



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

# POROVNÁNÍ REÁLNÝCH A VIRTUÁLNÍCH NATIVNÍCH OBRAZŮ POŘÍZENÝCH SPEKTRÁLNÍ VÝPOČETNÍ TOMOGRÁFIÍ

SPECTRAL COMPUTED TOMOGRAPHY: COMPARISON OF REAL AND VIRTUAL NATIVE IMAGES

## BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

## AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Kateřina Širůčková

## VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Petr Marcoň, Ph.D.

BRNO 2020

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Studentka:** Kateřina Širůčková

**ID:** 203211

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2019/20

**NÁZEV TÉMATU:**

## **Porovnání reálných a virtuálních nativních obrazů pořízených spektrální výpočetní tomografií**

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Seznamte se s problematikou spektrální výpočetní tomografie. 2) Proveďte rešerši v oblasti vytváření a porovnání reálného a virtuálního nativního obrazu. 3) Proveďte sběr dat za účelem porovnání reálných a virtuálních nativních obrazů. 4) Stanovte postup a parametry pro porovnání reálných a virtuálních nativních obrazů. 5) Vytvořte vzorový příklad porovnání reálného a virtuálního nativního obrazu. 6) Dle vzorového příkladu vytvořte na základě přidělených dat databázi s vybranými parametry porovnávaných reálných a virtuálních nativních obrazů. 7) Proveďte statistické zhodnocení výsledků. 8) Diskutujte dosažené výsledky s ohledem na jejich klinický dopad.

Práce je zadána ve spolupráci s Fakultní nemocnicí Brno Bohunice.

**DOPORUČENÁ LITERATURA:**

[1] CHALIAN, Hamid a kol. Utility of virtual monoenergetic images derived from a dual-layer detector-based spectral CT in the assessment of aortic anatomy and pathology: A retrospective case control study. *Clinical Imaging*. 2018, 59 52, 292–301. DOI: 10.1016/j.clinimag.2018.08.007

[2] LEITHNER, Doris a kol. Virtual Monoenergetic Imaging and Iodine Perfusion Maps Improve Diagnostic Accuracy of Dual-Energy Computed Tomography Pulmonary Angiography With Suboptimal Contrast Attenuation. *Investigative Radiology*. 2017, 52(11), 659–665.

**Termín zadání:** 3.2.2020

**Termín odevzdání:** 5.6.2020

**Vedoucí práce:** doc. Ing. Petr Marcoň, Ph.D.

**Konzultant:** Mgr. Ing. Marek Dostál

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
předseda oborové rady

**UPOZORNĚNÍ:**

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## Abstrakt

Pokročilé medicínsko-diagnostické metody využívající rentgenové záření přináší také vyšší radiační zátěž pro pacienta. Proto je radiační redukce nezbytnou součástí studií zabývajících se snížením deterministických a stochastických účinků ionizujících paprsků. Tato práce nabízí srovnání reálných nativních obrazů RNO s virtuálními nativními obrazy VNO pořízenými metodou spektrální výpočetní tomografie; VNO mohou potenciálně nahradit reálné nativní obrazy, což by umožnilo snížit část celkové dávky u vícefázového skenování. Ke srovnání obrazů bylo vybráno několik parametrů, poukazujících na diferenci naměřených a dopočítaných hodnot. Jedná se o parametry SNR, CNR, absolutní rozdíl, relativní chybu a porovnání statistickými testy využívající *p-hodnotu* a korelační analýzu. Výstupem je také databáze pacientů s porovnanými parametry reálných a virtuálních nativních obrazů.

## Klíčová slova

Spektrální CT, virtuální nativní obraz, reálný nativní obraz, CT číslo, dávka, rentgenové záření, kontrastní látka, statistická analýza

## Abstract

Advanced X-ray medical diagnostic methods massively increase the radiation exposure of patients. Therefore, it is necessary to focus on the reduction of radiation and its stochastic and deterministic effects. This project compares real native images TNC with virtual native images VNC. Virtual native images are acquired by spectral computed tomography method and it is suggested that VNC could potentially substitute real native images, thereby, the total radiation dose from multiphase spectral CT would decrease. A comparison was performed by defining certain parameters that represented the differentiation of the measured and calculated values in the images. The parameters were SNR, CNR, absolute difference, relative error and they were analysed by statistical tests using *p-value* and correlation analysis. Another output is a database of patients with compared parameters from real and virtual native images.

## Keywords

Spectral CT, virtual non-contrast imaging, true non-contrast imaging, CT number, dose, X-ray, contrast agent, statistical analysis

## **Bibliografická citace:**

ŠIRŮČKOVÁ, Kateřina. *Porovnání reálných a virtuálních nativních obrazů pořízených spektrální výpočetní tomografií*. Brno, 2020. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/126730>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Petr Marcoň.



## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Porovnání reálných a virtuálních nativních obrazů pořízených spektrální výpočetní tomografií“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....  
(podpis autorky)

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ze všeho nejvíce bych ráda poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Petru Marčoňovi, PhD. za odborné vedení, konzultace, lidský přístup, trpělivost a podnětné návrhy k práci. Dále bych chtěla poděkovat mému konzultantovi Mgr. Ing. Marku Dostálovi za veškerou pomoc při zpracování dat a předání cenných zkušeností z klinické praxe ve FN Bohunice.

V Brně dne .....

.....

(podpis autorky)

# Obsah

Úvod.....	12
1. Rentgenové záření.....	13
1.1 Rentgenka.....	13
2. Výpočetní tomografie .....	15
2.1 Hounsfieldova jednotka .....	15
2.2 Mono-energy CT.....	16
2.3 Dual-energy CT.....	17
2.4 Multi-energy CT.....	18
3. Reálné a virtuální nativní obrazy .....	19
3.1 Reálné nativní obrazy .....	19
3.2 Virtuální nativní obrazy .....	19
3.3 Výpočet obrazů pomocí dekonvoluce .....	20
3.4 Dosavadní informace o porovnání RNO a VNO .....	21
4. Charakteristika tkání .....	23
4.1 Plíce.....	24
4.2 Srdečnice .....	24
4.3 Játra .....	25
4.4 Ledvina.....	26
5. Dostupná data .....	27
5.1 Populace pacientů.....	27
5.2 Akvizice obrazu .....	28
5.3 Analýza obrazu.....	28
5.4 Zpracování obrazu.....	29
5.5 Kontrastní látky .....	30
5.6 Philips IQon Spectral CT .....	31
5.6.1 Monoenergetické obrazy.....	33
5.6.2 Efektivní atomové číslo .....	34
5.6.3 Jod bez vody [mg/ml*] .....	35
5.6.4 Hustota jodu [mg/ml].....	36
5.6.5 Virtuální nativní obrazy .....	36
6. Vyhodnocení dat.....	38

6.1	<i>P-hodnota</i> .....	38
6.2	Korelační analýza.....	40
6.3	Absolutní rozdíl.....	43
6.4	Poměr signál/šum.....	43
6.5	Poměr kontrast/šum.....	45
6.6	Relativní chyba.....	46
7.	Diskuze.....	48
8.	Závěr.....	50

# Seznam symbolů a zkratk

## Zkratky:

CT	...	Computed tomography – výpočetní tomografie
VNO	...	Virtuální nativní obraz
RNO	...	Reálný nativní obraz
kV	...	Kilovolt
kVp	...	Nejvyšší hodnota napětí v kilovoltech
keV	...	Kiloelektronvolt – jednotka měření rentgenové energie fotonů
DEI	...	Duální energetický index
ROI	...	Oblast zájmu (region of interest)
SNR	...	Poměr signál/šum (signal to noise ratio)
CNR	...	Poměr kontrast/ šum (contrast to noise ratio)
$Z_{\text{eff}}$	...	Efektivní protonové číslo
DECT	...	Dual energy CT (CT s dvojitou energií)
MECT	...	Multi energy CT
$\alpha$	...	Hladina významnosti
$r$	...	Pearsonův korelační koeficient
$r_s$	...	Spearmanův korelační koeficient
CI	...	Interval spolehlivosti
SD	...	Směrodatná odchylka
$\delta$	....	Relativní chyba
$k$	...	Konstanta pro přesnější měření CT čísla

## Symboly:

$\mu_T$	...	Lineární koeficient útlumu tkáně	[cm <sup>-1</sup> ]
$\mu_W$	...	Lineární koeficient útlumu vody	[cm <sup>-1</sup> ]
$X_{80}$	...	Hodnota CT čísla při napětí 80 kV	[HU]
$X_{140}$	...	Hodnota CT čísla při napětí 140 kV	[HU]

# Seznam obrázků

Obr. 1.1: Model schématického řezu rentgenky, inspirováno [7].....	14
Obr. 2.1: Porovnání axiálního (A) a helikálního (B) skenování, převzato [11].....	15
Obr. 2.2: Systém rotace-rotace. ....	17
Obr. 4.1: Vytvořený RNO (A) a VNO (B) při segmentaci plicní tkáně u stejného pacienta. ....	24
Obr. 4.2: Vybraný segment RNO (A) a VNO (B) v srdečnici pro identického pacienta. ....	25
Obr. 4.3: Segmentace ROI v játrech porovnávající naměřené hodnoty u RNO (A) a VNO (B). ....	25
Obr. 4.4: Vybraná oblast zájmu v dolní části pravé ledviny na RNO (A) a VNO (B). ....	26
Obr. 5.1: Blokový diagram postupu zpracování, analýzy a vyhodnocení dat. ....	27
Obr. 5.2: Rekonstrukce axiálních obrazů v různých tloušťkách.....	29
Obr. 5.3: Představení prostředí Philips Spectral CT Viewer, ve kterém probíhalo zpracování obrazů v rámci této bakalářské práce. ....	32
Obr. 5.4: Pro názornou ukázkou byly z prostředí Philips Spectral CT Viewer pořízeny různé druhy obrazů. Prvním z nich je obraz monoenergetický, který přibližně odpovídá obrazu získanému při použití spektra jakékoliv energie. ....	34
Obr. 5.5: Obraz efektivního atomového čísla $Z_{\text{eff}}$ rekonstruovaný díky použití Philips IQon Spectral CT. ....	35
Obr. 5.6: Znázornění jodové kvantifikace v obrazech.....	36
Obr. 5.7: VNO v softwarovém prostředí Philips, ve kterém byla všechna data naměřena. ....	37
Obr. 6.1: Histogramy zobrazující rozložení dat získaných z RNO (vlevo) a VNO (vpravo) pro jednotlivé zkoumané tkáně: A, B – plíce, C, D – aorta, E, F – játra, G, H – ledviny.....	39
Obr. 6.2: Přehled grafů získaných poměrem RNO a VNO u zkoumaných pacientů pro následující tkáně: A) plíce, B) aortu, C) játra a D) játra. ....	42
Obr. 6.3: Krabicový graf vytvořený pro RNO [HU] a VNO [HU*] na základě vyhodnocení SNR ze snímků aorty, ledvinové a jaterní tkáně. ....	44

Obr. 6.4: Hodnoty SNR pro plicní tkáň. ....	44
Obr. 6.5: Krabicový graf vytvořený pro RNO [HU] a VNO [HU*] na základě vyhodnocení CNR pro aortu, ledvinovou a jaterní tkáň. ....	45
Obr. 6.6: Graf porovnání rozsahu hodnot CNR pro snímky plicní tkáně. ....	46
Obr. 6.7: Graf relativní chyby při výpočtu VNO pro všechny tkáně při rozdělení pacientů podle typu použité kontrastní látky. ....	47

## Seznam tabulek

Tab 2.1: Přehled základních hodnot <i>CT čísel</i> [4]. ....	16
Tab 2.2: Hodnoty DEI indexů [10]. ....	18
Tab 5.1: Množství a typ podané kontrastní látky. ....	30
Tab 5.2: Hodnoty efektivního atomového čísla pro různé druhy materiálů, dostupné z [2], [31]. ....	34
Tab 6.1: Reprezentace výsledků Wilcoxonova testu použitého při vyhodnocení ledvin. ....	40
Tab 6.2: Absolutní rozdíly všech zkoumaných tkání kvantifikovaných v jednotkách HU, společně s 95 % intervaly spolehlivosti. ....	43

# ÚVOD

Výpočetní tomografie CT (Computed Tomography) je jedna z moderních zobrazovacích metod, která využívá rentgenového záření. K největším výhodám výpočetní tomografie se řadí vysoké prostorové rozlišení měkkých tkání, nádorů, sraženin a jiných patologických útvarů. Relativně rychlý sken celého těla pacienta je jedna z nejdůležitějších vlastností urgentní medicíny [1]. V urgentní medicíně zaujímá nezastupitelnou roli. Mezi negativa použití výpočetní tomografie v praxi patří vysoká *dávka* ionizujícího záření pro pacienta, technická náročnost na řešení rekonstrukce obrazu, případně možná alergická reakce na podanou jodovou kontrastní látku.

Spektrální zobrazení CT snímků je jedna z několika rekonstrukcí obrazu, kterou lze realizovat u přístrojů se dvěma energiemi. Současně s intenzitou záření měří i to, jak látky tlumí záření v různých vlnových délkách. Výsledkem je komplexní 3D zobrazení tkáňových struktur a jejich barevné rozlišení. Spektrální CT je díky dekompozici obrazu schopno rozpoznat voxely, které obsahují jodovou kontrastní látku, a tím stanovit její množství. Tato informace je důležitá pro vytvoření virtuálního nativního obrazu (VNO), tedy obrazu snímaném po podání kontrastní látky, ale simulujícího obraz před jejím podáním. Detailně je tato problematika rozebrána v knize Spektral CT Clinical case collection [2].

V současné době není vědecky ověřeno, jak moc je zobrazení VNO přesné, a proto se standardně dělá i reálný nativní obraz (RNO). Po nasnímání lékař hodnotí odchylky v pozorovaných strukturách tkání porovnáním RNO, které by v budoucnosti mohly být nahrazeny VNO, s obrazy po aplikaci kontrastní látky. Díky tomu lze identifikovat a částečně i diferencovat případné patologie. Cílem této práce je porovnat RNO s VNO a zjištěné výsledky interpretovat. Pokud by byla nalezena analogie mezi těmito typy obrazů, bylo by možné RNO vynechat, čímž by došlo ke snížení radiční zátěže pacienta.

Tato práce vznikla ve spolupráci s Fakultní nemocnicí Brno Bohunice na Klinice radiologie a nukleární medicíny.



# 1. RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ

Objev a popis neznámé formy záření, která proniká přes některé materiály takřka bez útlumu, je známý již od roku 1895, díky profesorovi Wilhelmu Conrad Röntgenovi. Své poznatky shrnul do práce Zpráva o novém druhu paprsku [3], ve které jsou popsány základní vlastnosti rentgenova záření.

Rentgenové záření je ionizující elektromagnetické záření, které vzniká zpomalením libovolně nabitých částic (zde elektronů), nebo jako důsledek emise energie při přeskokách elektronových vrstev atomu. Toto záření ionizuje atomy prostředí a vyvolává chemické reakce, jejichž důsledkem je následná tvorba volných radikálů, které poškozují živé organismy [4].

Rentgenové záření získáváme díky rentgenovým lampám (dále jen rentgenkám), které slouží jako umělý zdroj rentgenova záření (podrobněji o vzniku v kapitole 1.1).

Rentgenové fotony primárně interagují s měkkou tkání prostřednictvím fotoelektrického jevu, který je dominantní pro fotonové energie pod 100 keV a Comptonova rozptylu ve vztahu ke kosti, který je významný pro energie nad 100 keV. Tyto dva významné děje způsobují útlum a rozptyl rentgenového záření, z čehož se rekonstruují diagnostické obrazy používané v medicíně [5], [6].

Podle mechanismu vzniku se dělí rentgenovo záření na brzdné a charakteristické. Brzdné záření vzniká tak, že urychlené elektrony jsou prudce bržděny odpudivou silou, čímž ztrácejí svoji kinetickou energii a jejich dráha se zakřivuje.

U druhého způsobu vzniku rentgenova záření elektron interaguje na vnitřní slupce (vrstvě K) elektronového obalu atomu, čímž může vyrazit elektron na vyšší energetickou hladinu. Atom se nachází v excitovaném stavu, ve kterém nemůže setrvat moc dlouho, proto se elektron z vyšší energetické hladiny přemísťuje do nižší energetické hladiny, deexcituje. Jeho návrat je spojen s vyzařením fotonu elektromagnetického záření charakteristického hodnotám rentgenova záření.

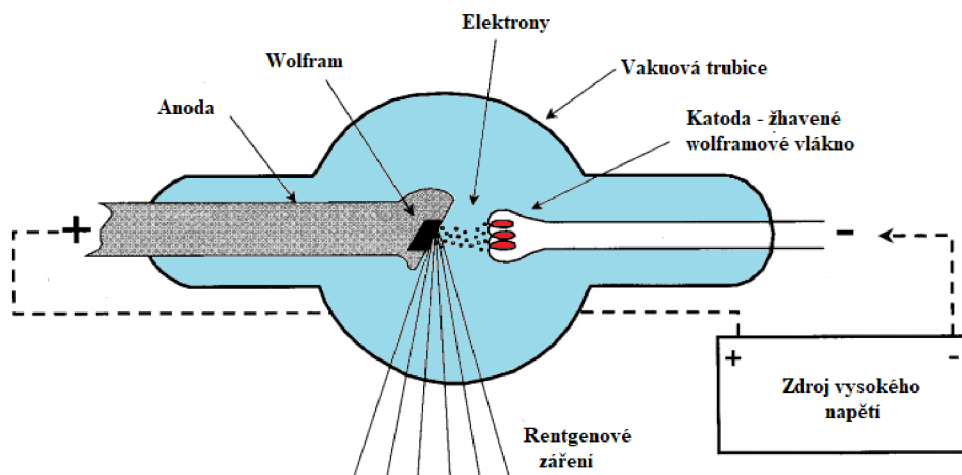
Mezi zobrazovací systémy v lékařství využívající rentgenové záření se řadí klasické projekční systémy (RTG) a tomografické systémy (CT) [4].

