce je parametr $CTDI_{vol}$ udávající radiační dávku. Tento parametr udává množství ionizujícího záření vystupujícího z rentgenky. Určuje dávku ozářeného pacienta o referenční velikosti. $CTDI_{vol}$ neurčuje obdrženou dávku pacienta, který nemá referenční velikost. Dávku znázorňuje hodnota SSDE (Size-Specific Dose), která vychází z parametru $CTDI_{vol}$ a zahrnuje efektivní průměr pacienta.

Závěrem lze říci, že byl vypracován protokol pro CT screening plic poskytující vysokou úroveň objektivně měřené kvality obrazu a nízkou dávku záření.

Závěr

Zavedením screeningové metody pomocí LDCT vyšetření dochází ke zlepšení prognózy. Nové novotvary jsou zjištěny již v časném stádiu. Zároveň dochází k diagnostice dalších závažných léčitelných onemocnění v raném stádiu jako je plicní fibróza, či CHOPN.

Další výhoda je ze strany ekonomiky. Chirurgická léčba je levnější než léčba biologická, či chemoterapie s následnou radioterapií nádorů v pokročilém stádiu. Je možné navrátit pacienta do běžného aktivního života.

Screeningový program má určitě smysl. Zachraňuje životy, ale na druhou stranu má i své nevýhody. Dochází také k ozařování pacientů, kterým nebyly shledány žádné nálezy. Negativním dopadem je radiační zátěž.

Ačkoliv je aktuální screeningový protokol nastaven na NI 20, je možné nastavit DLR medium na 21,22, či ještě vyšším při zachování stejné kvality obrazu. U aktuálního protokolu lze u aktuálního nastavení na NI 10 lze nastavit NI DLR medium NI 11, či 12, nebo DLR high NI 14, nebo 15. Závěrem tedy lze říct, že je možné navrhnout nový protokol screeningový, tak standardní plicní protokol se snížením NI pro snížení dávky při zachování kvality obrazu to znamená šumu, kontrastu.

V červenci 2023 tedy došlo k optimalizaci protokolu z NI 20 na NI 23 což znamená nižší dávku. Zároveň s tím se obraz rekonstruoval pomocí umělé inteligence na úrovni medium a s využitím plicního post processingového filtru (DLR-M + LU).

Také je možné uvést fakt, že ačkoliv jsou přístroje GE Revolution a GE Revolution Apex téměř totožné a protokoly pro screening jsou na nich nastaveny stejně, tak při stejné kvalitě obrazu je u GE Revolution o 11,16 % vyšší průměrné CTDI než u Revolution Apex.

Do budoucna pro určení nejmenšího noise indexu při snížení dávky pro zachování kvality obrazu bude zapotřebí několika prospektivních studií založené na fantomovém měření a následné demonstraci na pacientech.

Referenční seznam

1. BOLAND, Giles W., Richard DUSZAK a Mannudeep KALRA. Protocol Design and Optimization. *Journal of the American College of Radiology* [online]. 2014, **11**(5), 440-441 [cit. 2023-05-17]. ISSN 15461440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacr.2014.01.021
2. BEISTER, Marcel, Daniel KOLDITZ a Willi A. KALENDER. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Physica Medica* [online]. 2012, **28**(2), 94-108 [cit. 2023-05-11]. ISSN 11201797. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejmp.2012.01.003
3. BUSHBERG, Jerrold T., J. Anthony SEIBERT, Edwin Marion LEIDHOLDT a John M. BOONE. *The essential physics of medical imaging*. Fourth edition. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer, [2021], xvii, 1177 s. ISBN 978-1975-1-0322-4.
4. BUSHONG, Stewart C. *Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection*. Twelfth edition. St. Louis, MO: Elsevier, [2021], xiii, 594 s. ISBN 978-0-323-74955-8.
5. ČABANOVÁ, Adéla. Vývoj českého asistenta pro radiology je u konce, začínají testy. *Medical tribune*. 2022, **18**(5). ISSN 1214-8911. Dostupné také z: <https://www.tribune.cz/medicina/vyvoj-ceskeho-asistenta-pro-radiology-je-u-konce-zacinaji-testy/>
6. Čísla hovoří jasně. Screening karcinomu plic snižuje mortalitu. *Medical tribune*. 2018, **14**(22). ISSN 1214-8911. Dostupné také z: <https://www.tribune.cz/medicina/cisla-hovori-jasne-screening-karcinomu-plic-snizuje-mortalitu/>
7. DUŠEK Ladislav, MUŽÍK Jan, KUBÁSEK Miroslav, KOPTÍKOVÁ Jana, ŽALOUDÍK Jan, VYZULA Rostislav. Epidemiologie zhoubných nádorů v České republice [online]. Masarykova univerzita, [2005], [cit. 2023-4-22]. Dostupný z WWW: <http://www.svod.cz>. Verze 7.0 [2007], ISSN 1802–8861.

8. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén, [2015], 148 s. ISBN 978-80-7492-164-3.
9. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.
10. FERDA, Jiří, Thomas FLOHR a Boris KREUZBERG. Zobrazení tkání výpočetní tomografií s duální energií záření – první zkušenosti z klinického využití: nové zobrazovací techniky. *Česká radiologie*. 2008, **62**(1), 11-22. ISSN 1210-7883.
11. GHONGE, NitinP a Veena CHOWDHURY. Minimum-intensity projection images in high-resolution computed tomography lung: Technology update. *Lung India* [online]. 2018, **35**(5) [cit. 2023-01-19]. ISSN 0970-2113. Dostupné z: doi:10.4103/lungindia.lungindia_489_17
12. GIERADA, David S., William C. BLACK, Caroline CHILES, Paul F. PINSKY a David F. YANKELEVITZ. Low-Dose CT Screening for Lung Cancer: Evidence from 2 Decades of Study. *Radiology: Imaging Cancer* [online]. 2020, **2**(2) [cit. 2022-01-23]. ISSN 2638-616X. Dostupné z: doi:10.1148/rycan.2020190058
13. GOMI, Shiho, Yoshihisa MURAMATSU, Shinsuke TSUKAGOSHI, Masahiro SUZUKI, Ryutaro KAKINUMA, Ryosuke TSUCHIYA a Noriyuki MORIYAMA. Low-dose CT screening for lung cancer with automatic exposure control: phantom study. *Radiological Physics and Technology* [online]. 2008, **1**(2), 244-250 [cit. 2023-05-17]. ISSN 1865-0333. Dostupné z: doi:10.1007/s12194-008-0036-z
14. GORDIC, Sonja, Fabian MORSBACH, Bernhard SCHMIDT, et al. Ultralow-Dose Chest Computed Tomography for Pulmonary Nodule Detection. *Investigative Radiology* [online]. 2014, **49**(7), 465-473 [cit. 2023-03-10]. ISSN 0020-9996. Dostupné z: doi:10.1097/RLI.0000000000000037

15. GREFFIER, J., F. PEREIRA, A. HAMARD, T. ADDALA, J.P. BEREGI a J. FRANDON. Effect of tin filter-based spectral shaping CT on image quality and radiation dose for routine use on ultralow-dose CT protocols: A phantom study. *Diagnostic and Interventional Imaging* [online]. 2020, **101**(6), 373-381 [cit. 2022-01-23]. ISSN 22115684. Dostupné z: doi:10.1016/j.diii.2020.01.002
16. Healthcare GE. A new era of image reconstruction: TrueFidelity™ Technical white paper on deep learning image reconstruction; 2019 [1/1/2010]; Dostupné z: <https://www.gehealthcare.com/-/jssmedia/040dd213fa89463287155151fdb01922.pdf>
17. HENDEE, William R. a E. Russell RITENOUR. *Medical Imaging Physics* [online]. New York, USA: John Wiley, 2002 [cit. 2023-05-17]. ISBN 0471382264. Dostupné z: doi:10.1002/0471221155
18. HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014, 314 s. Učebnice. ISBN 978-80-244-2901-4.
19. INFANTE, Maurizio, Silvio CAVUTO, Fabio Romano LUTMAN, et al. Long-Term Follow-up Results of the DANTE Trial, a Randomized Study of Lung Cancer Screening with Spiral Computed Tomography. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* [online]. 2015, **191**(10), 1166-1175 [cit. 2023-06-28]. ISSN 1073-449X. Dostupné z: doi:10.1164/rccm.201408-1475OC
20. KANAL, Kalpana M., Monica S. VAVILALA, Colin RAELSON, Abhishek MOHAN, Wendy COHEN, Jeffrey JARVIK, Frederick P. RIVARA a Brent K. STEWART. Variation in Pediatric Head CT Imaging Protocols in Washington State. *Journal of the American College of Radiology* [online]. 2011, **8**(4), 242-250 [cit. 2023-05-17]. ISSN 15461440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacr.2010.11.005

21. KAUCZOR, Hans-Ulrich, Lorenzo BONOMO, Mina GAGA, et al. ESR/ERS white paper on lung cancer screening. *European Respiratory Journal* [online]. 2015, **46**(1), 28-39 [cit. 2023-05-17]. ISSN 0903-1936. Dostupné z: doi:10.1183/09031936.00033015
22. KORČÁKOVÁ, Eva, Jana ŠTĚPÁNKOVÁ, Jan PERNICKÝ, Petr BALTA, David SUCHÝ, Vlastimil NOVOTNÝ, Kristýna BAJCUROVÁ a Hynek MÍRKA. Cínová filtrace - jak ovlivní radiační zátěž nízkodávkové výpočetní tomografie sakroiliakálních kloubů?. *Česká radiologie*. 2021, **75**(1), 77-83. ISSN 1210-7883. Dostupné také z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_2101_77_83.pdf
23. KOZIAR VAŠÁKOVÁ, Marie. Co znamená časná diagnostika rakoviny plic pro přežití? Program časné detekce u nás a v Evropě: Karcinom plic – Program časného zachytu karcinomu plic [online]. *Česká pneumologická a fizeologická společnost ČLS JEP*. 2022. [cit. 2023-02-16]. Dostupný z: <http://www.pneumologie.cz/stranka/1937/program-casneho-zachytu-karcinomu-plic/>
24. LAMBERT, Lukas, Lenka JANOUSKOVA, Matej NOVAK, Bianka BIRCAKOVA, Zuzana MECKOVA, Jiri VOTRUBA, Pavel MICHALEK a Andrea BURGETOVA. Early detection of lung cancer in Czech high-risk asymptomatic individuals (ELEGANCE). *Medicine* [online]. 2021, **100**(5) [cit. 2023-01-19]. ISSN 0025-7974. Dostupné z: doi:10.1097/MD.00000000000023878
25. LUSIC, Hrvoje a Mark W. GRINSTAFF. X-ray-Computed Tomography Contrast Agents. *Chemical Reviews* [online]. 2013, **113**(3), 1641-1666 [cit. 2023-06-24]. ISSN 0009-2665. Dostupné z: doi:10.1021/cr200358s
26. MAHESH, Mahadevappa. Variability in CT Protocols. *Journal of the American College of Radiology* [online]. 2013, **10**(10), 805-806 [cit. 2023-05-17]. ISSN 15461440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacr.2013.07.005

