



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

Porovnání CT a MR zobrazení u onemocnění GIT

Comparison of CT and MR Imaging of GIT Diseases

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Autor bakalářské práce: Jan Dědina

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Ondřej Krahula, MBA

Kladno 2020



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Dědina** Jméno: **Jan** Osobní číslo: **474113**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**
Studijní program: **Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Porovnání CT a MR zobrazení u onemocnění GIT

Název bakalářské práce anglicky:

Comparison of CT and MR Imaging of GIT Diseases

Pokyny pro vypracování:

Předmětem této bakalářské práce bude porovnání výpočetní tomografie a zobrazení magnetickou rezonancí u konkrétních onemocnění gastrointestinálního traktu. V teoretické části bude popsán princip výpočetní tomografie a magnetické rezonance, bude rozebrána problematika využití kontrastních látek, přičemž u obou zobrazovacích metod bude kladen i důraz na úlohu radiologického asistenta. Dále budou charakterizována a popsána onemocnění gastrointestinálního traktu. V praktické části práce budou zpracovány jednotlivé kazuistiky, které budou následně detailně popsány. V této části také bude popsána metodika celé práce. Veškeré výsledky následně budou diskutovány a shrnuty.

Seznam doporučené literatury:

- [1] VOMÁČKA, Jaroslav, Zobrazovací metody pro radiologické asistenty, ed. Druhé, doplněné vydání, Univerzita Palackého v Olomouci, 2015, ISBN 9788024445083
- [2] SÚKUPOVÁ, Lucie, Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi, ed. , Praha: Grada Publishing, 2018, ISBN 978-80-271-0709-4
- [3] ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL, Protokoly MR zobrazování, ed. 2. ed. , Praha: Galén, 2015, ISBN . ISBN 9788074921797

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Mgr. Ondřej Krahula, MBA

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

MUDr. Tomáš Tůma

Datum zadání bakalářské práce: **17.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**


prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc., MBA, dr.h.c.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem: Porovnání CT a MR zobrazení u onemocnění GIT vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 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.

V Praze dne 25.05.2020

.....
Jan Dědina

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval především Mgr. Ondřeji Krahulovi, MBA, bez jehož cenných rad by tato práce nemohla vzniknout. Dále bych rád poděkoval také Kpt. MUDr. Tomáši Tůmovi, který byl důležitým konzultantem, za jeho konstruktivní připomínky.

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce je zaměřena na porovnání zobrazování vybraných gastrointestinálních onemocnění (Crohnovy choroby, HCC a kolorektálního karcinomu) pomocí CT a MR.

V teoretické části jsou popsána tři výše zmíněná onemocnění GIT a zobrazovací metody CT a MR – jejich princip, průběh rekonstrukce obrazu, přístrojovému vybavení, radiologické ochraně aj. Dále je věnována pozornost úloze radiologického asistenta při těchto úkonech.

V praktické části jsou představeny 3 reálné kazuistiky, u nichž proběhlo vyšetření na CT i MR. Poté jsou představeny výsledky vyšetření.

Následně jsou diskutovány přínosy a nevýhody obou metod ve všech třech případech.

Klíčová slova

Výpočetní tomografie, magnetická rezonance, radiologický asistent, gastrointestinální onemocnění, kontrastní látky, postup vyšetření.

ABSTRACT

This bachelor thesis is focused on the comparison of imaging of selected gastrointestinal diseases (Crohn's disease, HCC and colorectal cancer) using CT and MR.

The theoretical part describes three diseases (mentioned above) of the GIT and CT and MR imaging methods – their principles, the course of image reconstruction, instrumentation, radiological protection, etc. Attention is also paid to the role of the radiological assistant in these operations.

In the practical part, 3 real case studies are presented, in which examination on CT and MR took place. Then the results of the examination are presented.

Subsequently, the advantages and disadvantages of both methods in all three cases are discussed.

Keywords

Computed Tomography, Magnetic Resonance, Radiology Assistant, Gastrointestinal Diseases, Contrast Agents, Examination Procedure.