## 1.1 Rentgenka

Rentgenka, znázorněná na obr. 1.1, je skleněná evakuovaná trubice, která realizuje přeměnu elektrické energie na rentgenové záření a odpadní teplo. Obsahuje dvě základní elektrody - kladnou (anodu) a zápornou žhavenou (katodu), ke kterým musí být přivedeno stabilní vysoké stejnosměrné napětí 40 až 150 kV. Katoda je kovová spirála, nejčastěji vyráběná z wolframu. Katodové vlákno je elektricky připojeno ke žhavicímu obvodu. Při průchodu elektrického proudu o velikosti cca 6 A až 8 A žhavicím obvodem, a tedy i katodovým vláknem, dochází vlivem velké teploty k termoemisi elektronů [7]. Elektrony, záporně nabitě částice, se díky Coulombickým silám pohybují směrem od katody

k anodě. Kvůli urychlení pohybu elektronů je připojeno anodové napětí. Po dopadu na anodu vzniká rentgenovo záření, jehož fyzikální princip je popsán výše. Odvod odpadního tepla je vyřešen ochlazováním anody vodou (příp. olejem) a její rotací.

Mezi základní požadavky na rentgenku se kromě stabilního vysoké napětí řadí například stabilita, potlačení záření mimo svazek či rychlost náběhu [4].



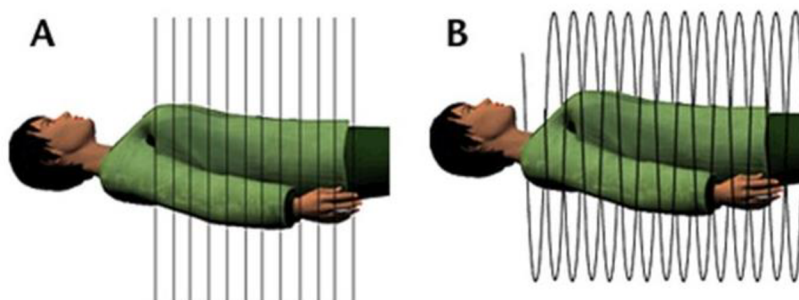
Obr. 1.1: Model schématického řezu rentgenky, inspirováno [7].

## 2. VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

Rentgenová zobrazovací metoda CT, která slouží k radiologickému neinvazivnímu vyšetření. Vějířovou projekcí pod různými úhly a následnou matematickou rekonstrukcí příčného řezu tělem získáváme zobrazení vnitřních orgánů s vysokým rozlišením ve 3D prostoru. Rentgenový paprsek prochází tělem pacienta a jeho intenzita se snižuje v závislosti na koeficientu útlumu různých tkání.

Mezi komponenty detekční soustavy CT přístroje patří rentgenka (viz podkapitola 1.1), sada kolimátorů (mechanické zařízení, které vymezuje tvar RTG svazku), sada filtrů (ovlivňuje skladbu spektra RTG signálu) a mozaika detektorů [8].

Nejstarší metoda skenování pacienta je axiální skenování (zobrazená na obr. 2.1), kde je nutné zastavování a spouštění gantry, rentgenky a patientského stolu. Nevýhodou je velká dávka pro okolní nesnímané roviny. Proto se nyní používá spirální, dále jen helikální skenování, kde je zajištěn plynulý pohyb rentgenky a detektorů. Průběh helikálního skenování znázorňuje obr. 2.1. Rentgenka je vystavena kontinuálnímu režimu, snímání je rychlejší a dávka záření nižší [8].



Obr. 2.1: Porovnání axiálního (A) a helikálního (B) skenování, převzato [11].

### 2.1 Hounsfieldova jednotka

CT číslo kvantifikované v jednotkách Hounsfield je definováno pomocí koeficientu útlumu ve vodě [8]. Jedná se o hodnoty absorpce záření, které jsou vyobrazeny pomocí šedo tónové barevné škály v každém voxelu snímané scény. Hodnoty *CT čísla* lze vypočítat ze vzorce (1):

$$CT \text{ číslo} = \frac{\mu_T - \mu_W}{\mu_W} k \quad [\text{HU}], \quad (1)$$

kde  $\mu_T$  .... lineární koeficient útlumu tkáně,

$\mu_W$  .... lineární koeficient útlumu vody,

$k$  ..... konstanta ( $k = 1000$ , pro přesnost měření 0,1% / CT číslo).

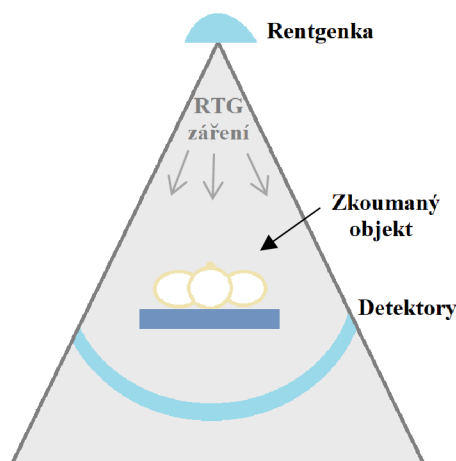
Lineární koeficienty útlumu jsou silně závislé na energii fotonů rentgenového záření, proto se v praxi vyskytuje *CT číslo*, které nezávisí na energii fotonů. Základní hodnoty CT čísel jsou uvedeny v tab 2.1. Existuje přes 2000 *CT čísel*, kterými jsou dané tkáně charakterizovány, avšak ty jsou pro lidské oko nerozlišitelné [8].

Tab 2.1: Přehled základních hodnot *CT čísel* [4].

<b>Tkáň</b>	<b>CT číslo [HU]</b>	<b>Tkáň</b>	<b>CT číslo [HU]</b>
<b>Vzduch</b>	-1000	<b>Játra</b>	50
<b>Tuk</b>	-100	<b>Ledviny</b>	30
<b>Voda</b>	0	<b>Kost</b>	1000

## 2.2 Mono-energy CT

Mono-energy CT je v klinické praxi stále nejvyužívanějším systémem CT. Tento typ CT systému měří kumulativní útlum v celém energetickém rozsahu energií pro všechny tkáně uvnitř voxelu, nikoli odezvu na různých specifických úrovních energie [9]. Nižší energie (45 až 55 keV) se aplikují pro získání obrazů sloužících k popisu měkkých tkání, tenčí subjekty a zvýraznění kontrastu, střední energie (60 až 75 keV) pro popis angiografie a vyšší energie (90 až 140 keV) se používají pro silnější subjekty, například i pro popis obrazů pacientů s kovovými implantáty. Vyšší energie má za úkol vzniklé kovové artefakty redukovat [7]. Klasické, v dnešní době nejrozšířenější CT, využívá tzv. třetí generaci CT, systém rotace-rotace, kde je plochý rentgenový paprsek pomocí kolimátorů geometricky vymezen do tvaru vějíře (graficky znázorněno na obr. 2.2), který pokrývá scénu, díky čemuž se nevyskytuje translační pohyb pacienta. Více o generacích CT lze nastudovat v literatuře [6]. Po nasnímání jedné projekce dojde k otočení o definovaný úhel a dalšímu snímání. V dnešní době se používá technologie třecích kartáčů (slip-ring), která umožňuje plnohodnotnou a plynulou rotaci gantry o 360°, což dříve nebylo možné kvůli kabelovému napájení rentgenky a přenosu dat z detektorů. Nyní je vše řešeno bezdrátově. Doba jedné rotace gantry je přibližně 0,2 s [7].



Obr. 2.2: Systém rotace-rotace.

## 2.3 Dual-energy CT

Dual-energy CT (dále jen DECT) jsou systémy aplikující dvě rentgenky s rozdílnými energiemi, nejčastěji nízké a vysoké (např. 80 a 120 keV), které jsou umístěny kolmo k sobě. Obrazy z těchto systémů využívají při zpracování obě energie, které byly sejmuty ve stejný čas, k diferenciaci materiálů. Díky tomu poskytují lepší odlišení jednotlivých tkání, lepší využití kontrastních látek, či zkrácení času expozice [7]. Nevýhodou DECT je vyšší dávka pro pacienta a překrývání spekter záření. DECT systémy mají několik způsobů realizací, přičemž každá firma preferuje vlastní řešení. Prvním z nich je systém dvou rentgenek s různou energií. Takoveto přístroje nabízí například firma Siemens, která uvádí mezi hlavní výhody jejich DECT ještě ostřejší kontrast, výrazné snížení artefaktů a širokou použitelnost pro všechny klinické pacienty. Jako druhý zde uvádíme systém jedné rentgenky s přepínáním energií. Tyto přístroje nabízí firma GE nebo Canon Medical Systems (dříve Toshiba). Mezi přednost jejich výrobků se řadí zjednodušení detekce lézí a snížení artefaktů vzniklých vlivem přítomnosti kovového předmětu v okolí implantátů. K dalším typům realizací DECT systému se řadí systém rentgenka a dvě energie bez přepínání během akvizice nebo rentgenka a dvě vrstvy detektorů. Firma Philips pomocí dvouvrstvého detektoru přináší mimořádnou diagnostickou kvalitu a skenování s nízkou *dávkou* pro pacienta [7]. V tomto projektu byl používán přístroj firmy Philips, který je podrobněji popsán v kapitole 5.6.

### Dual energy index

Duální energetický index (DEI) stanovuje chemické složení tkání. S použitím dvou napětí se zavedl koeficient DEI, zlepšuje charakteristiku tkání. Pomocí tohoto koeficientu nelze stanovit rozdíly pro zdravou a patologickou tkáň, ale používá se pro odlišení

různých druhů tkáně ve zkoumaném orgánu, např. pro odlišení typů ledvinových kamenů [7]. Duální energetický index se vypočítá ze vztahu:

$$DEI = \frac{x_{80} - x_{140}}{x_{80} + x_{140} + 2000} , \quad (2)$$

kde  $x_{80}$  a  $x_{140}$  jsou jednotky HU při 80 kV a 140 kV [10]. V následující tabulce tab 2.2 jsou uvedeny příkladné hodnoty duálního energetického indexu.

Tab 2.2: Hodnoty DEI indexů [10].

<b>Tkáň</b>	<b>DEI</b>	<b>Tkáň</b>	<b>DEI</b>
<b>Kost</b>	0,1148	<b>Kůže</b>	- 0,0064
<b>Játra</b>	0,0011	<b>Tuk</b>	- 0,0194
<b>Plíce</b>	- 0,0021	<b>Žluč</b>	- 0,0200

## 2.4 Multi-energy CT

Multi-energy CT systém zahrnuje hodnocení charakteristik útlumu materiálu při více energiích a v úzkých rozsazích použití detektorů citlivých na energii. Jedná se o detektory s přímou konverzí, kde jsou fotony RTG záření okamžitě převedeny na elektrický náboj, tzn. na elektrony a díry [7]. Více energetické zobrazení odhaluje další kvantitativní informace o útlumových křivkách pomocí energeticky citlivých senzorů pro počítání fotonů. Multi-energy CT zároveň umožňuje spektrální rozklad více než jednoho prvku s vysokým atomovým číslem Z. Tato specifitější metoda rozkladu materiálu, která je v současné době k dispozici pro výzkum, není k dispozici pro klinickou praxi [9].

## 3. REÁLNÉ A VIRTUÁLNÍ NATIVNÍ OBRAZY

Rekonstrukce CT obrazů je stále rychleji rozvíjející se odvětví. Obecně je snaha vytvořit přesné efektivní metody rekonstrukce obrazu, tak aby *dávky* pro pacienta byly minimální. Některé z metod využívaných ke snížení *dávky* nacházejí své použití v klinické praxi již dnes. Patří mezi ně například stínící metody či skenování přizpůsobené anatomickým proporcím každého pacienta a segmentace středu zájmu a jeho blízkého okolí [12].

Dle profesora Franka Gaillarda existuje několik algoritmů používaných při rekonstrukci CT obrazu. Jedním z původně využívaných je například iterační algoritmus bez statistického modelování. Tento algoritmus porovnává odhad měření s naměřenými daty a probíhá, dokud nejsou obě sady dat shodné. Tento algoritmus byl využíván i Godfrey Hounsfieldem, ale kvůli počítačovému omezení tehdejší doby nebyl nikdy komerčně zakomponován [13].

Dnes se používá rozšířená metoda konvoluce. Filtrovaná zpětná projekce má několik omezení například ve zpracování šumu a tvorbě artefaktů. Konvoluční filtr, který je používán zmírňuje rozmazání, které je zapříčiněno právě zpětnou projekcí [13].

### 3.1 Reálné nativní obrazy

Konvenční CT obrazy jsou obrazy vytvořené bez kontrastní látky a jsou váhovány číslem HU (viz kapitola 2.1). K rekonstrukci „pravého“ konvenčního obrazu je potřeba signál v rozsahu celého RTG spektra. Ten vzniká vhodnou kombinací nízké a vysoké energie [2]. Ze základních spektrálních obrazů SBI (Spectral base images) mohou být rekonstruovány další různé typy obrazů, které jsou konkrétně popsány v kapitole 5.6.

### 3.2 Virtuální nativní obrazy

Virtuální nekontrastní zobrazování je technika následného zpracování obrazu, která se používá k vytváření nekontrastních obrazů se zvýšeným kontrastem odečtením jodu. Jedná se o zobrazovací techniku jedinečnou pro duální energii CT [14]. Virtuální nativní obrazy napodobují monoenergetické obrazy z CT vyšetření 70 keV bez injekce kontrastní látky se zvýšením kontrastu. Kvantifikovaný obsah jodu se převede na číslo HU\* (HU číslo pro VNO) a odečte se 70 keV od obrázků se zvýšeným kontrastem [2]. Výsledný obraz napodobuje skutečný obraz bez kontrastu (před podáním kontrastní látky).

Virtuální nekontrastní zobrazování má potenciál nahradit tradiční nekontrastní CT sken ve vícefázovém zobrazování, jak už zmínil radiolog Andrew Murphy ve svém článku o klinických aplikacích virtuálně nativních obrazů [14]. Na podobné výsledky se

odkazuje i tým lékařů ze Spojených států amerických, pod vedením Dr. Lakshmi, kteří apelují na provedení dalších studií. Podle profesora Prabhakar mohou být v praxi použity VNO k vyhodnocení adrenální (nadledvinové) léze [15].

### 3.3 Výpočet obrazů pomocí dekonvoluce

Dekonvoluce je algoritmický proces pro kompenzaci nežádoucí konvoluce na získaných datech. Dekonvoluce má mnoho aplikací jako je např. zpracování signálu, obrazu aj. Mezi metody dekonvoluce se řadí: metoda žádných sousedů, metoda nejbližších sousedů, Carringtonova metoda, Wienerova filtrace, metoda založená na Baysovské logice a další. Dekonvoluce, jako taková, má mnoho forem přístupu. Díky tomu se dělí na adaptivní, dvojrozměrnou, homomorfofickou, slepou, prostou, vázanou (v časové/frekvenční oblasti), či s optimalizací impulsní charakteristiky [16].

Akvizice VNO je možná díky využití metody dekonvoluce prvního post-kontrastního obrazu standartního vícefázového skenování. V rámci této bakalářské práce byl kontaktován výrobce, firma Philips, ve snaze zjistit podrobnější informace o dekonvoluci u přístroje IQon Spectral CT. Bohužel není známo, jaký princip je využíván, a proto je v této podkapitole představen zjednodušený přístup vědecko-lékařského týmu z Německa a USA [17], [36].

Analýza dekonvoluce dat perfuze tkání CT je široce používaná v klinické praxi. Kombinace jak teoretických, tak praktických aspektů perfuzní analýzy zdůrazňuje zjednodušení základního fyziologického modelu, která jsou nezbytná pro jeho použití na měřená data získaná proudem CT skenery. S vylepšením CT skenerů v roce 2007 byla navržena a aplikována metoda perfuze CT [17].

Cílem je zjednodušeně představit model pro perfuzi založený na dekonvoluci. Za jediné změřitelné jednotky lze považovat  $c_{VOI}$  a  $c_{art}$ , kde  $c_{VOI}$  je průměrná hodnota kontrastního média v daném objektu zájmu a  $c_{art}$  je lokální koncentrace látky při arteriálním vstupu. Za účel výpočtu perfuze tkáně je nejprve nutné zavést přechodnou proměnnou – měřítko toku zbytkové funkce  $k(t)$ , dle (3).

$$k(t) = BF \cdot \rho_{VOI} \cdot r(t), \quad (3)$$

kde  $BF$  kvantifikuje hodnotu průtoku krve,  $\rho_{VOI}$  je střední hustota objemu voxelu zájmu a  $r(t)$  je reziduální funkce.

$$c_{VOI}(t) = BF \cdot \rho_{VOI} \cdot (c_{art} * r)(t), \quad (4)$$

kde  $*$  reprezentuje operaci konvoluce.