27. MÁJEK, O., DANEŠ, J., SKOVAJSOVÁ, M., NGO, O., ŠNAJDROVÁ, L., MUŽÍK, J., DUŠEK, L., HEJDUK, K.: Mamo.cz – Program mamografického screeningu v České republice [online]. Masarykova univerzita, Brno, 2019. [cit. 2023-05-08]. Dostupný z: <https://www.mamo.cz>. ISSN 1804-0861
28. MÁJEK, O., KOZIAR VAŠÁKOVÁ, M., ČIERNA PETEROVÁ, I., MÍRKA, H., KOUDELKOVÁ, M., NGO, O., GREGOR, J., DUŠEK, L., HEJDUK, K.: PrevenceProPlice.cz – Program časného zachytu karcinomu plic [online]. Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR, Praha, 2022. [cit. 2023-02-16]. Dostupný z WWW: <https://www.prevenceproplíce.cz>.
29. MALÍKOVÁ, Hana. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2019. Učební texty Univerzity Karlovy. ISBN 978-80-246-4036-5.
30. MALÍKOVÁ, Hana. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Druhé, aktualizované vydání. Praha: Univerzita Karlova, Nakladatelství Karolinum, 2022, 118 s. ISBN 978-80-246-5190-3.
31. MALLER, Bradley a Tawee TANVETYANON. Emerging Approaches to Complement Low-Dose Computerized Tomography for Lung Cancer Screening: A Narrative Review. *Cureus* [online]. [cit. 2023-01-19]. ISSN 2168-8184. Dostupné z: doi:10.7759/cureus.27309
32. MARTINI, Katharina, Kai HIGASHIGAITO, Borna K BARTH, Stephan BAUMUELLER, Hatem ALKADHI a Thomas FRAUENFELDER. Ultralow-dose CT with tin filtration for detection of solid and sub solid pulmonary nodules: a phantom study. *The British Journal of Radiology* [online]. 2015, **88**(1056) [cit. 2023-03-11]. ISSN 0007-1285. Dostupné z: doi:10.1259/bjr.20150389

33. MATHIEU, Kelsey B., Hua AI, Patricia S. FOX, Myrna Cobos Barco GODOY, Reginald F. MUNDEN, Patricia M. GROOT a Tinsu PAN. Radiation dose reduction for CT lung cancer screening using ASIR and MBIR: a phantom study. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* [online]. 2014, **15**(2), 271-280 [cit. 2023-05-19]. ISSN 1526-9914. Dostupné z: doi:10.1120/jacmp.v15i2.4515
34. Metodika realizace populačního pilotního programu časného záchytu karcinomu plic. *Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky*. 2022, **2022**(1), 31-42. ISSN 1211-0868. Dostupné také z: <https://www.mzcr.cz/vestniky/>
35. MEZRICH, Reuben, Krishna JULURU a Paul NAGY. Should Post-Processing Be Performed by the Radiologist?. *Journal of Digital Imaging* [online]. 2011, **24**(3), 378-381 [cit. 2023-01-19]. ISSN 0897-1889. Dostupné z: doi:10.1007/s10278-011-9370-5
36. MÍRKA, Hynek, Martina KOZIAR VAŠÁKOVÁ, Karel HEJDUK, et al. Populační pilotní program časného záchytu karcinomu plic v České republice. *Česká radiologie*. 2021, **75**(1), 65-71. ISSN 1210-7883. Dostupné také z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_2101_65_71.pdf
37. MOHAMMADINEJAD, Payam, Achille MILETO, Lifeng YU, et al. CT Noise-Reduction Methods for Lower-Dose Scanning: Strengths and Weaknesses of Iterative Reconstruction Algorithms and New Techniques. *RadioGraphics* [online]. 2021, **41**(5), 1493-1508 [cit. 2023-05-17]. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/rg.2021200196
38. Národní radiologické standardy a indikační kritéria – Vyšetření výpočetní tomografií v rámci pilotního programu časného záchytu karcinomu plic. *Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky*. 2021, **2021**(3), 19-34. ISSN 1211-0868. Dostupné také z: https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/2021/03/Vestnik-MZ_3-2021.pdf