Obsah

1	Úvod.....	9
2	Cíle práce.....	10
3	Přehled současného stavu.....	11
3.1	Výpočetní tomografie.....	11
3.1.1	Princip CT.....	11
3.1.2	Rekonstrukce obrazu.....	13
3.1.3	Parametry CT skenování.....	15
3.1.4	Postprocessingové techniky.....	20
3.1.5	Kontrastní látky.....	24
3.1.6	Indikace a kontraindikace.....	25
3.1.7	Radiační ochrana na CT.....	26
3.2	Magnetická rezonance.....	27
3.2.1	Princip MR.....	28
3.2.2	Rekonstrukce MR obrazu.....	30
3.2.3	Přístrojové vybavení MR.....	32
3.2.4	MR sekvence.....	35
3.2.5	Artefakty MR obrazu.....	41
3.2.6	Kontrastní látky.....	42
3.2.7	Indikace a kontraindikace.....	43
3.3	Vybraná onemocnění gastrointestinálního traktu.....	44
3.3.1	Hepatocelulární karcinom (HCC).....	44
3.3.2	Kolorektální karcinom.....	46
3.3.3	Crohnova choroba.....	49

4	Metodika.....	52
4.1	Kazuistika č. 1.....	52
4.2	Kazuistika č. 2	53
4.3	Kazuistika č. 3	54
5	Výsledky.....	56
5.1	Kazuistika č. 1 – Pacient s Crohnovou chorobou	56
5.2	Kazuistika č. 2 – Pacient s hepatocelulárním karcinomem.....	59
5.3	Kazuistika č. 3 – Pacientka s kolorektálním karcinomem.....	63
6	Diskuze	67
7	Závěr	70
8	Seznam použitých zkratk.....	72
9	Seznam použité literatury	74
10	Seznam použitých obrázků	77
11	Seznam použitých tabulek.....	78
12	Seznam příloh.....	79

1 ÚVOD

Tato bakalářská práce se zabývá porovnáním různých zobrazovacích metod při onemocněních gastrointestinálního traktu, konkrétně byly vybrány metody výpočetní tomografie a magnetické rezonance.

V dnešní době lze využívat nejmodernější technologie při zobrazování různých onemocnění gastrointestinálního traktu, avšak ne pro každého pacienta platí stejná pravidla výběru. Tato práce se tedy věnuje představení obou zobrazovacích metod, základnímu popisu vybraných onemocnění GIT – tedy Crohnově chorobě, hepatocelulárnímu karcinomu a kolorektálnímu karcinomu – a postupu vyšetření pomocí CT a MR u daných onemocnění.

2 CÍLE PRÁCE

Cílem této bakalářské práce je představit dvě vybrané zobrazovací metody, konkrétně výpočetní tomografii (CT) a magnetickou rezonanci (MR) a porovnat jejich výhody a nevýhody při zobrazování vybraných onemocnění gastrointestinálního traktu za pomoci reálných anonymizovaných kazuistik, jejichž data poskytla nemocnice fakultního typu v Praze. Dílčím cílem této práce je popsat úlohu radiologického asistenta při zmíněných vyšetřeních.

3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU

3.1 Výpočetní tomografie

Jedná se o diagnostickou zobrazovací metodu, která umožňuje 3D zobrazení struktur bez vzájemného překryvu tkání a orgánů, jako tomu je u 2D zobrazovacích modalit (skiografie, mamografie) [3].

První generace výpočetní tomografie neboli CT, se objevila na začátku sedmdesátých let 20. století. Od první generace CT došlo k velkému pokroku. Zlepšilo se prostorové rozlišení, počet detektorů, které sbírají data ve více řezech najednou a doba rotace rentgenky, která se dnes otočí až 3x za sekundu, což výrazně snižuje akviziční čas [3].

CT je dnes nepostradatelnou vyšetřovací metodou ve většině zdravotnických zařízeních.

3.1.1 Princip CT

Výpočetní tomografie je vyšetřovací metoda, která využívá rozdílnou absorpci rtg. záření v různých tkáních. Rentgenka emituje úzce kolimovaný svazek záření ve tvaru vějíře, který prochází pacientem, po průchodu pacientem je záření zeslabeno a dopadá na detektory umístěné naproti rentgence. Detektory zeslabené záření registrují a převádí na elektrický signál, který je následně zpracováván v počítači. Díky rotující sestavě rentgenka–detektory máme k dispozici mnoho expozic z různých úhlů, ze kterých se s pomocí matematických rekonstrukcí zrekonstruuji řezy lidským tělem a vznikne 3D obraz vyšetřované oblasti [1, 3, 11,].