S použitím rovnic (3) a (4) lze napsat jako (5).

$$c_{VOI}(t) = (c_{art} * k) \cdot t \quad (5)$$



Za předpokladu, že reziduální funkce  $r(t)$  v  $r(0) = \max(r(t)) = 1$ , lze odvodit výpočet perfuze tkáně dle (6)

$$BF = \frac{1}{\rho_{VOI}} \cdot \max(k(t)) = \frac{BV}{MTT}, \quad (6)$$

kde  $BV$  je objem krve a  $MTT$  je průměrná doba přepravy, která je považována za diagnosticky relevantní perfuzní parametr [17].

### 3.4 Dosavadní informace o porovnání RNO a VNO

V jednom z článků vydaném European Journal of Radiology porovnává tým vědců z německého Mnichova pod vedením Andree Sautera RNO a VNO v různých strukturách. Největší rozdíly byly nalezeny v aortě a v tuku s vyšším HU\* pro tuk a nižším HU\* pro aortu. Proto se VNO nejvíce jeví jako spolehlivé pro tyto tkáně. Průměrný rozdíl mezi RNO a VNO byl menší než 4 HU pro všechny ostatní zkoumané typy tkání (játra, ledviny a svaly). Celkově 91,8 % všech obrazů vykázalo rozdíl mezi RNO a VNO menší než 15 HU. Nejlepší korelace byly získány ve svaly. VNO vykazovaly výrazně méně šumu než RNO ve všech zkoumaných strukturách, s výjimkou kostní tkáně. Cílem jejich studie bylo ukázat, jak se RNO a VNO liší v hodnotách HU a HU\*. Bylo zjištěno, že VNO se jeví jako slibný nástroj pro skenování a diagnostiku patologií ledvin a jater [12].

Tým vědců, skládající se z vídeňských radiologických specialistů, publikoval pod vedením Michaela Toepkera článek, ve kterém vyhodnocovali spolehlivost hodnot útlumu v reálných a virtuálních nekontrastních obrazech. Článek byl publikován opět v European Journal of Radiology. Tato studie se skládala z měření na fantomech a lidech. Ve fantomové části této studie bylo prokázáno, že v případě nízkých, středních a vysokých jodových útlumů poskytuje virtuální nekontrastní obraz spolehlivá měření útlumu. V klinické části této studie bylo vyhodnoceno, že pro 91,5 % případů dosahoval maximální absolutní rozdíl hodnoty 15 HU játra. Největší rozdíly byly nalezeny v aortě, v tuku a ve slezině [18].

Srovnávací studie RNO a VNO při hodnocení mediastinálních (mezihrudních) lymfatických uzlin byla popsána v Korean Journal of Radiology. Cílem bylo vyhodnotit spolehlivost RNO a VNO. Absolutní rozdíl byl roven nebo menší než 10 HU v 65,2 % případů. Z pohledu kalcifikace bylo vyhodnoceno, že vápník vykazuje větší rozdíly ve fotoelektrické absorpci mezi 80 kV a 140 kV ve srovnání s měkkými tkáněmi, což vede k částečnému odečtení signálu vápníku při generování VNO. Nehomogenní vysoký útlum byl pozorován u *vena cava superior* (horní dutá žíla) na VNO, pravděpodobně kvůli vysoké koncentraci kontrastního media, které zůstává ve *vena cava*. Tým vědců z Koreje

apeluje na provedení další studie, která by potvrdila spolehlivost VNO snímků při hodnocení mediastinální lymfatické uzliny [19].

## 4. CHARAKTERISTIKA TKÁNÍ

Mezinárodní komise pro jednotky záření a měření ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) úzce spolupracuje s Mezinárodní komisí radiologické ochrany ICRP (International Commission on Radiological Protection), Vědeckým výborem Spojených národů pro účinky atomového záření UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation), Světovou zdravotnickou organizací WHO (World Health Organization). ICRU definuje čtyři základní materiály, které se vyskytují v těle pacientů: měkká tkáň, kostní tkáň, kontrastní látky a kovové implantáty [20].

### **Měkká tkáň**

Nejhojněji zastoupený materiál v těle představuje právě měkká tkáň. Měkké biologické tkáně existují v různých formách, podle toho, jak se diferencují. Tyto anizotropní vláknité struktury nejsou mineralizované ani kalcifikované. V těle pacienta se měkké tkáně díky svému složení (atomy kyslíku a vodíku) podobají vodě. [2].

### **Kostní tkáň**

Kostní tkáň vzniká mineralizací mezibuněčné hmoty fosforečnanem vápenatým, hydroxyapatitem. Kostní tkáň má vyšší hustotu než měkká tkáň, obsahuje prvky s vyšším efektivním protonovým číslem. Na rozhraní kosti a měkké tkáně vznikají artefakty, které jsou způsobené rozdílnou absorpcí (kost absorbuje více měkčí záření než tvrdší) [21].

### **Kontrastní látky**

V některých případech je potřeba zvýšit kontrast mezi měkkými tkáněmi, což je možné díky použití kontrastní látky. Jde-li o angiografické vyšetření, diagnostiku struktury parenchymových orgánů či jiné speciální medicínské aplikace, podání kontrastní látky je samozřejmé. Nejčastější používané kontrastní látky obsahují jod, v případě alergické reakce na chemickou látku, na kterou je jod vázaný, může být nahrazena kontrastní látkou, která se váže s gadoliniem. Jod i gadolinium patří mezi prvky s vysokým atomovým číslem  $Z$ . Gadoliniová kontrastní látka se běžně používá při vyšetření na magnetické rezonanci. Před podáním jodové kontrastní látky musí mít pacient vyplněný a podepsaný písemný informovaný souhlas s nitrožilním podáním [7], [22].

### **Kovové implantáty**

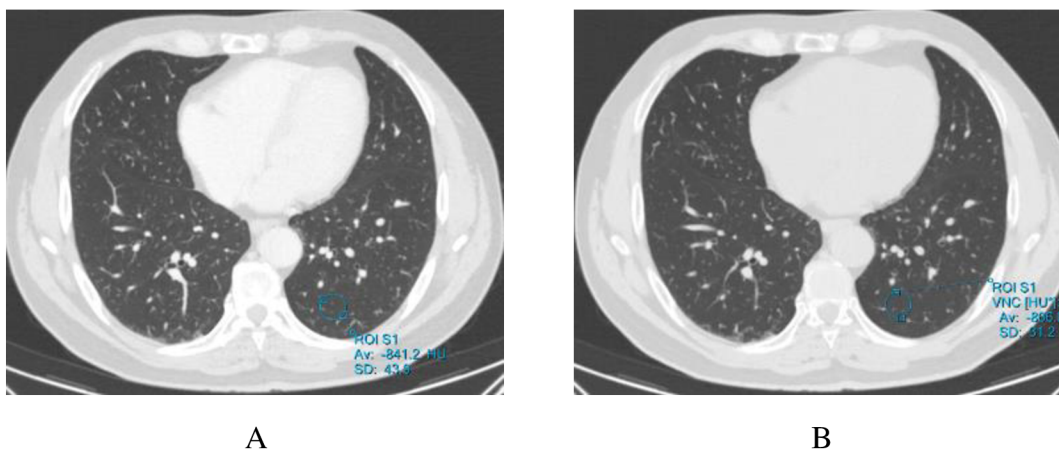
Slitiny odjakživa vykazují velké množství žádaných vlastností, jako je vysoká odolnost proti korozi, chemická podobnost (kost-implantát), dlouhodobá spolehlivost a vynikající poměr pevnosti k hmotnosti. Nejčastějším používaným materiálem ve zdravotnictví jsou právě slitiny na bázi titanu. Odhaduje se, že v dnešní době použití kovových ortopedických materiálů se pohybuje kolem 80 %. Titanové slitiny nalézají

uplatnění nejen v ortopedii, ale například i v zubním lékařství jako kovové výplně zubů. Bohužel kovové implantáty často degradují kvalitu snímaných obrazů. Vznik artefaktů je nutné řešit volbou vhodné sekvence a přítomné artefakty v měřených obrazech minimalizovat pomocí post-processingových metod, které nejsou ve všech případech spolehlivé. Nutno podotknout, že následným zpracováním opět stoupá náročnost na celý systém [7], [23].

V této práci bylo snímáno pět druhů tkání. Mezi ně patřila tkáň plicní, aorta, jaterní a ledvinová tkáň. Jako referenční tkáň byla vybrána tkáň tuková, přesněji podkoží, u kterého se předpokládala téměř nulová absorpce kontrastní látky, tedy i určitá ekvivalence naměřených hodnot RNO a VNO, což bylo potvrzeno v 80 % (viz níže).

## 4.1 Plíce

Plíce, *pulmo* jsou párový orgán, který umožňuje zevní dýchání. Pro tuto bakalářskou práci byla vyšetřovaná dolní část levé plíce – *lobus inferior*. Při umístění ROI (region of interest) se soustředilo na detekci tkáně s minimem cév a patologií. CT vyšetření plic se používá pro zjištění a diagnostiku nádorů, cyst a abscesů [24]. Na obr. 4.1 jsou prezentovány snímky plicní tkáně stejného pacienta, u kterého byl vytvořen RNO (A) a VNO (B). Stejným postupem se pokračovalo u zbylých 19 pacientů pro všechny tkáně.

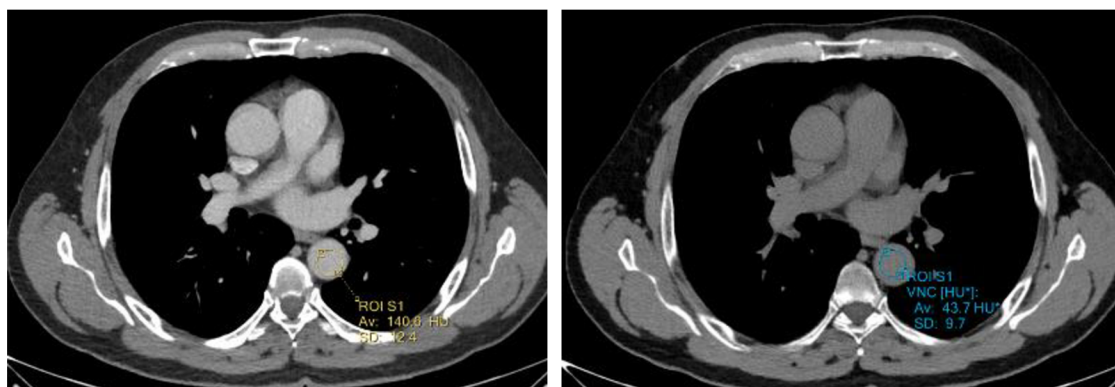


Obr. 4.1: Vytvořený RNO (A) a VNO (B) při segmentaci plicní tkáně u stejného pacienta.

## 4.2 Srdečnice

Srdečnice, *aorta* je největší tepnou v těle. Vystupuje z levé komory, odkud rozvádí krev do celého těla. Pro lokalizaci *aorty* byl využit hrudní obratel 7 a 8, který byl tzv. kontrolním místem pro co nejpřesnější opakovatelný výběr oblasti zájmu. Byl vybírán horní oblouk aorty. Využitím CT vyšetření *aorty* lze přesně změřit šíři aorty a vyloučit

nebo potvrdit přítomnost případného onemocnění, např. protrnutí *aorty* [24]. Na obr. 4.2 je RNO a VNO s výběrem vhodného ROI v *aortě*.



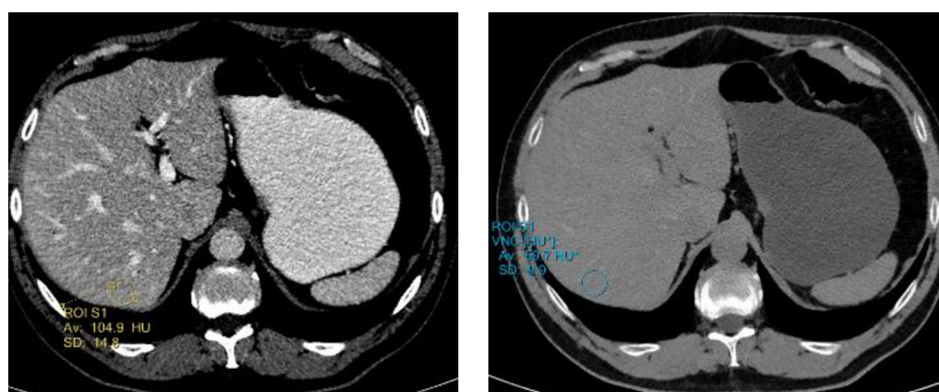
A

B

Obr. 4.2: Vybraný segment RNO (A) a VNO (B) v srdečnici pro identického pacienta.

### 4.3 Játra

Játra, *hepar* jsou největší lidskou žlázou. Jsou uložena v pravém podžebří. Onemocnění jater lze rozdělit do několika skupin: zánětlivá, nádorová (zhoubná, nezhojbná), založená na toxickém podkladu nebo související s metabolismem (vrozená, získaná). CT jater zobrazuje vyšetřovanou část těla v příčných vrstvách tloušťky 2 až 10 mm. Podle hustoty tkáně lze posoudit změny ve vyšetřovaném orgánu [24], [25]. V tomto projektu byla vybrána dvojice lokátorů pro přesnější určení. Lokalizaci hrudního disku mezi hrudními obratli 10 a 11 byl snímán ve stejné rovině segment S7, což je znázorněno na obr. 4.3.



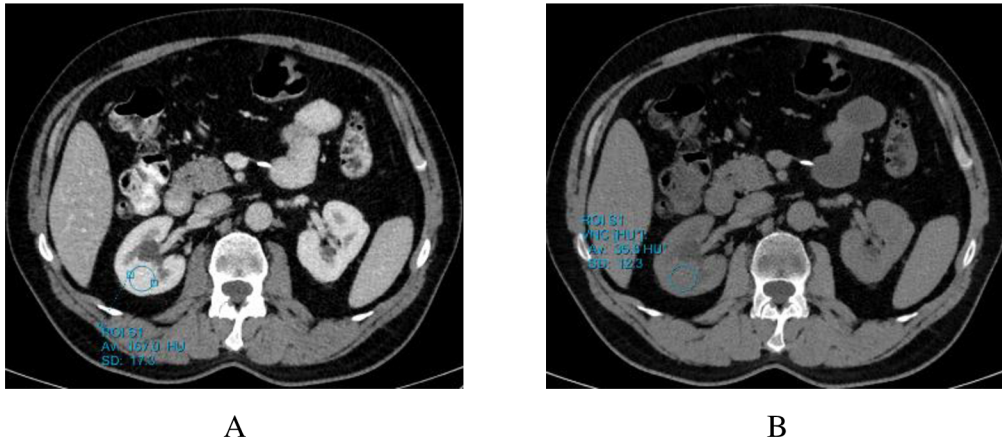
A

B

Obr. 4.3: Segmentace ROI v játrech porovnávající naměřené hodnoty u RNO (A) a VNO (B).

## 4.4 Ledvina

Ledvina, *ren* je párovým orgánem uloženým v tukovém polštáři po obou stranách bederní páteře. Funkční jednotkou ledviny je nefron. Výběr ledvinové tkáně u všech pacientů probíhal při vstupu ledvinové tepny do pravé ledviny, v její dolní části. CT vyšetření ledvin se používá pro zhodnocení nálezu, který nebyl přesně diagnostikován, například pro diagnostiku mnohočetných kamenů nebo zesílení stěny močových cest aj. [24]. Na obr. 4.4. lze vidět téměř identické zkoumané oblasti RNO a VNO jednoho pacienta.

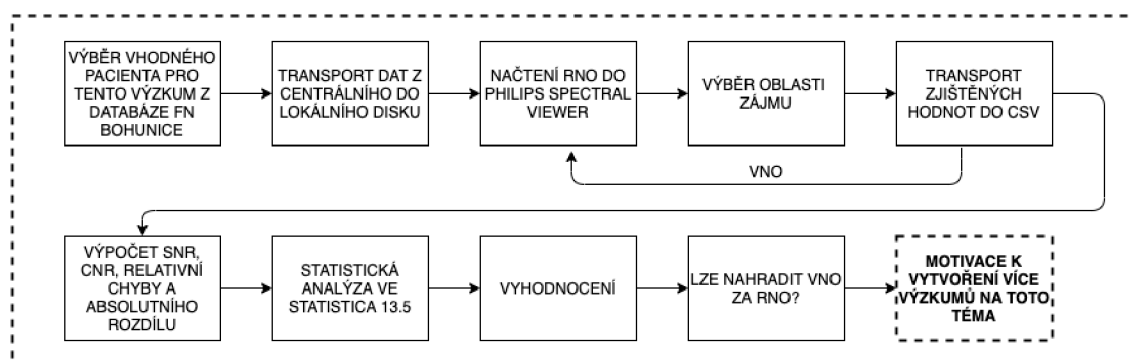


Obr. 4.4: Vybraná oblast zájmu v dolní části pravé ledviny na RNO (A) a VNO (B).

## 5. DOSTUPNÁ DATA

Všechna uvedená data byla sbírána ve Fakultní nemocnici Bohunice na Klinice radiologie a nukleární medicíny. Sbíraná data byla selektována na základě předem stanovených požadavků od září do listopadu 2019. Použitá data jsou z časového období května 2019 do listopadu 2019.

Pro znázornění postupu vedoucího k výsledkům této bakalářské práce, bylo vytvořeno blokové schéma na obr. 5.1. Podrobněji jsou popsány jednotlivé bloky v následujících podkapitolách.