39. Národní zdravotnický informační portál [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR a Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR, 2023 [cit. 2023-01-19]. Dostupné z: <https://www.nzip.cz>. ISSN 2695-0340.
40. PETEROVÁ, Věra. CT – základy vyšetření, indikace, kontraindikace, možnosti, praktické zkušenosti. *Medicína pro praxi*. 2010, 7(2), 90-94. ISSN 1214-8687. Dostupné také z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2010/02/12.pdf>
41. POULOVÁ, Zuzana, Hana URMINSKÁ KLOZOVÁ, Jitka KOHOUTOVÁ a Jakub GREPL. Radiační zátěž na prsní žlázu nejen při screeningovém vyšetření: Lékař a multidisciplinární tým. *Onkologie v gynekologii a mammologii* [online]. 2013, 18 [cit. 2023-04-27]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/lekar-a-multidisciplinari-tym/kongresy/po-kongresu/databaze-tuzemskych-onkologickych-konferencnich-abstrakt/radiacni-zatez-na-prsni-zlazu-nejen-pri-screeningovem-vysetreni/>
42. RAMPINELLI, Cristiano, Daniela ORIGGI a Massimo BELLOMI. Low-dose CT: technique, reading methods and image interpretation. *Cancer Imaging* [online]. 2012, 12(3), 548-556 [cit. 2022-01-23]. ISSN 14707330. Dostupné z: doi:10.1102/1470-7330.2012.0049
43. RAMPINELLI, Cristiano, Paolo DE MARCO, Daniela ORIGGI, Patrick MAISONNEUVE, Monica CASIRAGHI, Giulia VERONESI, Lorenzo SPAGGIARI a Massimo BELLOMI. Exposure to low dose computed tomography for lung cancer screening and risk of cancer: secondary analysis of trial data and risk-benefit analysis. *BMJ* [online]. [cit. 2023-05-17]. ISSN 0959-8138. Dostupné z: doi:10.1136/bmj.j347
44. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.

45. SHEFER, Efrat, Ami ALTMAN, Rolf BEHLING, et al. State of the Art of CT Detectors and Sources: A Literature Review. *Current Radiology Reports* [online]. 2013, **1**(1), 76-91 [cit. 2023-03-09]. ISSN 2167-4825. Dostupné z: doi:10.1007/s40134-012-0006-4
46. SILVA, Mario, Giulia PICOZZI, Nicola SVERZELLATI, et al. Low-dose CT for lung cancer screening: position paper from the Italian college of thoracic radiology. *La radiologia medica* [online]. 2022, **127**(5), 543-559 [cit. 2023-01-24]. ISSN 1826-6983. Dostupné z: doi:10.1007/s11547-022-01471-y
47. SKŘIČKOVÁ, Jana a Vítězslav KOLEK. *Základy moderní pneumoonkologie*. Praha: Maxdorf, c2012, 491 s. Jessenius. ISBN 978-80-7345-298-8.
48. SOLOMON, Justin, Peijei LYU, Daniele MARIN a Ehsan SAMEI. Noise and spatial resolution properties of a commercially available deep learning-based CT reconstruction algorithm. *Medical Physics* [online]. 2020, **47**(9), 3961-3971 [cit. 2023-04-27]. ISSN 0094-2405. Dostupné z: doi:10.1002/mp.14319
49. SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018, 273 s. ISBN 978-80-271-0709-4.
50. ŠANTA, Marián, Anna LESŇÁKOVÁ, Imrich ANDRÁSI a Ivana ŠANTOVÁ. *Prehľad zobrazovacích diagnostických metód*. Brno: Tribun EU, 2015, 140 s. Librix.eu. ISBN 978-80-263-0973-4.
51. TOIA, Patrizia, Ludovico LA GRUTTA, Giulia SOLLAMI, et al. Technical development in cardiac CT: current standards and future improvements—a narrative review. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy* [online]. 2020, **10**(6), 2018-2035 [cit. 2023-05-11]. ISSN 22233652. Dostupné z: doi:10.21037/cdt-20-527

52. TOMPE, Aparna a Kiran SARGAR, 2022. X-Ray Image Quality Assurance [online]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing [cit. 2022-07-04]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK564362/>
53. Tylski E, Goyal M. Low Dose CT for Lung Cancer Screening: The Background, the Guidelines, and a Tailored Approach to Patient Care. *Mo Med*. 2019;116(5):414-419.
54. Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR. Národní zdravotnický informační systém (NZIS), Národní onkologický registr (NOR), [cit.2023-05-11]. Dostupné z: <http://www.uzis.cz/registry-nzis/nor>.
55. Věstník MZČR 3/2021: *Národní radiologické standarty a indikační kritéria – Vyšetření výpočetní tomografií v rámci pilotního programu časného zachytu karcinomu plic* [online]. 28.2.2021,19-34 [cit.2023-02-08] Dostupné z: https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/2021/03/Vestnik-MZ_3-2021.pdf
56. VOTRUBOVÁ, Jana. *Klinické PET a PET/CT*. Praha: Galén, c2009, xi, 207 s. ISBN 978-80-7262-619-9.
57. VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015, 157 s. Odborná publikace. ISBN 978-80-244-4508-3.
58. ŽIŽKA, Jan. Iterativní rekonstrukce CT obrazu - revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie?. *Česká radiologie*. 2011, **65**(3), 169-176. ISSN 1210-7883.