Šířku řezu nám stanovuje šířka detektorů a rychlost otáčení soustavy. Matematické rekonstrukce máme k dispozici dvě, a to filtrovanou zpětnou

projekci a iterativní rekonstrukci. Dnes jsou nejčastěji vyráběna spirální multidetektorová CT. Zatímco multidetektorové CT značí uložení detektorů ve více řadách, jež umožňují snímání více řezů při jedné otáčce, spirální CT značí současný posun stolu při rotaci soustavy rentgenka–detektory [3].

Rentgenka funguje na principu spirálovitého neboli šroubovitého otáčení kolem pacientova těla. Díky těmto parametrům trvá vyšetření kratší dobu a máme k dispozici podrobné a tenké řezy [3].

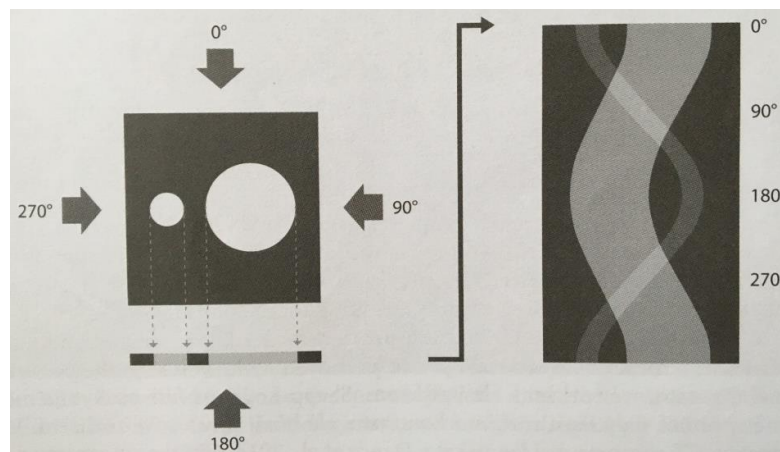
Obraz vzniká na podkladě hodnot denzity daných tkání, tyto hodnoty nazýváme Hounsfieldovy jednotky (HU), které se pohybují v rozmezí od -1000 HU do +3096 HU. Nejvýznamnější hodnoty jsou -1000 HU pro vzduch, 0 HU pro vodu a největší hodnotu +3096 HU představují kovy. Platí, že čím je absorpce rtg. záření vyšší, tím je bod světlejší. Jelikož jsou tkáně zobrazovány ve stupních šedi a lidské oko jich rozpozná zhruba 16, je v průběhu vyšetření nutno pracovat s tzv. „okny“. Okna zobrazují pouze část šedé škály, kdy máme definovaný střed a šířku okna v HU. Nejčastěji jsou používána měkkotkáňová, plicní a kostní okna [1, 3, 8, 11, 12].

Tabulka 1 – Hodnoty HU pro různé tkáně a materiály [3, s. 122]

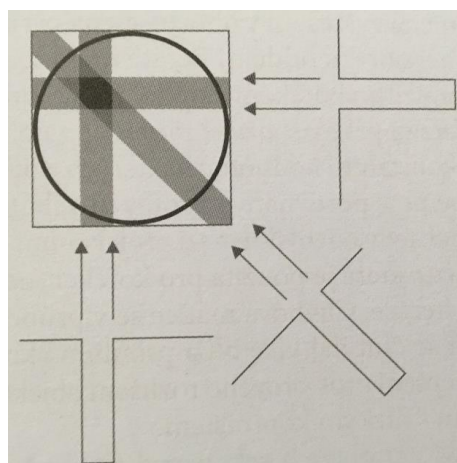
Tkáň	Průměrná hodnota HU	Rozsah hodnot HU
kompaktní kost	+1000	+300 až +2500
játra	+60	+50 až +70
krev	+55	+50 až +60
ledviny	+30	+20 až +40
svaly	+25	+10 až +40
mozek – šedá kůra	+35	+30 až +40
mozek – bílá kůra	+25	+20 až +30
voda	0	–
tuk	-90	-100 až -80
plíce	-750	-950 až -600
vzduch	-1000	–

3.1.2 Rekonstrukce obrazu

Základním parametrem je zde lineární součinitel zeslabení (μ), což je parametr, který nám udává, jak moc se rtg. záření po průchodu objektem zeslabilo. U CT je na základě několika projekcí z různých úhlů nasbíráno mnoho hodnot součinitelů zeslabení, které pak tvoří jednotlivé pixely, resp. voxely obrazové matice. Každým pootočením získáváme profil zeslabení. Zobrazením těchto profilů vzniká sinogram, jehož výstupem jsou pouze hrubá data. Pokud sinogram promítneme zpětně do matice, vzniká obraz vytvořený zpětnou projekcí [3, 15].