Obr. 5.1: Blokový diagram postupu zpracování, analýzy a vyhodnocení dat.

### 5.1 Populace pacientů

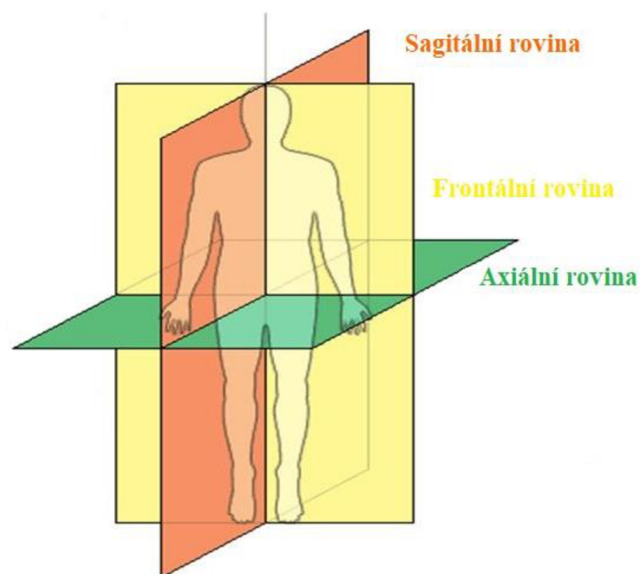
Do statistického testování bylo zahrnuto 10 mužů (ve věkovém rozmezí 36 až 75 let, průměr  $\pm$  směrodatná odchylka: 59,8 let  $\pm$  13,6) a 10 žen (43 až 72, průměr 58,7  $\pm$  10) ve věkovém rozmezí 36 až 75 let (průměrný věk 59). Byly vybírány snímky pacientů, u kterých jsou dostupné záznamy reálných a virtuálních nativních obrazů pro plíce (viz podkapitola 4.1), aortu (viz 4.2), játra (viz 4.3) a ledviny (viz 4.4) na určených místech (popsáno ve výše zmíněných podkapitolách). Pro tuto retrospektivní studii bylo získáno schválení Fakultní nemocnice, resp. Kliniky radiologie a nukleární medicíny. Nebylo nutné získat informovaný souhlas pacienta, protože kromě získaných klinických obrázků nebyly použity žádné další údaje. Všechna vyšetření byla prováděna výhradně pro diagnostické použití. Veškeré údaje o pacientech byly na začátku studie zcela anonymizovány. Všechna skenování byla prováděna s napětím trubice 120 kV. Pacienti byli na skeneru položeni v poloze na zádech a byli snímáni při výdechu, aby se zabránilo stlačování orgánů.

## 5.2 Akvizice obrazu

Ke snímkování se využíval skener Philips IQon Spectral CT (podrobněji popsáno v kapitole 5.6), který má dvě vrstvy detektorů. Spodní vrstva detektorů absorbuje vysoce energetické fotony a horní vrstva absorbuje nízkoenergetické fotony, čímž je umožněno rentgeny poskytovat dvě odlišné energie.

## 5.3 Analýza obrazu

V tomto experimentu byly ručně vybrány oblasti ROI dle postupu uvedeném v podkapitolách 4.1, až 4.4. Velikost oblasti zájmu byla stanovena na  $300 \text{ mm}^2$ , v případě tuku pro dopočet hodnot SNR a CNR byla velikost zkoumané oblasti definována na  $100 \text{ mm}^2$ . Z dostupných řezů (viz obr. 5.1) byly rekonstruovány axiální vrstvy s tloušťkou 1,5 mm. VNO byly také rekonstruovány v 1,5 mm silných axiálních rovinách, a proto byly téměř identické s RNO, pokud jde o umístění a orientaci obrazu.

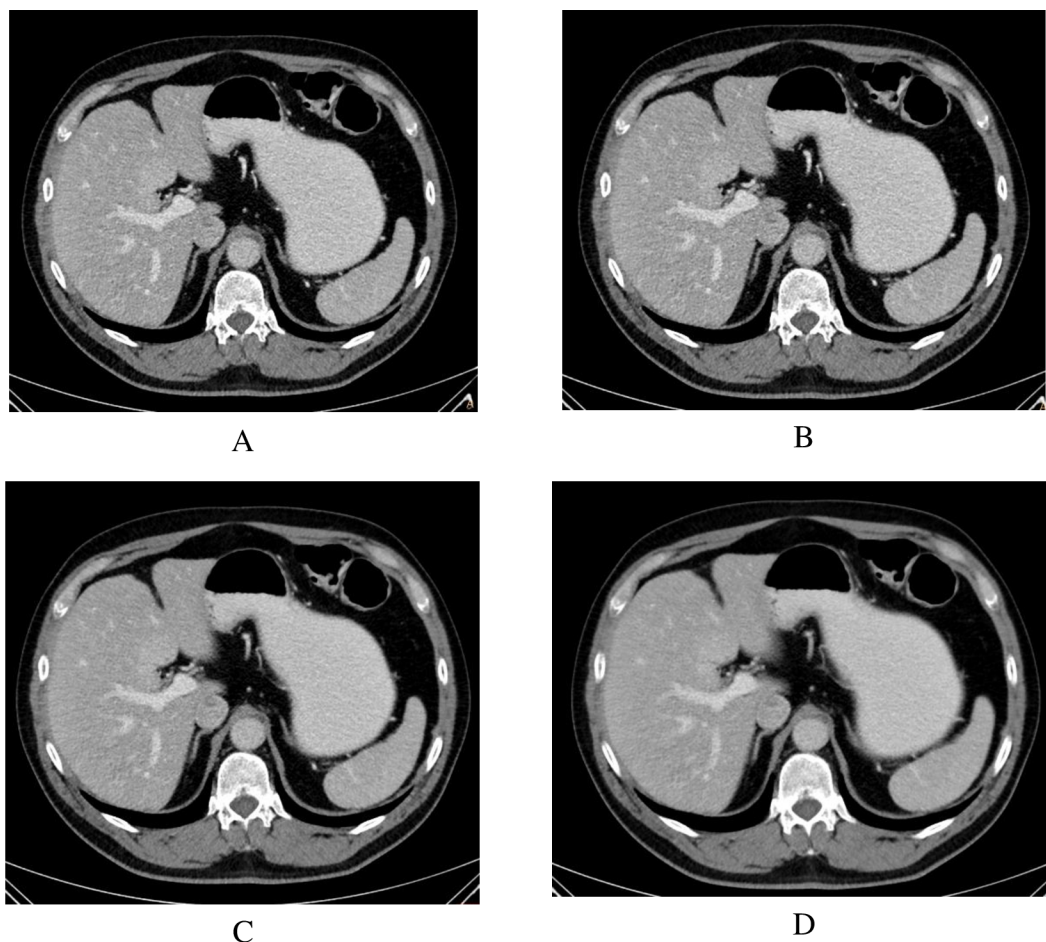


Obr. 5.1: Základní vyšetřovací roviny, inspirováno [33].

Jelikož se rekonstrukce obrazů provádí retrospektivně, lze tloušťku obrazů pouze zvětšovat. Obecně při skenování pacienta platí, že čím tenčí řez, tím větší dávka pro pacienta a větší zašumění obrazu [7]. Tento vliv tloušťky na množství šumu v obraze je demonstrován na obr. 5.2. Na obrázku (A) je rekonstruovaný řez o tloušťce 1,5 mm a lze u něj pozorovat největší zašumění ze všech rekonstrukcí. Na obrázku (B) je řez tělem identického pacienta, avšak při tloušťce 2 mm. Na obrázku (C) lze oproti předchozím obrazům (A, B) pozorovat menší zašumění. Nejlépe pozorovatelné je na větších plochách,



tj. játrech a žaludku. Menší zašumění je zapříčiněno větší tloušťkou řezu na obrazu (C), která je 5 mm. U rekonstrukce obrazu (D) o tloušťce 8 mm lze pozorovat částečné rozmazání hran a nejmenší množství zašumění.



Obr. 5.2: Rekonstrukce axiálních obrazů v různých tloušťkách.

## 5.4 Zpracování obrazu

Snímky, které byly využity k provedení tohoto experimentu, musely být nejprve transportovány z PACSu (Picture Archiving and Communication System) FNB do lokálního disku Kliniky radiologie a nukleární medicíny, ze kterého se daly otevírat v softwarovém prostředí firmy Philips. Po zobrazení a následném umístění ROI do snímku se zobrazí pro dané ROI poměr  $HU/HU^*$  čísla, velikost ( $mm^2$ ), směrodatná odchylka, průměr a také se vykreslí 3 křivky – histogram, bodový graf a křivka útlumu pro energie od 45 keV do 200 keV. Hodnoty pro dané křivky byly exportovány do souborů typu \*.csv, ze kterých byly později statisticky vyhodnocovány. Tento proces byl časově náročný, protože se data nedala transportovat zároveň, ale pro každého pacienta bylo potřeba uložit všechny hodnoty z vykreslených křivek. Tím se získalo pro každého

pacienta 24 souborů s daty. Každý jediný soubor musel být příslušně pojmenován a uložen.

## 5.5 Kontrastní látky

Pro úplnou analýzu dat bylo zaznamenáno množství a typ podané kontrastní látky *C* pro každého pacienta, což je zobrazeno v tab 5.1. Podané množství kontrastní látky bylo pro všechny muže 100 ml různých druhů (OMN350, ULTR370 a OPT350). Většině pacientů, vyjma jedné pacientky s označením 4, bylo aplikováno 100 ml odlišných druhů kontrastního média. Pacientce s číslem 4 bylo podáno 120 ml kontrastní látky Ultravist 370.

Tab 5.1: Množství a typ podané kontrastní látky.

<b>Pacient</b>	<b>Typ</b>	<b>Pacient</b>	<b>Typ</b>
<b>Muž</b>	<b>podané <i>C</i></b>	<b>Žena</b>	<b>podané <i>C</i></b>
<b>1</b>	OMN350	<b>1</b>	ULTR370
<b>2</b>	ULTR370	<b>2</b>	ULTR370
<b>3</b>	ULTR370	<b>3</b>	OMN350
<b>4</b>	OPT350	<b>4</b>	ULTR370
<b>5</b>	OMN350	<b>5</b>	ULTR370
<b>6</b>	OMN350	<b>6</b>	OPT350
<b>7</b>	OMN350	<b>7</b>	ULTR370
<b>8</b>	OMN350	<b>8</b>	OMN350
<b>9</b>	OMN350	<b>9</b>	ULTR370
<b>10</b>	OMN350	<b>10</b>	OMN350

Pro dosažení co nejvyšší možné kvality obrazu polytraumatizovaných pacientů se používá pouze Iomeron 400 (400 mg/ml). Tato kontrastní látka se používá také pro CT srdce nebo CT angiografie. Na jednoduché snímkování spektrálním CT se běžně používají kontrastní látky o koncentraci 350 mg/ml nebo 370 mg/ml. Pravděpodobně by šlo použít kontrastní látky o nižší koncentraci jodu. Tato problematika bohužel zatím nebyla detailněji zkoumána, protože možnosti následného zpracování vyšetření jsou jiné než na vícedetektorové CT.

### **OMN350**

Omnipaque neboli Iohexol je jodová kontrastní látka používaná při radiologických vyšetřeních. Jedná se o bezpyrogenní bezbarvý až světle žlutý roztok vyráběný s koncentrací jodu 350 mg/ml. Omnipaque se vyskytuje na seznamu základních léčivých přípravků Světové zdravotnické organizace WHO nejúčinnějších a nejbezpečnějších léků potřebných ve zdravotnickém systému [26].

### **ULTR370**

Ultravist je čirý, bezbarvý až slabě žlutý, pyrogenní vodný roztok iopromidu, kontraindikován pro intratekální použití. Funguje jako kontrastní činidlo zakalením krevních cév v cestě toku kontrastního činidla, což umožňuje radiografickou vizualizaci vnitřních struktur. Koncentrace tohoto kontrastního média je 370 mg I/ml [27].

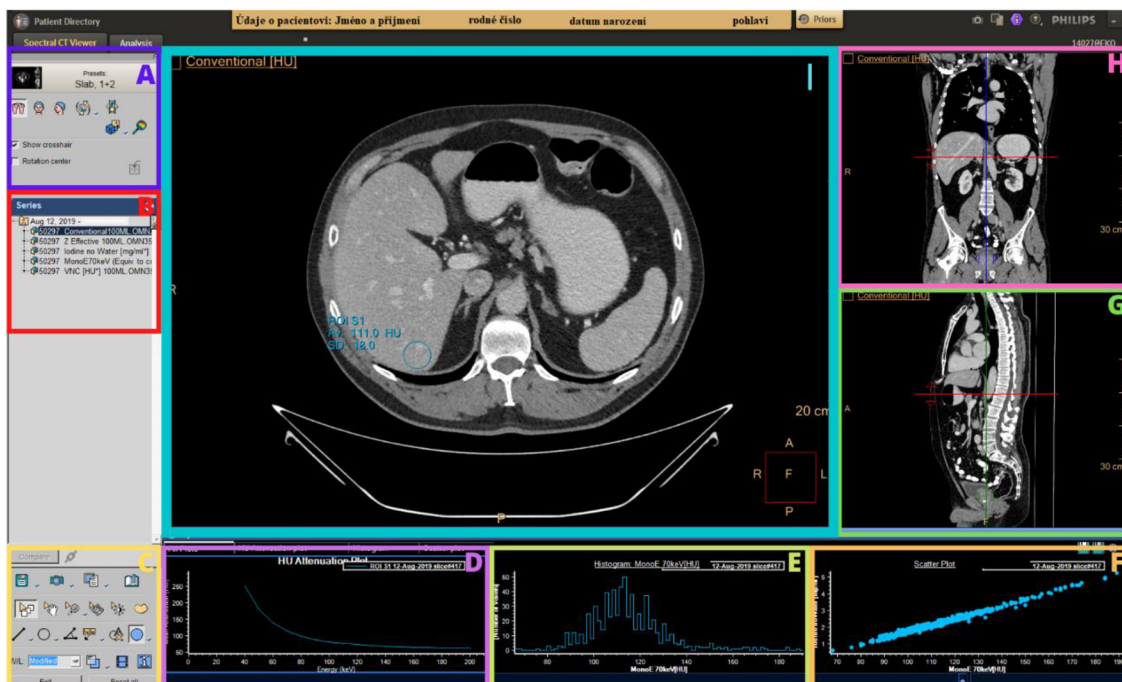
### **OPT350**

Optiray 350 je jodové kontrastní médium, nejčastěji používané k diagnostice poruch srdce, mozku a krevních cév. Jeden mililitr látky OPT350 obsahuje 74 % účinné látky ioversolu. Optiray vylepšuje počítačové tomografické zobrazování díky zvýšení radiografické účinnosti [28].

## **5.6 Philips IQon Spectral CT**

Přístroj IQon Spectral CT vznikl ve spolupráci odborníků z řad fyziky, radiologie a medicíny, konkrétně na Hadassah Hebrew University Medical Center [29]. IQon Spectral CT je prvním přístrojem na světě založeným na spektrálním CT. Toto CT poskytuje více vrstev retrospektivních dat v jediném skenování s nízkou dávkou. Umožňuje současné prohlížení a rychlé porovnání až pěti různých spektrálních výsledků pro oblast zájmu, včetně monoenergetiky, hustoty jodu, virtuálního nekontrastu, jodu bez vody a map efektivních protonových čísel [30]. V rámci této bakalářské práce byla vynaložena snaha ke spojení se s firmou Philips a poskytnutí podrobnějších informací, bohužel však neúspěšně.

Celé softwarové prostředí Philips je zobrazeno a popsáno na následujícím obr. 5.3.



Obr. 5.3: Představení prostředí Philips Spectral CT Viewer, ve kterém probíhalo zpracování obrazů v rámci této bakalářské práce.

Ve středu horní části snímku je umístěna hlavička se základními údaji o pacientovi pro jeho rychlou identifikaci.

Část A představuje základní nastavení uživatelského prostředí. Obsahuje například volbu rovin na hlavním obrázku. Uživatel si může vybrat rovinu axiální, frontální a sagitální, v našem případě byla vybrána první varianta.

Díky části B si může uživatel po nahrání snímku do programu vybrat z možností obrazů sériově nahraných, na kterou rekonstrukci se zaměří. Načtený snímek se zobrazí s datem provedeného vyšetření a jménem pacienta. Jelikož všichni pacienti jsou reální lidé, byla z důvodu ochrany údajů jejich jména anonymizována.

V levém dolním rohu (oblast C) se nachází rámeček umožňující další úpravy obrazu, jako je například nastavení okna, výběr různých tvarů ROI, pravítko pro změření velikosti patologie a další.

V rámečku D je zobrazen graf útlumové křivky pro vybraného ROI. Na ose y jsou průměrné hodnoty útlumu v závislosti na použité energii, osa x.

Rámeček E představuje histogram zobrazující hodnoty CT čísla při využití monoenergetického RTG svazku při 70 keV.

Bodový graf zobrazený v rámečku F znázorňuje závislost objemu jodu při použití svazku monoenergetického RTG o velikosti 70 keV.

Sekce G zobrazuje sagitální rovinu pacienta. V oblastech G, H, a I lze řezy měnit tak, aby lékař měl co nejlepší podmínky pro správné vyhodnocení.