Zkratky:

3D	trojrozměrný
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
ASIR	Adaptivní statistická iterativní rekonstrukce
ATCM	Automatická modulace proudu
AV	arteriovenózní
CNR	contrast to noise ratio
CT	computer tomography
CTDIvol	Objemový kermový index výpočetní tomografie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DLP	Dose length product
DNA	deoxyribonukleová kyselina
EKG	Elektrokardiografie
FBP	filtrovaná zpětná projekce
GE	general electric
HU	hounsfieldova jednotka
i.v.	intravenózně
keV	kilo elektron volt
kV	kilo volt
LDCT	low dose computer tomography
RTG	rentgen
mA	mili Ampér za sekundu
MDCT	multidetector computer tomography
mA	mili Ampér za sekundu
mGy	mili Gray
MPR	multiplanární rekonstrukce
MIP	maxium intensity projection
MinIP	minimum intensity projection
Mpx	megapixel
NI	noise index
NIS	nemocniční informační systém

NLST	National Lung Screening Trial
PACS	Picture archiving and communication system
ROI	region of interest
RTG	rentgen
SNR	signal to noise ratio
SPR	scan projection radiograph
STD	směrodatná odchylka
Sv	Sievert
ÚZIS	Ústav zdravotnických informací a statistiky
ZN	zhoubný nádor

Seznam obrázků

Obrázek 1 Interakce elektronů při vzniku brzdného záření	14
Obrázek 2 Rentgenové spektrum brzdné a charakteristické záření.....	15
Obrázek 3 Algoritmus screeningového procesu.....	35
Obrázek 4 Graf vývoje incidence a mortality C33 C34 dle pohlaví, přepočten na 100 000 osob ...	41
Obrázek 5 Graf vývoje prevalence C33 C34 podle pohlaví, přepočten na 100 000 obyvatel	42
Obrázek 6 Graf věkově specifické incidence C33, C34 dle pohlaví, období 2014-2021	43
Obrázek 7 Graf zastoupení klinických stadií C33, C34 dle vydání TNM klasifikace, období 1983-2021	44
Obrázek 8 Graf časového vývoje zastoupení hlavních morfologických typů C33, C34, období 1994–2021	45
Obrázek 9 Graf vývoje incidence C33, C34 dle pořadí novotvarů, přepočten na 100 000 osob	46
Obrázek 10 Graf hodnot 5letého relativního přežití (doplněné 95% intervaly spolehlivosti) léčených pacientů s C33, C34 dle období a klinického stádia onemocnění.....	47
Obrázek 11 Graf incidence a mortality karcinomu prsu přepočten na 100 000 žen.	53
Obrázek 12 ROI v aortě.....	61
Obrázek 13 ROI v plicní tkáni	61
Obrázek 14 ROI pravá plicní žíla a plicní parenchym bez viditelných cév	62
Obrázek 15 Graf NI a CNR.....	66
Obrázek 16 Graf NI a SNR	67
Obrázek 17 Graf pro porovnání hodnot BMI.....	68
Obrázek 18 Graf pro porovnání hodnot BMI.....	69
Obrázek 19 Graf pro porovnání hodnot CTDI _{vol}	69
Obrázek 20 Graf pro porovnání hodnot šumu.....	70
Obrázek 21 Graf pro porovnání hodnot SNR.....	71
Obrázek 22 Graf pro porovnání hodnot CNR	71
Obrázek 23 Graf porovnání hodnot hmotnosti před a po optimalizaci	72
Obrázek 24 Graf porovnání hodnot CTDI před a po optimalizaci.....	73
Obrázek 25 Graf porovnání hodnot šumu cévy před a po optimalizaci	74
Obrázek 26 Graf porovnání hodnot šumu plíce před a po optimalizaci.....	74

Obrázek 27 Graf porovnání hodnot SNR před a po optimalizaci	75
Obrázek 28 Graf porovnání hodnot CNR před a po optimalizaci	76

Seznam tabulek

Tabulka 1	Kategorizace uzlů podle velikosti a rychlosti růstu	37
Tabulka 2	Hodnocení uzlů z hlediska pravděpodobnosti malignity a určení dalšího postupu	38
Tabulka 3	Základní epidemiologické charakteristiky C33, C34	48
Tabulka 4	Radiační zátěž při screeningovém vyšetření 2+2 snímky	54
Tabulka 5	Tabulka hodnot fantomového měření	64

Seznam příloh

Příloha 1 Souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP	97
Příloha 2 Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat.....	99
Příloha 3 Soubor pacientů vyšetřených na CT GE Revolution a GE Revolution Apex	109



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci ...