Obrázek 1 – Ukázka vzniku sinogramu [3, s. 119]



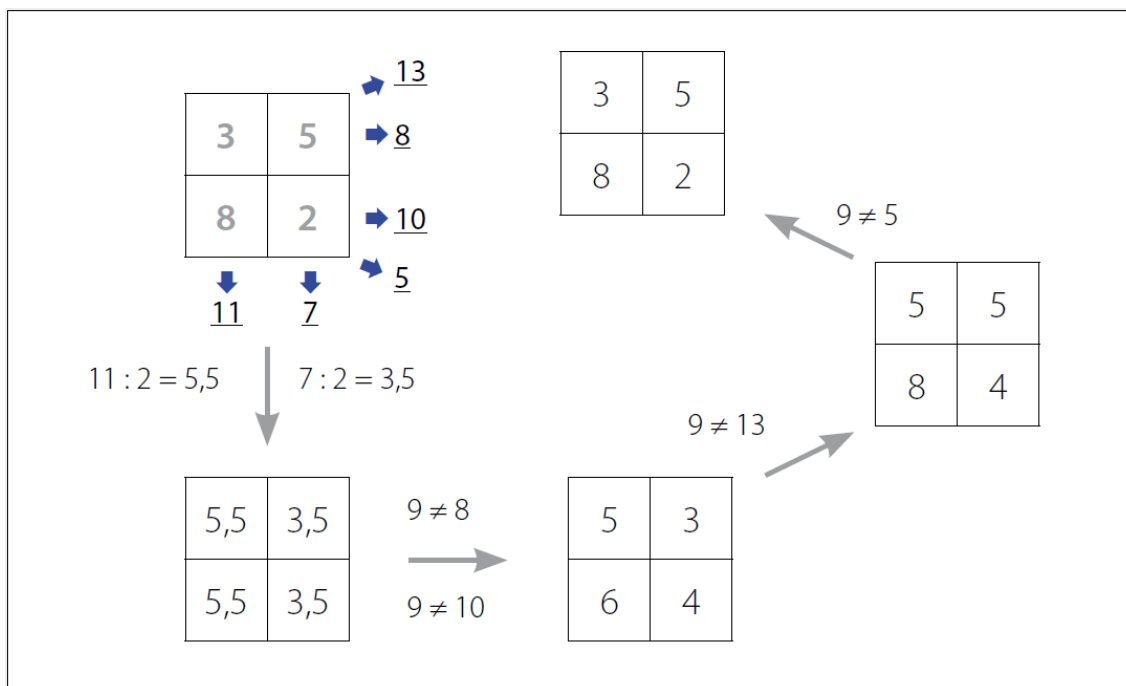
Obrázek 2 – Zpětná projekce profilů zeslabení do matice obrazu [3, s. 119]

Tato projekce sama o sobě není příliš vhodná, jelikož při ní vzniká velké množství hvězdicových artefaktů. K jejich odstranění se používají ramp filtry,

keré data ještě před zpětným promítnutím do matice filtrují. Tato technika se nazývá filtrovaná zpětná projekce a v minulosti byla nejvyužívanější rekonstrukční obrazovou metodou u CT. Filtrovaná zpětná projekce disponuje lepším prostorovým rozlišením, ale vyšším šumem. Kromě zpětné filtrované projekce existuje ještě iterativní rekonstrukce. Iterativní rekonstrukce je dnes nepoužívanější rekonstrukční metodou na CT a dokáže na základě postupných aproximací snížit šum v obraze nebo získat lepší kvalitu obrazu a zároveň snížit dávku záření. Oproti filtrované zpětné projekci zde nevznikají hvězdicové artefakty. Její nevýhodou je vysoká výpočetní náročnost [3, 15].