Frontální rovinu můžeme vidět v oblasti H, zobrazující identického pacienta. Výhodou tohoto programu je, že se dá různě pohybovat ve snímku, díky červenému, modrému a zelenému kurzoru. Opět se vyskytuje na pravé straně měřítko pro správnou vizualizaci velikosti orgánů aj.

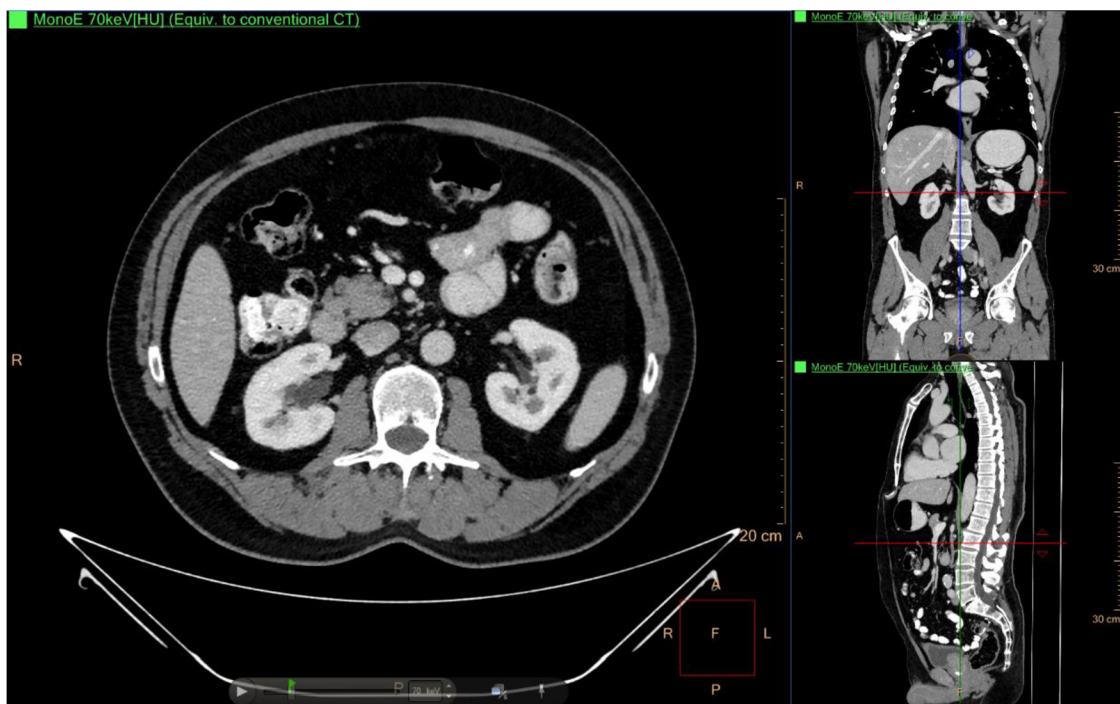
Axiální rovina označena písmenem I byla v této bakalářské práci využívána za účelem výběru oblasti zájmu. V rámci snímku je i měřítko, které má za úkol pomoci lékařům při vizualizaci orgánu. Titulek v levé horní části „Conventional [HU]“ představuje typ snímaného obrazu s jednotkou, v tomto případě se jedná o RNO kvantifikovaný v jednotkách HU.

V následujícím přehledu jsou uvedeny typy obrazů, které vznikají díky použití spektrálního CT.

### **5.6.1 Monoenergetické obrazy**

Monoenergetické obrazy získané z přístroje IQon Spectral CT mají nízký šum napříč celému spektru energií. Díky spektrálnímu rekonstrukčnímu zpracování je tento šum nižší než u konvenčních obrazů. Spektrální rekonstrukční zpracování obsahuje algoritmus na potlačení šumu, který využívá přídavné spektrální informace. Toto poskytuje významné zlepšení poměrů signál/šum a kontrast/šum ve srovnání s konvenčními multienergetickými obrazy.

Díky nízkému šumu z monochromatických obrazů na rozdílných energetických úrovních, jsou obrazy tohoto typu vhodné na všech energetických úrovních. Na nízkých energiích se především používají pro zlepšení vaskulárního kontrastu či zlepšení viditelnosti lézí, na vyšších energiích se používají pro snížení artefaktů. Virtuální monoenergetické obrazy, zobrazené na obr. 5.4, poskytují na předvolených energiích ekvivalentní *CT číslo* jako konvenční obrazy skenované na 120 kVp [2].



Obr. 5.4: Pro názornou ukázkou byly z prostředí Philips Spectral CT Viewer pořízeny různé druhy obrazů. Prvním z nich je obraz monoenergetický, který přibližně odpovídá obrazu získanému při použití spektra jakékoliv energie.

## 5.6.2 Efektivní atomové číslo

Efektivní atomové číslo, v literatuře častěji označované jako  $Z_{\text{eff}}$ , reprezentuje efektivní atomové číslo daného voxelu. Mapy vytvořené dle efektivního atomového čísla jsou velice senzitivní na vlastnosti materiálu. I proto mohou být také využity na zobrazení perfuzních map a na identifikaci drobných perfuzních deficitů. Hodnoty efektivního atomového čísla jsou uvedeny v tab 5.2 a grafické zobrazení v softwaru Philips je zobrazeno na obr. 5.5. Přesnost měřena Gammex fantomu s jodem, kalcíem a měkkými tkáněmi ukázala, že většina hodnot efektivního atomového čísla je v rozmezí 0,2 Z efektivních jednotek konzistentní při použití energií skeneru mezi 120 a 140 kVp [2].

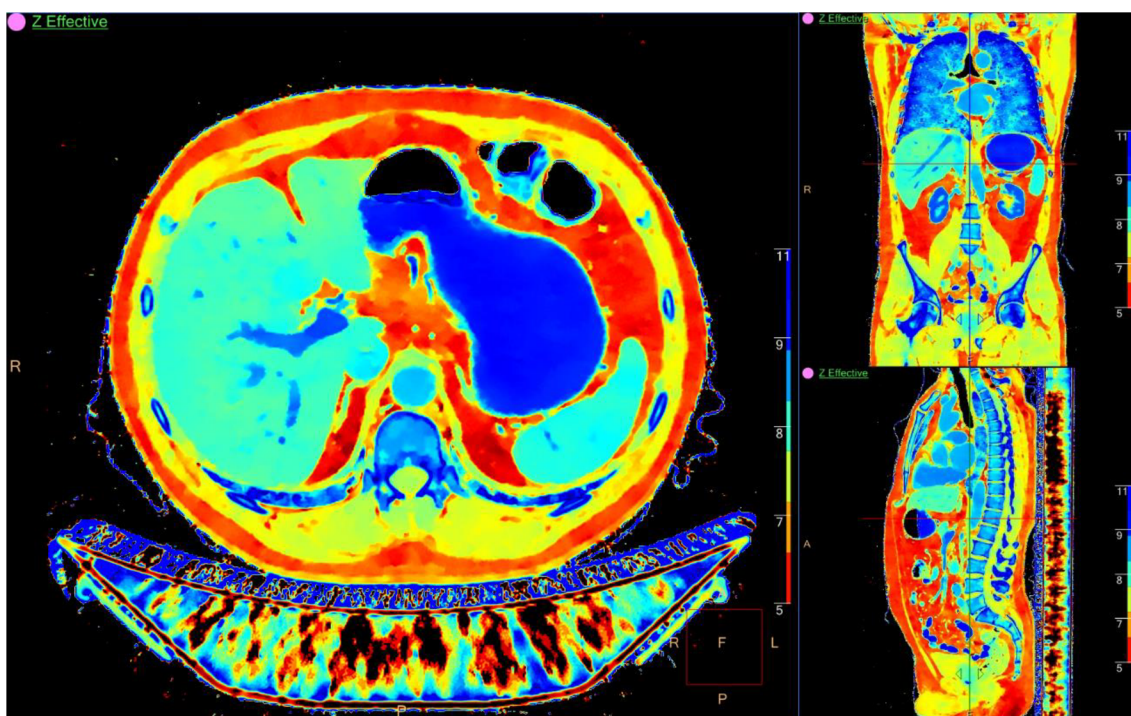
Tab 5.2: Hodnoty efektivního atomového čísla pro různé druhy materiálů, dostupné z [2], [31].

<b>Materiál</b>	$Z_{\text{eff}}$	<b>Materiál</b>	$Z_{\text{eff}}$
<b>Játra</b>	7,7	<b>Mozek</b>	6,1
<b>Ledviny</b>	7,7	<b>Prso</b>	7,1
<b>Plíce</b>	7,8	<b>Obratel (do L3)</b>	11,7
<b>Tuk</b>	5,9	<b>Voda</b>	7,4
<b>Svaly</b>	7,7	<b>Vzduch</b>	0



Efektivní atomová čísla byla vypočtena za předpokladu určitého příchozího rentgenového spektra pomocí Taylorovy metody.

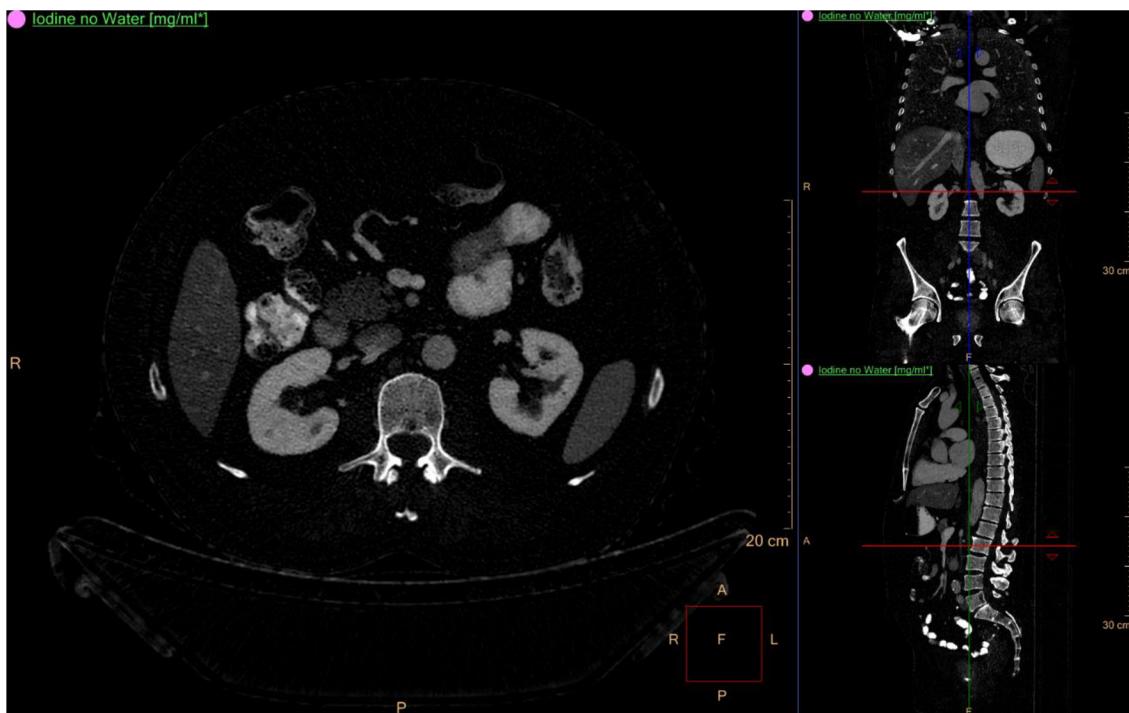
Snímky využívající k akvizici obrazu efektivní atomové číslo jsou reprezentovány samostatně svým  $Z_{\text{eff}}$ . Tímto číslem jsou váženy snímky prezentované na obr. 5.5. Uvažujme hodnoty z tab 5.2.  $Z_{\text{eff}}$  pro vzduch nabývá hodnoty 0. Standardně je definováno  $Z_{\text{eff}}$  vody hodnotou 7,4 a pro tuk 5,9 [2]. Kost (modrá  $\geq 11$ ) nabývá vyšších hodnot, vzhledem k obsaženému množství vápníku a dalších minerálních prvků s relativně vysokým protonovým číslem. Měkké tkáně obsahující více vody se označeny červenou barvou  $\leq 5$ .



Obr. 5.5: Obraz efektivního atomového čísla  $Z_{\text{eff}}$  rekonstruovaný díky použití Philips IQon Spectral CT.

### 5.6.3 Jod bez vody [mg/ml\*]

Obrazy jodu se získávají z materiálního rozpadu jod – voda. Obraz je váhován dle jodové kvantifikace v jednotkách mg/ml. Hvězdička v mg/ml\* jednotce indikuje, že jodová kvantifikace má význam pouze v regionech s jodovým příjmem [2]. Výstup softwaru Philips je prezentován jako obraz vážený jodem bez vody na obr. 5.6.



Obr. 5.6: Znáornění jodové kvantifikace v obrazech.

#### 5.6.4 Hustota jodu [mg/ml]

Hustota jodu, či jodová hustota je také definována jako jodová mapa. Kvantifikace jodového obrazu se provádí na základě hodnot voxelů, které jsou úměrné skutečné koncentraci jodu v jednotkách mg/ml. Algoritmus obsahuje hranici pro odstranění nízkých hodnot hustoty kosti. Tkáně s nižším obsahem vápníku jsou označeny jako tkáně obsahující jod. V klinických podmínkách by měla být koncentrace jodu 0,5 mg/ml považována za nižší hranici pro příjem jodu. Přesnost byla opět měřena na Gammex fantomech s různými koncentracemi jodu (do 20 mg/ml). Byla prokázána jodová kvantifikace v rozmezí 0,3 mg/ml pro obrazy jodu bez vody a hustotu jodu [2].

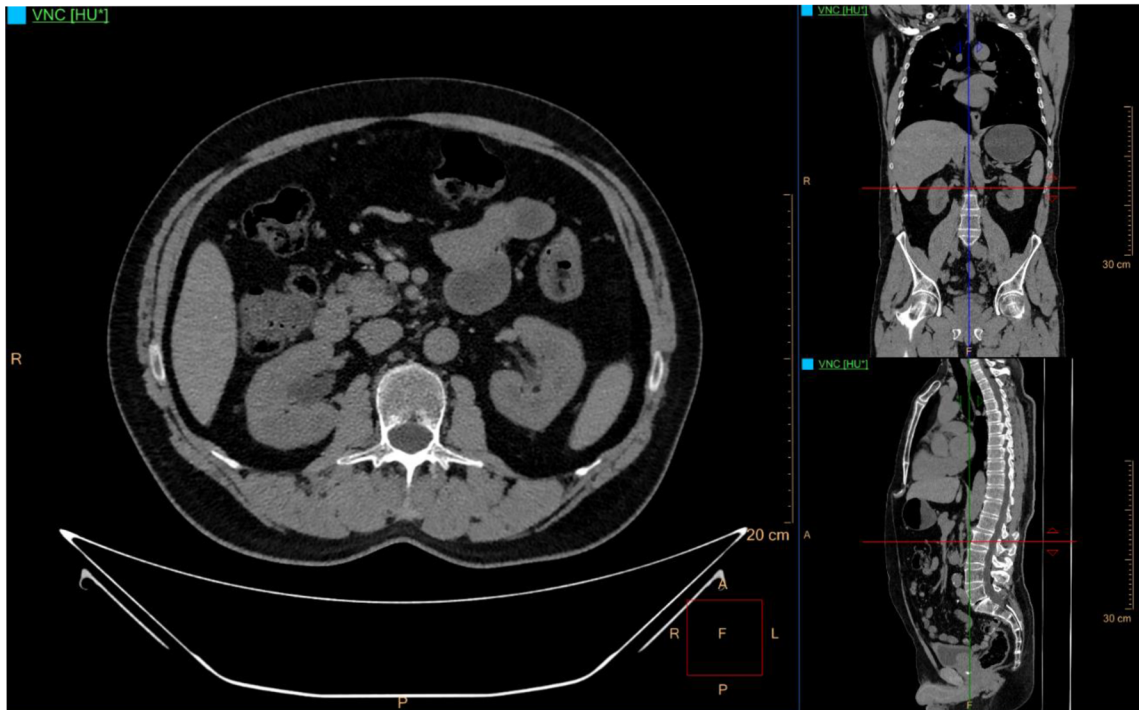
#### 5.6.5 Virtuální nativní obrazy

Tento výsledek napodobuje monoenergetické CT skenování při 70 keV bez aplikace kontrastní látky. Kvantifikovaný obsah jodu je přeložen do HU čísla a odečten z kontrastu 70 keV obrazu. Protože je jodová koncentrace založena na modelu ze dvou komponentu (voda – jod), jakákoli odchylka od rozptylu vody je interpretována jako nenulová jodová složka.

Například kost (vápník) je interpretována jako směs vody a jodu. Algoritmus pro výpočet VNO se nesnaží oddělit kost a jod, tudíž *CT číslo* (HU) kosti ve VNO je zhruba jeho polovina z původního 70 keV obrazu. Potenciál VNO, ztvárněných na obr. 5.7, je



obrovský, mohly by sloužit jako náhražka pro nevylepšené obrazy v určitém klinickém prostředí [2]. Technika virtuálně nekонтastního zobrazení byla hlavním předmětem zkoumání této bakalářské práce.



Obr. 5.7: VNO v softwarovém prostředí Philips, ve kterém byla všechna data naměřena.