UPOL - 179415/1070-2022

Vážená paní
Bc. Gabriela Šestáková

2022-09-02

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Porovnání low-dose CT vyšetření plic na různých přístrojích**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

Mgr. Renáta Váverková
předsedkyně
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat

Jméno a příjmení žadatele: Gabriela Šestáková
Datum narození: 23.11.1998 Telefon: +420732998332 E-mail: gabriela.sestakova01@upol.cz
Kontaktní adresa: Okružní 1752/7, 737 01 Český Těšín
Přesný název školy/fakulty: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd
Obor studia: Zobrazovací technologie v radiodiagnostice
Forma studia: prezenční kombinovaná distanční

Téma závěrečné práce:

Porovnání low-dose CT vyšetření plic na různých přístrojích

Žadatel ve FNOL koná odbornou praxí:

ANO na pracovišti: _____ v termínu od: _____ do: _____
 NE

Žadatel je zaměstnancem FNOL:

ANO na pracovišti: _____
 NE

Pracoviště FNOL dotčená průzkumem: _____

Účel žádosti:

- sběr dat/zjišťování informací pro zpracování diplomové/bakalářské práce
 sběr dat/zjišťování informací pro zpracování seminární/odborné práce
 sběr dat/zjišťování informací pro jiný účel: (uvedte): _____

Požadavek na (zaškrtněte):

V případě, že žadatel potřebuje získat informaci o počtech vyšetření/ošetření a předem má souhlas konkrétního pracoviště, že tato data mu budou poskytnuta vedením tohoto pracoviště bez nutnosti jeho nahlížení do zdravotnické dokumentace pacientů, vyplní oddíl „Ostatní – statistická data“. Jinak vyplní oddíl „Nahlížení do zdr. dokumentace“.

Dotazníková akce pro pacienty FNOL pro zaměstnance FNOL

Počet respondentů, kteří budou vyplňovat dotazník: _____

Termín, kdy proběhne vyplnění dotazníků: od: _____ do: _____

K vyplněné žádosti je nutno doložit vzor vašeho dotazníku.

Nahlížení do zdravotnické dokumentace

Předpokládaný počet kusů zdravotnické dokumentace, do které bude žadatel nahlížet: _____

Termín, ve kterém bude žadatel nahlížet do zdravotnické dokumentace: od: _____ do: _____

Přesná specifikace co bude žadatel vyhledávat ve zdravotnické dokumentaci: _____

Při nahlížení do zdravotnické dokumentace bude do každé dokumentace vložen formulář Fm-MP-G015-05-NAHLED-001 Záznam o nahlédnutí do zdravotnické dokumentace pro účely výzkumu/studie.

Ostatní

kazuistika – počet:

vedení rozhovoru s pacientem FNOL – počet pacientů: _____

vedení rozhovoru se zaměstnancem FNOL – počet zaměstnanců: _____ povolání: _____

K vyplněné žádosti je nutno doložit vzor rozhovoru (orientační okruh otázek).

statistická data – informace o počtech např. zdravotnických výkonů, vyšetření, určité agendy (např. porodnost), přístrojích

jiné (specifikujte): anonymizovaná obrazová data

Za které období budou data zjišťována: 09/2021 -03/2023

Kdy proběhne sběr dat žadatelem: od: 10/2022 do: 03/2023

Přesná specifikace co bude žadatel zjišťovat: Porovnávání low- dose CT vyšetření plic na 2 různých CT přístrojích.

Způsob zveřejnění závěrečné/seminární práce: Diplomová práce bude uveřejněna a dohledatelná na internetových stránkách školy. Pevné výtisky budou odevzdány státnicové komisi k posouzení.

Budete FNOL uvádět jako „zdroj dat“ ve své práci? ANO NE

Poučení:

Žadatel souhlasí se zpracováním jeho osobních údajů dle zásad GDPR pro účely evidence této žádosti. Zavazuje se zachovat mlčenlivost o skutečnostech, o nichž se dozví v souvislosti s prováděným výzkumem a sběrem dat/informací.

Žadatel (datum podpis):

29.8.2022 Jestálková

Schválil (datum podpis):

31.8.2022

Mgr. Jiřina Cahliková, MBA
vedoucí Odborů kvality
Fakultní nemocnice Olomouc

Poznámky: Pro vysvětlení případných nejistot, přikládám kontakt na vedoucího diplomové práce Ing. Davida Kozáka, tel: 558 442 611, email: david.kozak@fnol.cz

Příloha 2 Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat

Modalita	Věk	Pohlaví	Výška	Hmotnost	BMI	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy.cm]	Total DLP [mGy.cm]	AVG plíce	STD plíce	AVG plicni cevy	STD plicni cevy	CNR	SNR
GE Revolution	61	M	182	76	22.94	2.19	84.56	85.7	-876.4	109.9	31.4	153.5	8.26	0.29
GE Revolution	65	M	175	72	23.51	2.81	107.52	108.66	-822.7	132.8	36.8	153.5	6.47	0.28
GE Revolution	68	M	175	75	24.49	2.25	89.72	90.86	-893.2	108.4	48.7	138.1	8.69	0.45
GE Revolution	60	M	191	93	25.49	3.11	126.68	127.82	-847.8	113.7	23.3	126.6	7.66	0.20
GE Revolution	58	M	170	80	27.68	2.74	107.36	108.5	-860.8	125.7	35.8	159.6	7.13	0.28
GE Revolution	71	F	164	75	27.89	2.77	111.23	112.37	-851	141.5	22.1	133	6.17	0.16
GE Revolution	72	F	160	75	29.30	2.47	89.54	90.68	-885.5	121.2	28.9	128.3	7.54	0.24
GE Revolution	69	F	175	90	29.39	3.16	122.31	123.45	-847.7	124.2	33.4	124.9	7.09	0.27
GE Revolution	58	M	172	90	30.42	3.33	133.85	134.99	-844.4	131.1	28.9	116.5	6.66	0.22
GE Revolution	65	M	180	100	30.86	3.66	141.54	142.68	-866.4	112.5	41.2	143	8.07	0.37
GE Revolution	60	M	178	105	33.14	3.52	140.35	141.49	-852.2	125.3	51.8	131.7	7.21	0.41