Iterativní rekonstrukce pracuje v následujících krocích:

1. „Stanoví se počáteční (výchozí) odhad obrazu příčného řezu – 0. aproximace. Tato počáteční aproximace může být v zásadě libovolná – třeba i nulové nebo konstantní hodnoty ve všech bodech. Pro rychlou konvergenci dalších iterací je však výhodnější, aby se již počáteční aproximace aspoň částečně podobala skutečnému obrazu. Jako výchozí se proto nejčastěji používá obraz vzniklý zpětnou projekcí (popsanou výše), o němž víme, že je zpravidla dobrou aproximací skutečného obrazu.
2. Porovnáním matematicky simulovaných projekcí tohoto obrazu se skutečně nasnímanými projekcemi pro jednotlivé úhly se stanoví příslušné odchylky pro jednotlivé buňky obrazu.
3. Na základě těchto diferencí se provedou příslušné opravy v bodech původního obrazu – vznikne 1. aproximace.
4. Body 2 a 3 se cyklicky opakují – těmito iteracemi vzniká postupně 2., 3., n-tá aproximace, které by měly stále lépe a přesněji vystihovat skutečnou distribuci radioindikátoru v příčném řezu vyšetřovaným objektem.“ [4, kap. 4.3].



Obrázek 3 – Princip iterativní rekonstrukce, zjednodušeno pro obrazovou matici 2 x 2 pixely [19, s. 171]

3.1.3 Parametry CT skenování

V posledních několika letech se v radiologických studiích stále více klade důraz na snižování dávky ionizujícího záření, které pacient během vyšetření obdrží. Navzdory rostoucímu povědomí radiologů zavedení každé nové generace CT skenerů vyústilo ve skenovací protokoly, které jsou stále složitější. Práci radiologa je rozumět všem faktorům a parametrům, které mohou ovlivnit dávku záření a kvalitu obrazu a chápat, jak je lze změnit za účelem snížení dávky. Následující parametry může radiolog měnit, aby snížil dávku záření, kterou pacient obdrží [10].

3.1.3.1 Rotační doba rentgenky

Rotační doba rentgenky je doba, kterou rentgenka uvnitř gantry potřebuje k tomu, aby společně s detektorem provedla rotaci o 360° . Dnes se doba rotace rentgenky pohybuje v rozmezí 0,25 až 1 s. Pomalejší rotace rentgenky nám poskytuje větší množství rtg. fotonů v dané oblasti pacientova těla, díky čemuž se sníží šum,lepší prostorové rozlišení, ale prodlouží doba vyšetření. Rychlá

rotace rentgenky se využívá při vyšetření rychle se pohybujících struktur (např. srdce) nebo neklidných pacientů [3, 10].

Krátká doba rotace rentgenky vyžaduje vyšší nároky na CT z technického hlediska. Rentgenka musí s kratším časem vyprodukovat více rtg. fotonů a detektor musí být schopen je detekovat, aby nedošlo k významnému snížení prostorového rozlišení [3, 10].

3.1.3.2 Napětí rentgenky

Napětí rentgenky je rozdíl potenciálů mezi anodou a katodou rentgenky, tj. napětí, kterým jsou elektrony vycházející ze žhavené katody urychlovány. Napětí rentgenky určuje maximální energii fotonů [3, 10].

Typické hodnoty při CT vyšetřeních jsou 80–140 kV, obvykle 120 kV. Změna napětí má za následek změnu absorpce v různých materiálech, což ovlivňuje kontrast, šum a dávku, kterou pacient obdrží. Obecně platí, že pro objemově velké pacienty se používají vyšší hodnoty kV, jinak by fotony neměly dostatečnou penetraci. Nižší hodnoty kV se používají především pro dětské pacienty, kde je kladen důraz na co nejmenší obdrženou dávku [3, 10].

3.1.3.3 Proud rentgenky

Zvýšení proudu (mAs) vede ke zlepšení kvality obrazu, snížení šumu obrazu a zvýšení dávky pacienta. V zásadě platí lineární vztah mezi proudem a dávkou pacienta. Hodnotu (mAs) lze nastavit ručně. To se využívá u obézních pacientů nebo u dětí, ale většinou se využívá software pro automatickou modulaci proudu. Ten automaticky zvyšuje mAs v částech těla s největším útlumem a snižuje mAs v těch částech těla, kde je útlum nižší. Software obvykle zvyšuje mAs v ramenou a kyčlích a snižuje mAs v břiše a hrudníku. Ve většině

případů automatická modulace proudu snižuje dávku pacienta a minimalizuje artefakty [3, 10].