## 6. VYHODNOCENÍ DAT

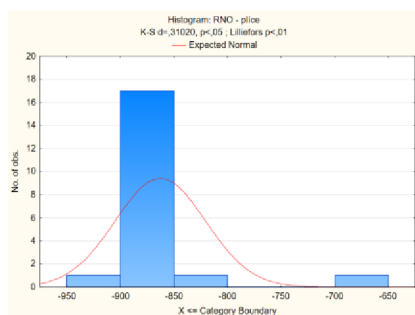
Tkáně, které byly popsány v podkapitolách 4.1 až 4.4 byly předmětem statistického vyhodnocení, týkajícího se porovnání reálných a virtuálních nativních obrazů, které jsou rozebrány v podkapitolách 3.1 a 3.2. Data byla statisticky vyhodnocena pomocí softwaru Statistica 13.5 a Microsoft Excel 2018. Zkoumané hodnoty jsou podrobněji popsány v následujících podkapitolách. Podkapitoly 6.1 až 6.3 jsou zaměřeny více na statistické zpracování a využití získaných znalostí během studia z biostatistiky. Podkapitoly 6.5 až 6.6 se zaměřují více na zpracování obrazů.

### 6.1 *P-hodnota*

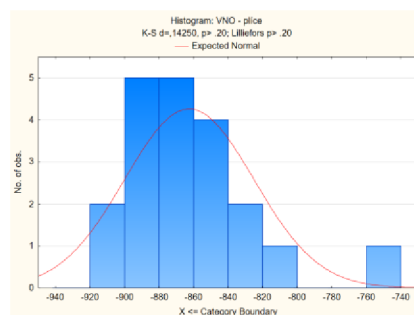
Kvantitativní data lze popisovat několika způsoby. Mezi nejjednodušší metody popisu výsledků patří výpočet průměru, mediánu aj. Od pouhého popisu dat lze využít princip testování hypotéz a aplikovat tak statistické testy na měření. Hypotézy lze rozdělit na nulové a alternativní, které na základě *p-hodnoty* budou potvrzeny nebo zamítnuty. Nulová hypotéza je tvrzení, které je vždy postaveno na nepřítomnosti rozdílu mezi skupinami. V této práci se tedy jedná o nepřítomnost rozdílu mezi daty vybranými z RNO a jim odpovídající data z VNO. Alternativní hypotéza je tvrzení popírající nulovou hypotézu. Statistické testy lze rozdělit na dvě velké skupiny podle rozložení dat, konkrétně na parametrické a neparametrické. Parametrické testy předpokládají normální Gaussovu distribuci dat, zatímco neparametrické testy nepředpokládají normální rozložení dat. K testování normality rozdělení lze přistupovat několika způsoby – testy nebo grafickými metodami.

K testování dvou párově závislých souborů dat (v našem případě RNO a VNO), kdy jsou skupiny dat propojeny přes objekt měření (pacienta) se používá párový t-test. Obě skupiny musí mít stejný počet hodnot (měření), což bylo dodrženo.

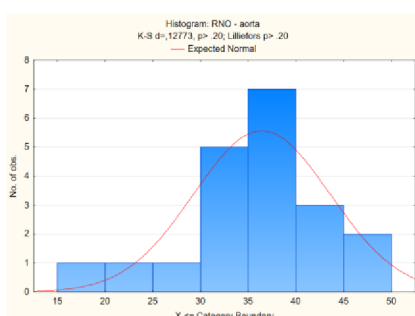
Všechna data, získaná výběrem objektu zájmu u zkoumaných tkání, byla nejprve testována na Gaussovu distribuci pomocí histogramů (zobrazených na obr. 6.1). Požadovaného normálního rozložení pro použití dvouvýběrového párového t-testu bylo dosaženo pouze u aorty (C, D). Ostatní zkoumané tkáně nevykazovaly normální rozložení dat, získaných jak z RNO, tak zároveň z VNO, proto byla použita neparametrická alternativa párového t-testu tzv. Wilcoxonův test. *Hladina významnosti*  $\alpha$  byla ve všech testovaných případech stanovena na hodnotu  $\alpha = 0,05$ , což je hodnota typická pro biologické testy [34].



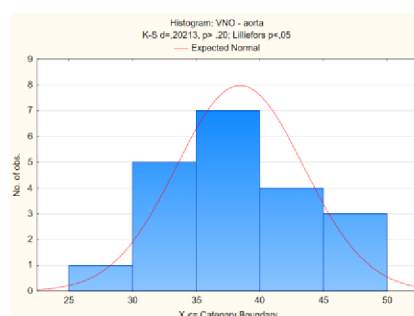
A



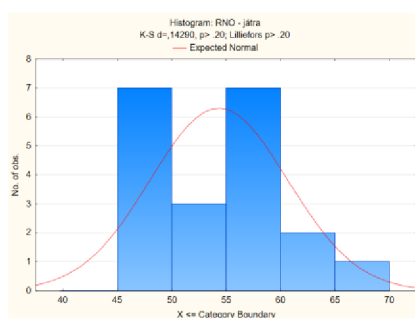
B



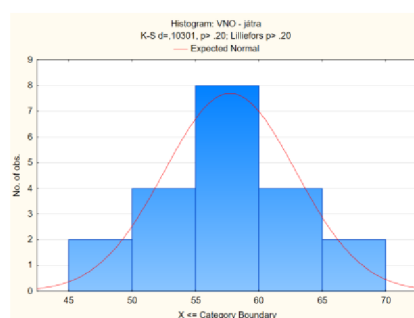
C



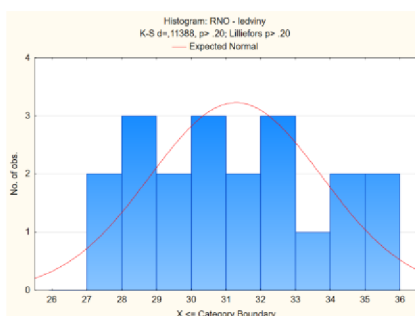
D



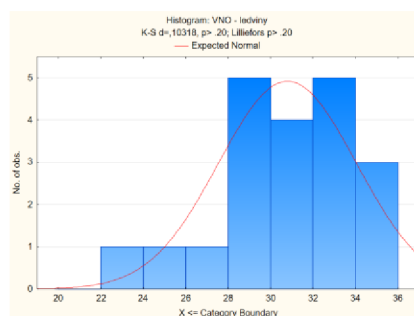
E



F



G



H

Obr. 6.1: Histogramy zobrazující rozložení dat získaných z RNO (vlevo) a VNO (vpravo) pro jednotlivé zkoumané tkáně: A, B – plíce, C, D – aorta, E, F – játra, G, H – ledviny.

Pro porovnání hodnoty testovacího kritéria s kritickými hodnotami pro rozhodování o platnosti či neplatnosti nulové hypotézy byla použita *p-hodnota*. Tato hodnota dosahuje  $p = 0,222$  pro aortu. Zbylé tkáně byly testovány Wilcoxonovým testem, kde hodnota pro plíce byla  $p = 0,823$  a pro ledvinovou tkáň (prezentováno v tab 6.1) byla  $p = 0,575$ . *P-hodnota* u jater dosáhla  $p = 0,015$ , proto v tomto jediném případě byla zamítnuta platnost nulové hypotézy.

Tab 6.1: Reprezentace výsledků Wilcoxonova testu použitého při vyhodnocení ledvin.

Proměnné	Wilcoxonův párový test			
	Označené testy jsou významné při $p < ,05000$			
	Platných N	T	Z	<i>p – hodnota</i>
RNO & VNO	20	90,00000	0,559990	0,575487

Díky statistickým testům bylo dokázáno, že neexistuje u naměřených hodnot pro RNO a VNO statisticky významný rozdíl ve třech ze čtyř případů. Diference nebyla potvrzena pro aortu, plíce a ledviny. Jaterní tkáň, jako jediná vykazuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou RNO a VNO pro 20 testovaných pacientů.

## 6.2 Korelační analýza

Cílem korelační analýzy je určit sílu lineární závislosti mezi zkoumanými veličinami. Pro porovnání průměrných hodnot HU a HU\* čísel ze segmentovaných oblastí byl využit korelační koeficient. Pro data vykazující Gaussovo rozložení byl použit Pearsonův korelační koeficient  $r$ , definovaný rovnicí (7), a na data nevykazující normální Gaussovo rozložení byl aplikován Spearmanův korelační koeficient  $r_s$ , popsáný v rovnici (8). Tento vzorec platí pouze pro neopakovaná pozorování.

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}, \quad (7)$$

kde  $\bar{x}$  a  $\bar{y}$  jsou průměry,  $x$  a  $y$  veličiny a  $n$  je počet zkoumaných vzorků.

$$r_s = 1 - \frac{6 \sum_{i=1}^n d_i^2}{n(n^2 - 1)}, \quad (8)$$

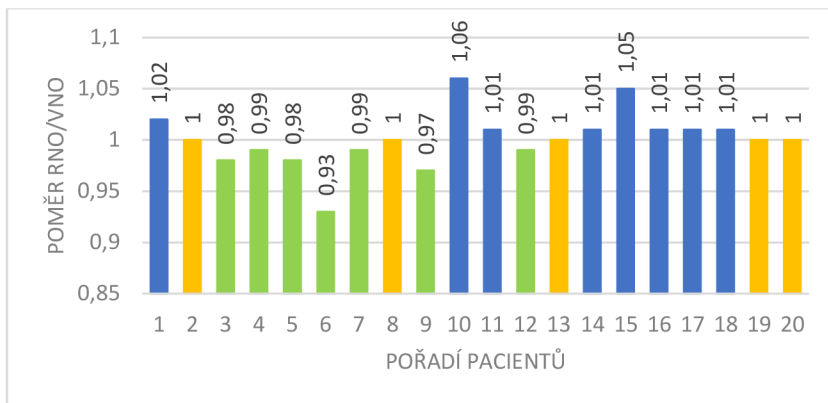
kde  $d$  je rozdíl hodnoty  $x$  a  $y$  a  $n$  je počet testovaných.

Největší korelace mezi srovnávanými tkáněmi byla nalezena pro plicní tkáň  $r_s = 0,788$ , kdy  $r_s = 1$  vyjadřuje úplnou (lineární) přímou závislost veličin. Plíce se sytí nejméně, jelikož velkou část obsahuje vzduch v plicích, i proto se dá předpokládat, že nejnižších rozdílů – nejvyšší korelace by mělo být dosaženo právě u plic. Hodnot nejnižší

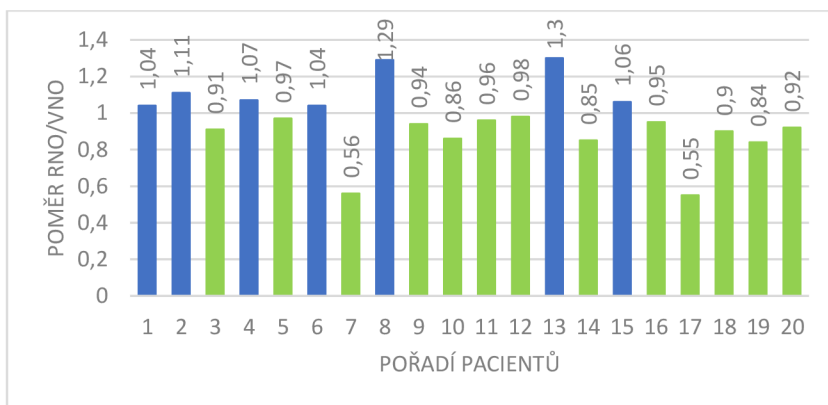
korelace,  $r_s = 0,304$  bylo dosaženo pro játra. Ledvinová tkáň odpovídá hodnotám  $r_s = 0,394$ . Pearsonův korelační koeficient byl použit pro aortu, jejíž koeficient nabývá hodnot  $r = 0,355$ .

Předmětem další části vyhodnocení bylo, jak moc se HU číslo liší od čísla HU\*. Poměrem těchto čísel se určovalo, zdali VNO nadhodnocuje (dosahuje vyšších hodnot než u RNO) nebo podhodnocuje (nabývá nižších hodnot pro VNO než pro RNO). I přes některé odchylky průměrná hodnota korelace pro plicní tkáň dosahuje hodnot 1,0005, což značí, že RNO a VNO lze považovat za téměř ekvivalentní. Poměrem hodnot pro ledvinovou tkáň se zjistilo, že VNO dosahují vyšších hodnot než RNO o 2,45 %. Aorta (0,955) i jaterní tkáň (0,9455) dosahuje vyšších hodnot VNO než RNO. Výsledky analýzy dat z ledvin (1,0245), co se týče nadhodnocení/podhodnocení RNO, jsou proměnlivé.

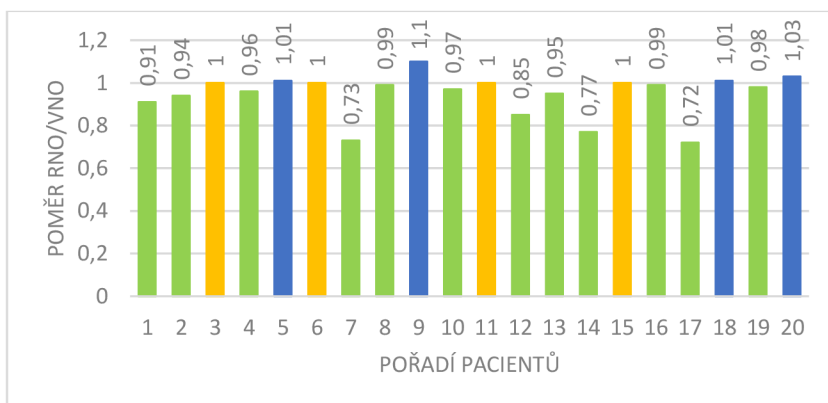
V následujících grafech na obr. 6.2 jsou uvedeny hodnoty pro všechny tkáně získané poměrem RNO/VNO. Modře označené výsledky interpretují nadhodnocení RNO, žlutá poukazuje na dokonalou identitu mezi RNO a VNO, zelená značí podhodnocení RNO.



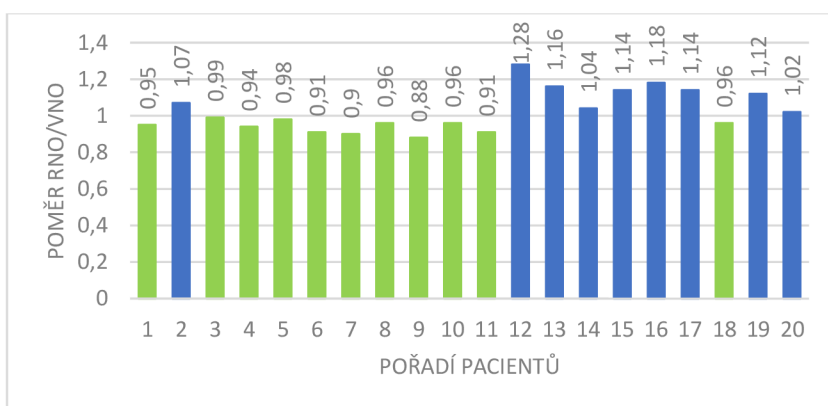
(A)



(B)



(C)



(D)

Obr. 6.2: Přehled grafů získaných poměrem RNO a VNO u zkoumaných pacientů pro následující tkáň: A) plíce, B) aortu, C) játra a D) játra.

### 6.3 Absolutní rozdíl

K vyvážení odečtení kladných a záporných hodnot způsobených rozdíly mezi RNO a VNO, byly vypočteny absolutní hodnoty rozdílu mezi oběma rekonstrukcemi. Na základě těchto absolutních hodnot byly vypočteny související střední hodnoty, standardní odchylky a 95% intervaly spolehlivosti (confidence intervals, CI) postupně pro každou tkáň zvlášť u všech pacientů. Konfidenční intervaly vyjadřují odhad parametru s danou platností.

V následující tab 6.2 jsou uvedeny průměrné absolutní rozdíly, směrodatné odchylky  $\pm$  SD průměrných hodnot a odpovídající 95% intervaly spolehlivosti mezi obrazy RNO a VNO pro zkoumané oblasti.

Tab 6.2: Absolutní rozdíly všech zkoumaných tkání kvantifikovaných v jednotkách HU, společně s 95 % intervaly spolehlivosti.