GE Revolution	61	F	170	100	34.60	2.47	90.8	91.94	-853.8	125	62.3	124.8	7.33	0.50
GE Revolution	71	M	176	109	35.19	2.57	98.33	99.47	-847.1	122.1	43.7	128.4	7.30	0.36
GE Revolution	59	M	180	128	39.51	4.63	205.43	206.57	-883.5	107.2	32.7	126.5	8.55	0.31
GE Revolution Apex	72	F	165	74	27.18	1.48	58.48	59.81	-904.9	114.3	29.8	147.3	8.18	0.26
GE Revolution Apex	71	F	164	74	27.51	1.58	60.22	62.26	-872.7	120.3	45.1	142.3	7.63	0.37
GE Revolution Apex	65	M	175	80	26.12	1.71	67.78	70.11	-887.6	119.6	24.1	150.8	7.62	0.20
GE Revolution Apex	66	F	162	78	29.72	1.76	68.76	71.09	-870.5	122.4	45.8	145.3	7.49	0.37
GE Revolution Apex	59	M	173	73	24.39	1.77	65.45	67.78	-863.9	114	36.2	157.1	7.90	0.32
GE Revolution Apex	55	M	187	95	27.17	1.79	71.1	72.92	-857.6	145.8	41	153.7	6.16	0.28
GE Revolution Apex	65	F	159	70	27.69	1.79	60.73	62.45	-867.7	121.1	42.2	163.7	7.51	0.35

GE Revolution Apex	68	M	173	83	27.73	1.79	66.2	67.19	-895.3	106.4	44	134.1	8.83	0.41
GE Revolution Apex	61	M	180	85	26.23	1.84	80.28	81.92	-877.9	113	9.7	143.1	7.85	0.09
GE Revolution Apex	57	F	165	80	29.38	1.94	68.23	69.56	-847.2	124.8	25.5	151.9	6.99	0.20
GE Revolution Apex	65	F	155	72	29.97	1.95	74.57	76.9	-866.7	119	50.8	132.4	7.71	0.43
GE Revolution Apex	69	F	151	81	35.52	1.97	75.13	76.86	-889.7	120.4	34.2	140.9	7.67	0.28
GE Revolution Apex	70	M	180	84	25.93	1.98	79.02	80.74	-884.5	118.9	38.9	138.7	7.77	0.33
GE Revolution Apex	62	M	168	80	28.34	2.03	82.35	84.08	-807.6	142.4	38.8	132.8	5.94	0.27
GE Revolution Apex	75	M	166	84	30.48	2.08	79.87	82.16	-868.1	114.5	28.7	134.1	7.83	0.25
GE Revolution Apex	56	M	183	90	26.87	2.11	84.45	86.78	-855.2	133.5	42.6	136.2	6.73	0.32

GE Revolution Apex	74	F	152	68	29.43	2.12	81.6	83.93	-891.4	115	35.9	136.8	8.06	0.31
GE Revolution Apex	68	M	180	89	27.47	2.15	81.88	84.21	-857.8	135.8	22.1	127.4	6.48	0.16
GE Revolution Apex	61	F	165	83	30.49	2.16	84.51	86.84	-828.4	160.7	41	151.3	5.41	0.26
GE Revolution Apex	60	M	168	83	29.41	2.18	85.32	87.04	-830.4	131.8	34.1	140.2	6.56	0.26
GE Revolution Apex	67	F	167	90	32.27	2.2	82.62	84.6	-874.9	128.6	39.4	140.3	7.11	0.31
GE Revolution Apex	72	M	178	94	29.67	2.22	90.12	92.32	-893.5	114.8	38.4	136.1	8.12	0.33
GE Revolution Apex	57	M	180	96	29.63	2.23	85.19	87.52	-865	124.5	45.8	139.2	7.32	0.37
GE Revolution Apex	66	M	175	84	27.43	2.26	83.6	85.93	-872.1	126	27	149	7.14	0.21
GE Revolution Apex	57	M	175	92	30.04	2.28	89.23	93.29	-891.8	116.4	44.3	158.2	8.04	0.38

GE Revolution Apex	56	F	169	93	32.56	2.3	93.24	95.72	-865.8	127.9	59.1	123.6	7.23	0.46
GE Revolution Apex	59	M	176	98	31.64	2.36	90.73	92.45	-864.2	135.8	57.8	137.4	6.79	0.43
GE Revolution Apex	75	M	180	98	30.25	2.4	102.56	104.32	-928.2	103.9	41.4	134.1	9.33	0.40
GE Revolution Apex	67	M	170	86	29.76	2.47	88.9	91.23	-879.5	118.9	41.7	147.3	7.75	0.35
GE Revolution Apex	65	M	175	90	29.39	2.48	95.49	98.07	-878	122.3	26.1	120.2	7.39	0.21
GE Revolution Apex	60	M	172	100	33.80	2.49	97.35	99.39	-894.8	118.1	36.4	135.9	7.88	0.31
GE Revolution Apex	71	M	176	109	35.19	2.49	97.24	98.96	-856.8	143.9	36.8	125.7	6.21	0.26
GE Revolution Apex	56	F	164	75	27.89	2.51	100.16	102.36	-813.8	141.5	28.6	158.1	5.95	0.20
GE Revolution Apex	60	F	168	84	29.76	2.51	83.55	85.27	-833.6	135.5	21.8	129	6.31	0.16