3.1.3.4 Pitch faktor

„Při spirálním skenování, tj. když rotuje rentgenka a zároveň se pohybuje vyšetřovací stůl s pacientem, jsou data nabírána spirálně. Velikost překrytí spirálně nabíraných dat nebo vzdálenost mezi sousedními řezy se udává jako pitch faktor. Pitch faktor je definovaný jako poměr velikosti posunu stolu (mm) na jednu rotaci rentgenky (360°) a celkové kolimace rtg. svazku (mm). U multidetektorových CT odpovídá celková kolimace aktivní šířce detektorů. Matematicky je pitch faktor definován následovně:

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

kde posun stolu je v mm, N je počet paralelně nasbíraných řezů a T je tloušťka nasbíraných řezů (mm).“ [3, s. 124]

Vyšší hodnota pitch faktoru znamená rychlejší posun stolu a tím pádem kratší skenovací dobu. Na druhou stranu rychlejší posun stolu má za následek menší množství rtg. fotonů, čímž se zvyšuje šum a klesá rozlišovací schopnost. Jedinou výhodou při vyšším pitch faktoru je menší dávka pacientovi, a to kvůli nižší interakci fotonů. Nevýhoda vyššího pitch faktoru je menší náběr dat v důsledku většího roztažení šroubovice [3].

Nižší hodnota pitch faktoru znamená vyšší dávku pro pacienta za předpokladu, že není změněn žádný jiný expoziční parametr. U většiny moderních CT přístrojů toto není možné splnit, jelikož používají automatickou modulaci proudu [3].

V dnešní době je sběr dat optimalizován tak, aby množství interagujících fotonů odpovídalo kvalitě obrazu. Pokud se zvýší pitch faktor, zvýší se i proud a naopak. Proto v dnešní době automaticky nedochází ke snížení dávky pacientovi při zvýšení hodnoty pitch faktoru [3].

3.1.3.5 Konfigurace detektoru

Konfigurace detektoru je dalším parametrem, který ovlivňuje konečný obraz z CT vyšetření, jedná se o termín zahrnující počet datových kanálů použitých v ose Z a „efektivní tloušťku detektoru“ každého datového kanálu. Různé typy detektorů od různých výrobců mají různě zahrnuté detekční kanály a konfigurace detektorů se může lišit [3, 10].

Datové kanály přenášejí signál z jednotlivých datových elementů dále ke zpracování. Počet datových kanálů bývá stejný, jako je maximální možný počet nabíraných řezů. Výjimkou jsou CT skenery s tzv. plovoucím ohniskem, které dokáží nabírat dvojnásobný počet řezů díky dvojitému vzorkování (double-sampling). Data z datových kanálů mohou být použita nezávisle, nebo mohou být sjednocena z několika kanálů do jednoho. Díky tomu máme spoustu možností nastavení detekčních elementů (datových kanálů), jenž se týkají tloušťky a počtu nabíraných řezů [3, 10].

Tloušťka řezu ovlivňuje kolimaci i skenovací dobu. Platí, že čím větší je tloušťka řezu, tím větší je kolimace, tedy pokrytí delší skenované oblasti a snížení skenovací doby. Větší kolimace má za následek více rozptýlených fotonů a tím i menší rozlišení [3, 10].

Obecně chceme použít co nejmenší tloušťky řezů, ze kterých můžeme zrekonstruovat jiné tloušťky řezů. Pokud máme datový kanál o velikosti 2,5 mm, nelze zrekonstruovat řez menší než 2,5 mm. Datové kanály o malé tloušťce

znamenaají větší dávku pacientovi, proto je nutný kompromis mezi kvalitou obrazu a velikostí dávky [3, 10].

3.1.3.6 Rekonstrukční kernel

Rekonstrukční kernel je výpočetní algoritmus, který pracuje s naměřenými hrubými daty a kompenzuje artefakty při použití zpětné projekce. Ve výsledném obrazu ovlivňuje vyhlazení (smoothing) a detaily (sharpening). Existuje mnoho kernelů od vyhlazovacích až po ostřicí či frekvenčně závislé [3].