Tkáň	Absolutní rozdíl (průměr $\pm$ SD)	Dolní 95 % CI	Horní 95 % CI
Plíce	14,6 $\pm$ 7,3	7,1	22
Aorta	5,3 $\pm$ 2,3	2,9	7,7
Játra	4,2 $\pm$ 4,7	1,5	6,9
Ledviny	2,6 $\pm$ 4,5	1,8	3,4
Tuk	10,5 $\pm$ 2,9	7,6	13,4

### 6.4 Poměr signál/šum

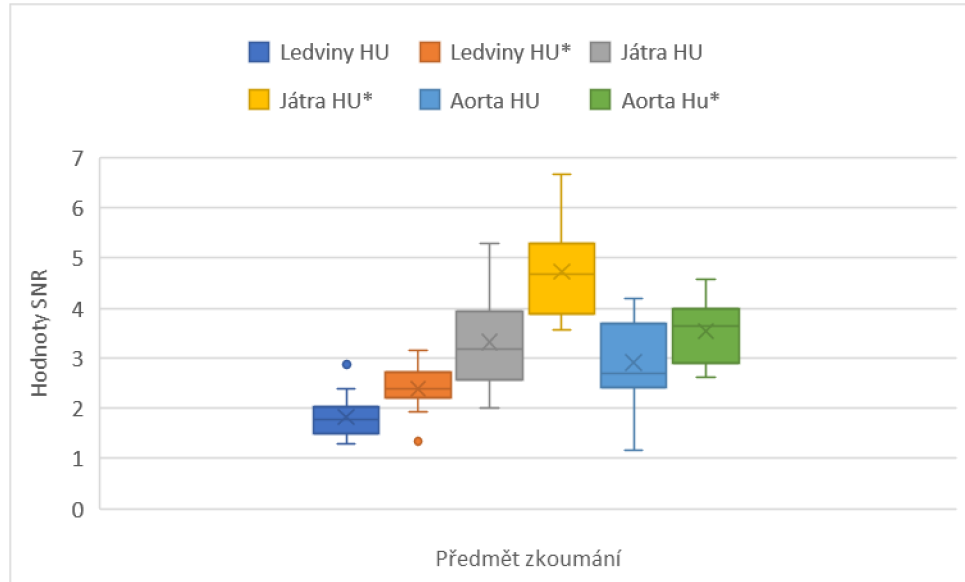
Poměr signál/šum (zkráceně SNR) se používá k charakterizaci kvality obrazu nebo signálu. Hodnota SNR může být kvantifikována také v decibelech (dB), kde se hodnotí odstup signálu od šumu. Získáváme jej jako poměr výkonu užitečného signálu vůči výkonu neužitečného signálu. Obecně platí, že čím vyšší je hodnota SNR, tím je v obraze (signálu) méně šumu oproti užitečným strukturám.

Pro výpočet SNR lze použít následující vztah:

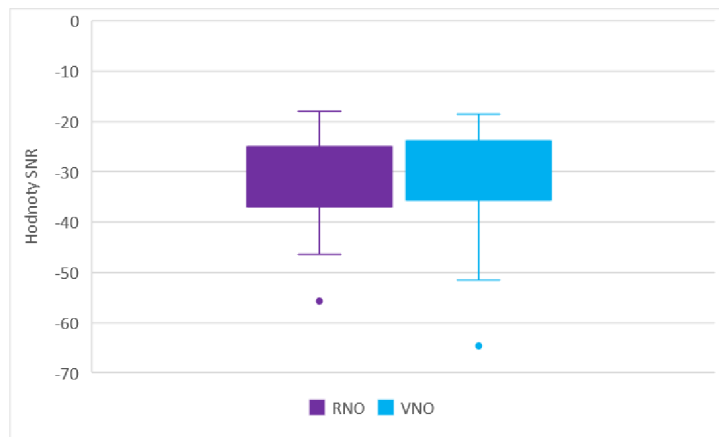
$$SNR = \frac{mean_{tkáň}}{SD_{tkáň}}, \quad (9)$$

Na obr. 6.3 je graf s hodnotami SNR pro aortu, ledvinovou a jaterní tkáň. Hodnota SNR byla počítána dle vztahu (9) z vybraných oblastí RNO. Obdobně byly počítány i

hodnoty SNR pro VNO ze stejných oblastí. Při porovnávání hodnoty veličiny SNR vykazují VNO vyšší hodnoty než RNO. Ovšem pro plicní tkáň se hodnoty RNO a VNO jeví jako identické, což v tomto případě není pravda, jedná se o zkreslení krabicového grafu na nižším vzorku pacientů. Všechny tyto výsledky potvrzuje i vyhodnocení pacientů podle typu použité kontrastní látky, kde nenastaly žádné extrémní výchyly hodnot, oproti celkové interpretaci výsledků na obr. 6.3 a obr. 6.4.



Obr. 6.3: Krabicový graf vytvořený pro RNO [HU] a VNO [HU\*] na základě vyhodnocení SNR ze snímků aorty, ledvinové a jaterní tkáň.



Obr. 6.4: Hodnoty SNR pro plicní tkáň.



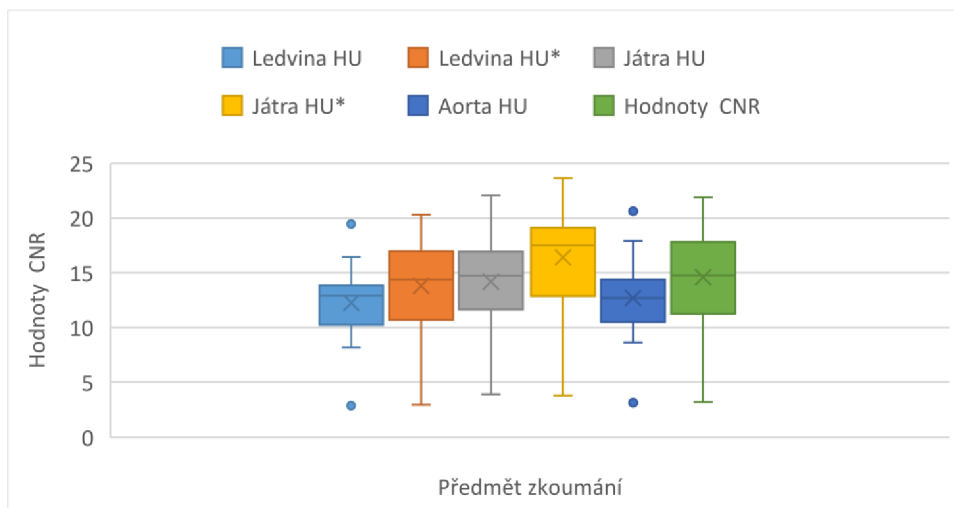
## 6.5 Poměr kontrast/šum

Poměr kontrast/šum (zkráceně CNR) je měřítkem používaným ke stanovení kvality obrazu. Vysoká hodnota CNR znamená vyšší kvalitu snímku vzhledem k posouzení kontrastu.

CNR lze vypočítat použitím vztahu (10) [32]:

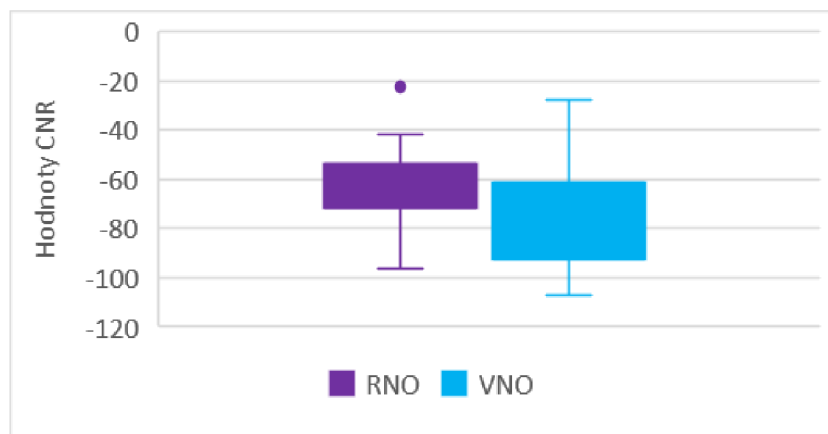
$$CNR = \frac{mean_{tkáň} - mean_{pozadí}}{SD_{pozadí}}, \quad (10)$$

Po vypočtení hodnot CNR pro všechny tkáně byla zkoumána závislost pro jednotlivé tkáně. Z grafu na obr. 6.5 je zřejmé, že VNO dosahují vyšších hodnot CNR než RNO. V případě vyhodnocení plicní tkáně znázorněné na obr. 6.6 jsou výsledky opačné, tedy VNO nabývá nižších hodnot než RNO. Hodnoty CNR byly zkoumány i ve vztahu ke kontrastním látkám, kdy OMN350 a ULTR370 tyto grafy potvrzují, zatímco použitá kontrastní látka OPT350 vykazuje přesně opačné výsledky, tzn. hodnoty CNR pro plicní tkáň jsou v případě VNO vyšší než pro RNO, kdežto hodnoty pro aortu, ledvinovou a jaterní tkáň jsou na vzorku dvou pacientů těžce interpretovatelné. Při analýze výsledků byla zpozorována nehomogenita dat u pacienta s kontrastní látkou OMN350, který měl v celkovém vyhodnocení pacientů číslo 9. Tato chyba mohla být způsobena chybným měřením, nebo nesprávnou analýzou výsledků, avšak by neměla mít zásadní vliv na zkrácení výsledků.



Obr. 6.5: Krabicový graf vytvořený pro RNO [HU] a VNO [HU\*] na základě vyhodnocení CNR pro aortu, ledvinovou a jaterní tkáň.

Krabicový graf byl vytvořen zvláště pro plíce vzhledem k velké diferenci hodnot CNR. Pokud by hodnoty nebyly odděleny, nebylo by možné interpretovat zřejmé výsledky.



Obr. 6.6: Graf porovnání rozsahu hodnot CNR pro snímky plicní tkáně.

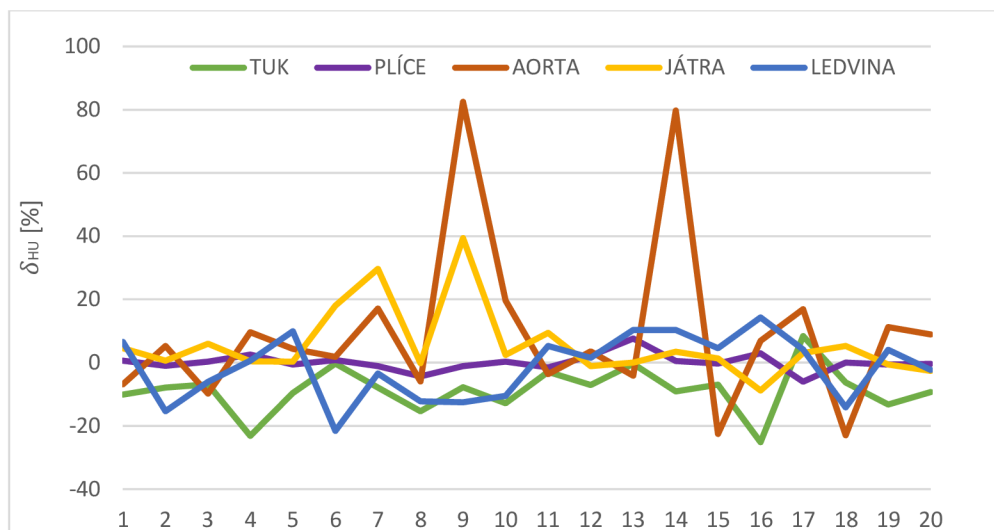
## 6.6 Relativní chyba

Relativní chybu lze též chápat jako odchylku měření. Zavádí se pro porovnání přesnosti měření, kde poukazuje na chyby vzniklé při dekonvoluci obrazu. Jedná se o procentní vyjádření poměru absolutní chyby k hodnotě měřené veličiny. Někdy se také udává jako bezrozměrná veličina. Relativní chyba je tím vyšší, čím nižší je měřená (následně dopočítaná) hodnota. Je dána následujícím vzorcem (11):

$$\delta_{RNO} = \frac{mean_{VNO} - mean_{RNO}}{mean_{RNO}} \cdot 100, \quad (11)$$

kde  $mean_{VNO,RNO}$  představuje průměrnou hodnotu CT čísla pro RNO a VNO.

Na obr. 6.7 lze pozorovat proměnlivost hodnot relativní chyby zpracování vzniklé dekonvolucí VNO. Na ose  $x$  se vyskytuje pořadí pacientů, osa  $y$  udává procentuální hodnotu relativní chyby. Pořadí pacientů je zde oproti předchozím grafům uspořádané podle druhu použitého kontrastního média. Pacientům 1 a 2 byla podána kontrastní látka Optiray 350, pacientům 3 až 10 byl aplikován Ultravist 370 a zbylým deseti pacientům byl podán Omnipaque 350. Z grafu lze vyčíst, že OPT350 dosahuje nejmenších odchylek relativní chyby pro všechny tkáně, avšak bohužel kvůli nízkému počtu pacientů s touto kontrastní látkou nevykazují tato data určitou výpovědní hodnotu. Pro potvrzení by bylo vhodné udělat výzkum na větším vzorku pacientů a dosáhnout tak statisticky validních výsledků.



Obr. 6.7: Graf relativní chyby při výpočtu VNO pro všechny tkáně při rozdělení pacientů podle typu použité kontrastní látky.

Průměrná hodnota podhodnocení tuku (zeleně) je  $(-9,5 \pm 6,09) \%$ . Žlutě označená jaterní tkáň nabývá průměrné hodnoty relativní chyby  $(7,23 \pm 13,01) \%$ . Aorta (oranžově) a ledvina (modře) nabývají hodnot  $(9,58 \pm 26,4) \%$  a  $(-1,31 \pm 9,99) \%$ . Nejpřesnějšího měření bylo dosaženo u plicní tkáně (fialová), jelikož nabývá nejnižší relativní chyby  $(0,04 \pm 2,66) \%$ .

Při detailnější analýze byl zkoumán vliv množství a typ aplikovaného kontrastního média na výsledky testů. V klinické praxi se u spektrálního CT běžně používají kontrastní látky s koncentrací 350 nebo 370 mg/ml. S použitím kontrastních látek o nižší koncentraci jodu zatím na Klinice radiologie a nukleární medicíně nemají zkušenosti. Z důvodu dosažení co nejvyšší možné kvality obrazu se pro vyšetření polytraumatizovaných pacientů, CT srdce a CT angiografie používá Iomeron 400 (400 mg/ml). Iomeron je kontrastní látka podávána injekcí do tepny, žíly nebo páteřního kanálu.

## 7. DISKUZE

Již více než sto let je objasněn a využíván princip rentgenového záření pro zobrazení tkáňových struktur. Před padesáti lety se objevily první zmínky o výpočetní tomografii, využívající sumační zobrazení. Nyní se do popředí dostává spektrální CT, využívající duální energii. DECT bylo v posledních letech zavedeno do klinické praxe a od té doby se stalo předmětem zájmu mnoha vědců [35].

Tato práce se zaměřuje na porovnání reálných a virtuálních nativních obrazů pořízených na spektrálním tomografu. Pro porovnání bylo využito více parametrů (poměr signál/šum, kontrast/šum, absolutní rozdíl hodnot a relativní chyba). Byla také použita korelační analýza a statistické testy, které odpovídají testované nulové hypotéze, předpokládající nulovou diferenci hodnot mezi RNO a VNO, a umožňují tak ověřit její platnost.

Za použití párového t-testu a Wilcoxonova testu byla testována diference hodnot pro RNO a VNO. Podle naměřených průměrných hodnot pro plíce, aortu a ledviny nevykazují tyto dva srovnávané druhy obrazů statisticky významný rozdíl. Data analyzovaná z oblasti jater nabývala  $p = 0,015$ , což je hodnota nižší než *hladina významnosti*  $\alpha$ . Hodnoty, které ovlivnily výslednou interpretaci nulové hypotézy, byly naměřeny u 25 % pacientů z celkového počtu dvaceti pacientů. Těmto pacientům byly aplikovány dva druhy kontrastního média OMN350 a ULTR370. ULTR370 vykazuje větší chybovost ze 60 % oproti OMN350. Lze diskutovat, zdali se jedná o chybu způsobenou lidským faktorem při segmentaci tkáně, možnosti vlivu podaného kontrastního média (látka s vyšší koncentrací jodu se projevuje vyšší chybovostí dekonvoluce obrazu) či jiné nedopatření.

Rozdíl 15 HU mezi RNO a VNO považujeme za přijatelný [12], [15], [17]. Průměrného rozdílu v článku [12] do 15 HU bylo dosaženo v 91,8 %. V této práci průměrný rozdíl u všech testovaných tkání nedosáhl vyšších hodnot, tedy byl ve všech případech menší než 15 HU. Jedná se o zlepšení výsledků o 8,2 %. Přijatelného rozdílu HU a HU\* bylo dosaženo ve 100 % případů. Je možné, že zdokonalení výsledků bylo ovlivněno použitím kontrastních látek o koncentraci 350 mg/l (OMN350 a OPT350), oproti látce použité v článku [12] ULTR370. Vliv na toto zlepšení výsledků by mohl mít vývoj medicínských přístrojů, lepší zpracování obrazu aj., ale v tomto případě se jedná o poměrně novou studii z července 2018. Za další důvod, který pravděpodobně vedl k tomuto progresu, by se dala považovat i snaha o umístění ROI v identických oblastech, díky rozsáhlé anatomické analogii dle předem určené metodiky, popsané v kapitole 5. Dle článku [17] byl naměřen u 91,5 % pacientů přijatelný rozdíl hodnot HU pro játra. V této bakalářské práci se jednalo o 90 % případů vykazující rozdíl menší než 15 HU pro játra z celkového počtu dvaceti testovaných pacientů. Pokles úspěšnosti mohl být způsoben i menším počtem pacientů v této studii.

Rozeberme si konkrétní výsledky. Rozdíl více než 15 HU nevykazují ledviny. I proto se virtuálně nekontrastní technika jeví jako slibný nástroj pro zobrazování této tkáňové struktury. Toto tvrzení dokazuje i článek [15], kde je použití VNO specifikováno zejména pro vyhodnocení adrenální léze. Ve 30 % případů vykazují plíce vyšší rozdíly jednotek HU. Tuto skutečnost potvrzuje i fakt, že studie plicní tkáně v kombinaci s virtuálně nekontrastní technikou se takřka neprovádí. Tento fakt může být způsoben tím, že plíce se kontrastní látkou nesytí nějak výrazně a díky dekonvoluci se nemusí odečítat takové množství aplikovaného kontrastního média, jako tomu je například u aorty. Ve dvou z dvaceti (10 %) případů se objevuje rozdíl větší než 15 HU u aorty a jater, přesto medián nabývá hodnoty 1,6 HU pro játra a 3,35 HU pro aortu, což je považováno za zanedbatelný rozdíl, dle [17].