GE Revolution Apex	57	M	182	106	32.00	2.52	96.99	99.32	-863.6	133.6	39.2	126.3	6.76	0.29
GE Revolution Apex	70	M	176	90	29.05	2.54	99.11	101.44	-848.7	117.8	24	125.9	7.41	0.20
GE Revolution Apex	67	F	172	88	29.75	2.55	97.97	99.69	-896.9	109.1	44.9	144.2	8.63	0.41
GE Revolution Apex	65	M	180	85	26.23	2.57	101.92	104.25	-843.4	129.5	34.5	131	6.78	0.27
GE Revolution Apex	56	F	164	75	27.89	2.58	93.12	94.88	-790.3	140.8	46.3	151.8	5.94	0.33
GE Revolution Apex	55	M	178	97	30.61	2.61	99.4	100.73	-847.2	129.6	48.8	152	6.91	0.38
GE Revolution Apex	68	M	177	97	30.96	2.61	111.42	113.14	-848	139.8	43.9	148.2	6.38	0.31
GE Revolution Apex	58	M	180	100	30.86	2.62	96.86	99	-836	126	32.5	129.4	6.89	0.26
GE Revolution Apex	72	M	170	93	32.18	2.64	95.2	96.27	-873.4	129.5	30.6	126.4	6.98	0.24

GE Revolution Apex	64	M	175	100	32.65	2.65	98.8	101.13	-883.6	108.1	43	127.8	8.57	0.40
GE Revolution Apex	58	M	181	95	29.00	2.66	96.04	98.37	-844.4	135.6	41.6	161.4	6.53	0.31
GE Revolution Apex	61	M	193	115	30.87	2.66	111.84	114.17	-861.4	130.5	27.9	158.6	6.81	0.21
GE Revolution Apex	57	M	170	94	32.53	2.67	96.24	97.96	-779.3	159.9	44.2	136.1	5.15	0.28
GE Revolution Apex	60	M	172	100	33.80	2.68	112.65	114.85	-891.9	120.8	31.3	115.8	7.64	0.26
GE Revolution Apex	57	M	175	95	31.02	2.69	102.67	104.39	-866.9	125.7	39.6	147.1	7.21	0.32
GE Revolution Apex	58	M	174	93	30.72	2.72	107.9	109.88	-851.7	101.1	45	97.5	8.87	0.45
GE Revolution Apex	75	M	180	95	29.32	2.73	114.79	117.12	-934.3	89.9	39.8	87.2	10.84	0.44
GE Revolution Apex	71	M	171	94	32.15	2.79	112.96	115.29	-817	153.1	57	155.2	5.71	0.37

GE Revolution Apex	60	M	182	105	31.70	2.84	112.69	114.42	-872.2	105.1	33.7	138.9	8.62	0.32
GE Revolution Apex	70	M	175	90	29.39	2.89	106.91	108.89	-932.5	102.4	19.4	155.9	9.30	0.19
GE Revolution Apex	61	M	187	105	30.03	2.89	110.18	111.9	-859.8	114.6	29.8	116.5	7.76	0.26
GE Revolution Apex	69	M	183	100	29.86	2.92	116.84	120.71	-845.6	138.4	37.9	135.6	6.38	0.27
GE Revolution Apex	61	M	173	93	31.07	2.93	105.63	107.96	-869.6	133.6	29	150.7	6.73	0.22
GE Revolution Apex	57	M	180	95	29.32	3.18	133.67	136.09	-853.7	133	28.4	148	6.63	0.21
GE Revolution Apex	55	M	175	114	37.22	3.56	138.91	140.63	-849.3	135.3	41.7	163.9	6.59	0.31
GE Revolution Apex	56	M	170	100	34.60	3.87	160.23	161.63	-896.5	121.7	35.5	152.2	7.66	0.29
GE Revolution Apex	64	F	170	110	38.06	3.9	152.45	154.78	-824.3	135.2	28.5	162.4	6.31	0.21

GE Revolution Apex	59	M	185	130	37.98	4.25	171.23	173.16	-873.9	112.3	41.5	141.5	8.15	0.37
GE Revolution Apex	67	M	165	108	39.67	4.25	156.98	159.31	-841.3	131.7	36.6	153.3	6.67	0.28
GE Revolution Apex	65	M	187	140	40.04	4.51	205.79	207.77	-860.3	122.5	48.1	119.2	7.42	0.39
GE Revolution Apex	54	M	180	120	37.04	4.62	201.09	202.82	-849.7	128.7	34.3	147.8	6.87	0.27

Příloha 3 Soubor pacientů vyšetřených na CT GE Revolution a GE Revolution Apex