Vysokofrekvenční algoritmy (high spatial frequency algorithm) jsou využívány při vyšetření s vysokou rozlišovací schopností, např. HRCT plic nebo kosti skalní. Nízkofrekvenční neboli také měkkotkáňové algoritmy (low spatial frequency algorithm) se používají při vyšetření krku, mediastina a dutiny břišní [3, 8, 10].

3.1.3.7 Tloušťka rekonstruovaného řezu

Víceřadé spirální CT skenery nabírají data volumetricky, tzn. nejedná se o řezy, ale bloky dat. Z nasbíraných dat se následně zrekonstruují příslušné řezy: axiální, koronální a sagitální. Rekonstruovaná šířka řezu však nemůže být menší, než je šířka detekčního elementu. U techniky sjednocení detekčních elementů jsou dva detekční elementy myšleny jako jeden a nejmenší možná šířka řezu, kterou lze zrekonstruovat. Jak se tloušťka řezu zmenšuje, snižuje se také počet fotonů v každém voxelu, což vede ke zvýšenému šumu v obraze. Pro udržení konstantní úrovně šumu v obraze s menší tloušťkou řezu musí být zvýšena dávka, kterou pacient obdrží. Se zavedením automatické modulace proudu může být kompromis mezi dostatečnou kvalitou obrazu, malou šířkou řezu a dávkou, kterou pacient obdrží, složitý, takže i proto by se měla tloušťka rekonstruovaného řezu volit s ohledem na dávku. Výhodou menších řezů je nižší výskyt artefaktů částečného objemu (partial volume artifact). Obecně platí,

že čím větší je použitá rekonstruovaná tloušťka řezu, tím nižší je dávka pacienta [3, 10].

3.1.4 Postprocessingové techniky

Techniky multidetektorové výpočetní tomografie a volumetrické vykreslování dat byly vždy užitečnou podporou při anatomických a patologických studiích. Postprocesing umožňuje radiologickému asistentovi rekonstruovat objemová data získaná během CT vyšetření a tím zvýšit prostorové rozlišení [13].

3.1.4.1 Multiplanární rekonstrukce (MPR)

MPR je nejčastěji používanou rekonstrukční technikou, která poskytuje dvourozměrné obrázky. Přeformátované obrazy orientované podél lineárních rovin jsou generovány extrahováním a zobrazováním pouze těch voxelů, které jsou umístěné na stejné rekonstrukční ploše. Následující rekonstrukce přerušované nebo zakřivené čáry jsou tvořeny podobným způsobem, ale obrazová data musí být interpolována mezi sousedními voxely [3, 8, 13, 15].

Díky této renderovací technice je možné reprezentovat na jednom obrázku různé anatomické struktury, které se vyvíjejí na více rovinách. Výběr různých rekonstrukčních rovin probíhá interaktivním způsobem na pracovní stanici [8].

Je také důležité vzít v úvahu symetrické uložení pacienta. Například pacient s patologií krku může při vyšetření lebky zaujmout pozici hlavy ve flexi nebo rotaci, která ovlivňuje správné umístění během sběru dat, a tedy i konečný výsledek. MPR mají v takových případech velký význam, a to díky sklápění rovin podle anatomické struktury, což umožňuje zpětné zpracování symetrických podmínek, jejich následné srovnání a usnadnění hodnocení [13].

MPR mají obvykle tloušťku ekvivalentní voxelu. Je však možné vytvořit řadu obrázků pomocí větší tloušťky ve srovnání s původními obrázky, při provádění průměrných různých intenzit voxelu, které odpovídají různým po sobě jdoucím řezům, tzv. projekce průměrné intenzity (Ave-IP) [13].

Je však třeba zdůraznit, že nadměrná tloušťka MPR může vést k efektům částečného objemu, vzhledem k malé velikosti anatomických struktur. Musí tedy existovat kompromis mezi šumem a tloušťkou rekonstrukce, podle velikosti anatomické struktury, která se vyšetřuje [13].

Axiální řezy o určité denzitě zpracovává počítač, přičemž výsledkem je multiplanární rekonstrukce [3, 8, 13, 15, 17, 18].