Tato práce potvrzuje studii [12] ověřující množství šumu v obrazech parametrem poměr signál/šum a kontrast/šum. VNO vykazují méně šumu než RNO, což bylo potvrzeno. Lze doplnit, že se jedná celkově o 83,75 % VNO hodnocených parametrem SNR a 60 % VNO hodnocených dle CNR. Nejméně šumu vykazují vypočítané hodnoty pro játra.

Mezi další příznaky podílející se na vyhodnocení výsledků týkajících se této problematiky, se řadí vymezení hodnoty relativní chyby určení VNO v závislosti na vybraných tkáních u všech pacientů. Jako nejpřesnější se v rámci tohoto vyhodnocení jeví plíce ( $0,04 \pm 2,66$ ) % a za nejméně přesnou byla vyhodnocena aorta s průměrnými hodnotami ( $9,58 \pm 26,4$ ) %. Velká chybovost aorty je pravděpodobně způsobena nesprávným načasováním uvolňováním kontrastní látky (tzv. bolus tracking), které je u každého pacienta individuální. Dalším důvodem vysokých hodnot relativní chyby měření může být vysokou koncentrací jodu v aortě a nejasným přístupem k dekonvoluci, který firma Philips používá. Snaha o spojení se s firmou a zjištění podrobnějších informací týkajících se přístupu k dekonvoluci byla neúspěšná.

Předchozí studie [12] a [36] ukázaly, že průměrné účinné *dávky* pro CT břicha jsou 8,4 mSv a 8,8 mSv pro CT hrudníku, břicha a pánve. V třífázovém skenování se radiační *dávka* odhaduje kolem 26,4 mSv. Pokud by se v dalších studiích potvrdilo, že lze reálný nativní obraz nahradit, znamenalo by to snížení radiační zátěže pacienta o cca 1/3 (v případě trojfázového vyšetření). To by mohlo mít za následek snížení jedné *dávky*, a tedy celková zátěž by nabývala hodnot 17,6 mSv [36].

## 8. ZÁVĚR

Tato bakalářská práce se zabývá porovnáním dvou typů obrazů pořízených metodou spektrální výpočetní tomografie – reálného nativního a virtuálně nativního. Reálný nativní obraz je součástí diagnostiky patologické tkáně, přičemž virtuální nativní obraz není zatím uveden do klinické praxe. V posledních letech je snaha o redukci radiační dávky CT skenem. Z provedené literární rešerše vyplynulo, že virtuálně nekонтastní obraz může být potenciálním řešením, pro ušetření pacienta od jedné fáze CT vyšetření, jelikož se jedná o obraz vytvořený na základě dekonvoluce prvního skenu po aplikaci kontrastního média [12].

Zkoumané reálně a virtuálně nativní obrazy byly nejprve podrobeny teoretické analýze, díky níž byly stanoveny parametry pro segmentaci tkání a následnému porovnání obou typů obrazů. Anatomie vybraných tkání byla popsána společně za účelem využití pro spektrální CT a grafického zobrazení ve využívaném softwarovém prostředí Philips.

V praktické části bakalářské práce byly zpracovány obrazy od dvaceti vybraných pacientů. V těchto obrazech byla vybírána v definovaných oblastech data, která byla vyhodnocena dle následujících parametrů: statistický test, korelační analýza, poměr hodnot reálného nativního obrazu/virtuálně nativního obrazu, absolutní rozdíl, relativní chyba zpracování vzniklá při matematických výpočtech virtuálně nativních obrazů, poměr signál/šum a kontrast/šum. Z naměřených a vypočtených výsledků byla sestavena databáze všech dvaceti pacientů. V kapitole 6 jsou podrobně prezentovány všechny výsledky, které jsou pak v kapitole 7 diskutovány.

Bylo zjištěno, že údaje naměřené pro ledvinovou tkáň vykazovaly průměrné hodnoty v analyzovaných parametrech. Data získaná z ledvinové tkáně v rámci celkového vyhodnocení vzhledem k druhům tkání nedosahovala extrémů, jako například u aorty. Játra se řadí mezi další zkoumanou tkáň vykazující solidní výsledky dle statistické analýzy. Z výsledků lze vyvodit, že se virtuálně nativní obrazy prokazují spolehlivou alternativu pro nahrazení reálného nativního obrazu pouze pro ledviny a játra. Při snímání plic je využití virtuálně nativních obrazů dle výsledků práce diskutabilní, kvůli vysokému objemu vzduchu v plicích a minimální perfuzi kontrastní látkou. Při analýze dat byly zjištěny výrazné rozdíly mezi reálně a virtuálně nativními obrazy při snímání aorty. Proto je nutné měřit oba obrazy.

Přínosem této bakalářské práce je potvrzení výsledků v publikovaných studiích [12], [15] a [17] pro data získaná z tomografu IQon Spectral CT firmy Philips ve FN Bohunice. Cílem této práce bylo rovněž zohlednění vztahu použité kontrastní látky (její koncentrace jodu) ke zkoumané tkáni, čehož bylo úspěšně dosaženo.

Zobrazování pomocí virtuálně nekонтastní techniky je slibným nástrojem pro každodenní klinickou rutinu. Mezi hlavní pozitiva se řadí trvalá dostupnost virtuálně

nativních obrazů, která v kombinaci s dvojrstvým spektrálním CT vede k podstatnému snížení expozice záření a ke zvýšení diagnostické hodnoty jednofázových CT skenerů.

V případě nahrazení reálně nativních obrazů, je nutné přezkoumat vztah vzniklý použitím virtuálně nekontrastní techniky na patologickou tkáň. Bylo ověřeno, že spolehlivost dekonvolučních algoritmů u kalcifikovaných tkání je zcela individuální v závislosti na vztahu zkoumané tkáně.

Mezi úskalí této bakalářské práce patří manuální výběr oblastí zájmu, v důsledku potenciální chyby zapříčiněná lidským faktorem a nízký počet pacientů pro vytvoření reálného výzkumu. Nízký počet pacientů je ovlivněn výběrem v rámci metodologie a velkou časovou náročností zpracování dat od jednoho pacienta. Motivací práce byla redukce radiační dávky, která při častém snímání zvyšuje riziko maligních tumorů. Mezi klady se řadí práce v nemocničním prostředí, která je časově i psychicky náročná. Skloubit vědeckou a klinickou praxi bývá velmi náročné, i přesto, že je ze strany vědců snaha vytvářet co nejlepší a uživatelsky nejpříjemnější prostředí a zjednodušovat tak práci v nemocnicích. Obecně biomedicína tvoří pilíř mezi medicínou a technikou, a proto bylo cílem poukázat na problematiku, na kterou lékaři v nemocnicích nemají časový prostor, seznámit odbornou veřejnost s touto problematikou a výsledky z této práce podpořit, případně vyvrátit předchozí výzkumy.

# Literatura

- [1] ŠEBLOVÁ, Jana, Jiří KNOR a. Urgentní medicína v klinické praxi lékaře. 2. dopl. vyd. Grada, 2018, 492 s. ISBN 978-80-271-0596-0. EAN 9788027105960.
- [2] COCHE, Emmanuel. Spectral CT Clinical case collection: Technical aspects of spectral CT. Philips Health System, 2019.
- [3] RÖNTGEN, Wilhelm Conrad. Ueber eine neue Art von Strahlen: Vorläufige Mittheilung. Würzburg: Stahel'sche K. Hof – und Universitätsbuch – und Kunsthandlung, 1896. Sonderabdruck aus den Sitzungsberichten der Würzburger Physik.
- [4] MORSTEIN, Vojtěch. *Lékařská fyzika a biofyzika*. Brno: Masarykova univerzita, 2018. ISBN 978-80-210-8984-6.
- [5] DENG, Francis, Charlie Chia-Tsong HSU a. Dual energy CT. rID: 31353. Dostupné také z: <https://radiopaedia.org/users/hsu?lang=us>.
- [6] DANE, Bari, Hersh PATEL, Thomas O'DONNELL, et al. Image Quality on Dual-energy CTPA Virtual Monoenergetic Images: Quantitative and Qualitative Assessment [online]. August 2018 [cit. 2019-11-18]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com.ezproxy.nottingham.ac.uk/science/article/pii/S1076633217305226?via%3Dihub>.
- [7] Lucie Súpová: Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat... [online]. 2013 [cit. 2019-11-11]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/>.
- [8] DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Ústav biomedicínského inženýrství, 2004. ISBN 80-214-2788-4.
- [9] FORNARO, Juergen, Sebastian LESCHKA, Dennis HIBBELN, Anthony BUTLER a Nigel ANDERSON. Dual – and multi-energy CT: approach to functional imaging: Insights into Imaging [online]. 2011, 2011(2) [cit. 2019-11-30]. ISSN 1869-4101. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs13244-010-0057-0>.
- [10] PELC, Norbert J. Dual Energy CT: Physics Principles [online]. In: s. 43 [cit. 2019-11-18]. EB006837. Dostupné z: <https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/35-9870-60838-480.pdf>. Departments of Radiology and Bioengineering Stanford University.
- [11] Ruby Henderson: CONVENTIONAL AND SPIRAL/HELICAL CT [online]. In: 8.7.2017 [cit. 2019-11-15]. Dostupné z: <https://slideplayer.com/slide/10407630/>.
- [12] SAUTER, Andreas P., Daniela MUENZEL, Julia DANGELMAIER, Rickmer BRAREN, Franz PFEIFFER, Ernst J. RUMMENY, Peter B. NOËL a Alexander A. FINGERLE. Dual-layer spectral computed tomography: Virtual non-contrast in comparison to true non-contrast images. *European Journal of Radiology*. Elsevier, July 2018, 108-114. DOI: 10.1016.



- [13] GAILLARD, Frank a Andrew MURPHY. *Image reconstruction (CT): Reconstruction algorithms*. rID: 51829. Dostupné také z: <https://radiopaedia.org/articles/dual-energy-ct-2?lang=us>.
- [14] MURPHY, Andrew. *Virtual non-contrast imaging: Clinical applications*. rID: 66311. Dostupné také z: <https://radiopaedia.org/articles/virtual-non-contrast-imaging?lang=us>.
- [15] LAKSHMI, Ananthkrishnan, Rajiah PRABHAKAR, Richard AHN, et al. Spectral detector CT-derived virtual non-contrast images: comparison of attenuation values with unenhanced CT. *Abdominal Radiology*. 3. 2017, (42), 702–709. DOI: 10.1007/s00261-016-1036-9. Dostupné také z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00261-016-1036-9>. Online ISSN 2366-0058.
- [16] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálu*. 2. upr. a rozšíř. vyd. Vysoké učení technické v Brně: VUTIUM, 2002. ISBN 80-214-2911-9.
- [17] FIESELMANN, Andreas, Markus KOWARSCHIK, Arundhuti GANGULY, Joachim HORNEGGER a Rebecca FAHRIG. Deconvolution-Based CT and MR Brain Perfusion Measurement: Theoretical Model Revisited and Practical Implementation Details. *International journal of biomedical imaging*. 2011. DOI: 10.1155/2011/467563. PMID: 21904538.
- [18] TOEPKER, Michael, Thomas MORITZ, Bernhard KRAUSS, et al. Virtual non-contrast in second-generation, dual-energy computed tomography: Reliability of attenuation values. *European Journal of Radiology*. 3, 2012, (81), e398-e405. DOI: 10.1016.
- [19] YOOKYUNG, Kim, Young Yoo SEON, Kim YOOKYUNG, Mi Joo CHOI, Sung Shine SHIM, Jeong Kyong LEE a Seung Yon BAEK. Dual-Energy CT in the Assessment of Mediastinal Lymph Nodes: Comparative Study of Virtual Non-Contrast and True Non-Contrast Images. *Korean Journal of Radiology*. The Korean Society of Radiology, 2013, 14(3). DOI: 10.3348. ISSN 532-539.
- [20] FREITINGER SKALICKÁ, Zuzana, Jiří HALAŠKA, Renata HAVRÁNKOVÁ, et al. Radiobiologie: OCHRANA PŘED ÚČINKY IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ [online]. [cit. 2019-12-07]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/7-kapitola.html>.
- [21] Kost: Kostní tkáň. In: Wikipedie: Otevřená encyklopedie [online]. 2019 [cit. 2019-12-27]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Kost>. ELIŠKOVÁ, Miloslava; NAŇKA, Ondřej. *Přehledová anatomie*. Praha: Karolinum, 2006. 309 s. ISBN 80-246-1216-X.
- [22] Nemocnice na Homolce: Příprava pacienta před CT vyšetřením [online]. [cit. 2019-12-07]. Dostupné z: <https://www.homolka.cz/nase-oddeleni/11635-diagnosticky-program/11635-radiodiagnosticke-oddeleni-rdg/11780-nase-sluzby/11782-ct-vypocetni-pocitacova-tomografie/priprava-pacienta-pred-ct-vysetrenim/>.
- [23] KAŠPÁRKOVÁ, Kristýna. *ŽÁROVÉ NÁSTŘIKY BIOKERAMIKY: Kovové implantáty*. Brno, 2018. Bakalářská. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ, FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ. Vedoucí práce Ing. Jaroslav Kubíček. ÚSTAV STROJÍRENSKÉ TECHNOLOGIE.

- [24] Studio Forbio: Rehabilitační a alternativní medicína [online]. [cit. 2019-12-27]. Dostupné z: <https://www.forbio.cz/vysetreni/>.
- [25] VÁLEK, Vlastimil. CT jater: Anatomie [online]. Valtice, 2012 [cit. 2019-12-27]. Dostupné z: <https://www.fnbrno.cz ›ct-jater-proc-vsem-delat-ct>. Adiologická klinika FN Brno a LF MU v Brně.
- [26] OMNIPAQUE™ (iohexol) Injection [online]. GE Healthcare Inc., Marlborough, MA 01752 U.S.A.: GE Healthcare, 2017 [cit. 2019-11-30]. Reference ID: 4080358. Dostupné z: [https://www.accessdata.fda.gov/drugsatfda\\_docs/label/2017/018956s0991b1.pdf](https://www.accessdata.fda.gov/drugsatfda_docs/label/2017/018956s0991b1.pdf).
- [27] Ultravist®: Experience and versatility for today's radiology practice: An integral part of our Computed Tomography (CT) portfolio, Ultravist® is a proven X-ray contrast medium with a broad range of FDA-approved indications. [online]. 2019, October 2019, 6 [cit. 2019-11-30]. Dostupné z: <https://www.radiologysolutions.bayer.com/products/contrast-agents/ultravist-injection>. Bayer HealthCare.
- [28] Optiray 350: Optiray 240, Optiray 300, Optiray 320, Optiray 350 [online]. 2018(4) [cit. 2019-11-30]. Dostupné z: <https://www.drugs.com/mtm/optiray-350.html>.
- [29] Philips Healthcare: Philips IQon Spectral CT: A Conversation with Oren Zarchin [online]. In: 12. 1. 2015 [cit. 2019-11-25]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=ulG-8tdDbhQ>.
- [30] Philips: Computed tomography machines & solutions [online]. 2014 [cit. 2019-11-25]. Dostupné z: <https://www.philips.cz/healthcare/product/HCNOCTN284/iqon-spectral-ct>.
- [31] JORDAN, David Walter, Kuan-Hao SU a Steven VAN HEDENT. Machine learning-based dual-energy CT parametric mapping. *Physics in Medicine and Biology*. 2018, 16. DOI: 10.1088/1361-6560/aac711.
- [32] RASSOULI, Negin, Hamid CHALIAN, Prabhakar RAJIAH, Amar Dhanantwari, DHANANTWARI a Luis LANDERAS. Assessment of 70keV virtual monoenergetic spectral images in abdominal CT imaging: A comparison study to conventional polychromatic 120kVp images. Springer Science+Business Media New York. USA, 2017, 9. DOI: 10.1007/s00261-017-1151-2.
- [33] Anatomické názvosloví: Základní roviny. In: WikiSkripta [online]. 3.1. 2019 [cit. 2019-11-25]. Dostupné z: [www.wikiskripta.eu/w/Anatomick%C3%A9\\_n%C3%A1zvoslov%C3%AD](http://www.wikiskripta.eu/w/Anatomick%C3%A9_n%C3%A1zvoslov%C3%AD).
- [34] PROCHÁZKA, Bohumír. *Stručná biostatistika pro lékaře*. Univerzita Karlova v Praze: Karolinum, 2015, 125 s. ISBN 978-80-246-2783-0.
- [35] MCCOLLOUGH, Cynthia H., Shuai LENG, Joel G. FLETCHER a Lifeng YU. Dual – and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *RSNA: Radiology*. 2015, 276(3), 637–653. DOI: 10.1148.
- [36] PADOLE, Atul, Sarabjeet SINGH, Diego LIRA, et al. Assessment of Filtered Back Projection, Adaptive Statistical, and Model-Based Iterative Reconstruction for Reduced Dose Abdominal Computed Tomography. *Journal of computer assisted tomography*. 2015, 462-467. DOI: 10.1097/RCT.0000000000000231.