3.1.4.2 Maximum intensity projection (MIP)

V tomto případě se jedná o nezastupitelnou 3D rekonstrukční techniku cévního systému. Použití MIP vyžaduje výběr objemu a prostorové orientace provedený operátorem. Ve výsledném obraze budou použity pouze sady voxelů s vyšší intenzitou/hustotou, seřazené podél vybraného směru ve vybrané oblasti [3, 8, 15].

Ve vybraném objemu pro každou sadu voxelů seřazených podél vybraného směru budou vybrány pouze ty s vyšší intenzitou/hustotou, informace týkající se ostatních voxelů se vyřadí. Eliminace voxelů s nemaximální intenzitou určují ztrátu informace týkající se prostorové hloubky a kontrastu mezi objekty s různou denzitou/hustotou v rekonstruovaném objemu [3, 8, 15].

Pro odlišení kalcifikací nebo lumen tepny je zapotřebí odečíst kostní či jiné denzní struktury [3, 8, 15].

3.1.4.3 Minimum intensity projection (MinIP)

Projekce minimální intenzity (MinIP) je metoda vizualizace dat, která umožňuje detekci struktur s nízkou densitou v daném objemu. Algoritmus používá všechna data v objemu zájmu k vytvoření jediného obousměrného obrazu, který vzniká promítáním voxelů s nejnižší hodnotou v každém pohledu objemu na 2D obraz [3, 13, 16].

MinIP je užitečný především k zobrazení tracheobronchiálního stromu [8, 16, 18].

3.1.4.4 Povrchové rekonstrukce (SSD a VE)

Technika **SSD** (shaded surface display) poskytuje trojrozměrný obraz představující zevní povrch požadované struktury v objemu získaných dat. Trojrozměrné zobrazení je nakonec získáno v podobě, jako by struktura byla osvětlena jedním nebo více zdroji virtuálního vnějšího osvětlení [8, 13].

Trojrozměrné znázornění požadovaných struktur vyžaduje výběr prahové hodnoty pro minimální hustotu voxelů, které mají být zobrazeny v konečném obrazu, zatímco voxely s nižší hustotou, než prahová hodnota budou zahozeny. Tento výběrový postup, nazývaný segmentace, může představovat různou složitost ve vztahu ke kontrastu struktury, která musí být zobrazena. Rekonstruovaný obraz bude tvořen povrchy odpovídajícími rozhraní mezi voxely s intenzitou vyšší než práh a voxely s nulovou výslednou intenzitou. Prahová hodnota je průměrem hodnot hustoty reprezentované struktury a hodnot okolních struktur. Při znázornění obličejové kostry je dobrý kompromis při výběru prahové hodnoty zvolit 150 HU, je však třeba si uvědomit, že v reálném rozměru budou zastoupeny pouze struktury o tloušťce větší, než je tloušťka průřezu. Relativně malé nebo tenké detaily, zejména pokud jsou orientovány rovnoběžně s rovinou skenování, mohou ztratit kontrast kvůli

efektu částečného objemu, dokud zcela nezmizí. Efekty částečného objemu mohou být neúplně kompenzovány snížením prahové segmentace. Příliš nízká prahová hodnota způsobuje výskyt tzv. „létajících pixelů“ souvisejících s voxely, které budou při překročení prahové hodnoty v konečném obraze překrývat jiné anatomické struktury. Naopak nadměrnému zvýšení prahové hodnoty odpovídá větší výskyt kostních pseudodefektů [8, 13].

VE (virtuální endoskopie) je metoda zobrazující vnitřní povrch dutých orgánů. Nejvíce se využívá pro zobrazení tlustého střeva (virtuální kolonoskopie) a dýchacích cest (virtuální bronchoskopie). Touto metodou lze vyšetřovat orgány, ve kterých je dostatečný rozdíl v kontrastu mezi stěnou a obsahem. Rozdíl denzit mezi stěnou a orgánem je buď přirozený (vzduch v dýchacích cestách), nebo je ho docíleno podáním kontrastní látky. Dnešní systémy zvládnou automaticky vyhledat polypózní léze a fekální zbytky označené kontrastní látkou [8, 13, 18].

Výhodou VE je neinvazivita, zobrazitelnost lézí z různých úhlů, schopnost proniknout za stenózu nebo uzávěr a zobrazit tak komplexně vyšetřovanou oblast, zobrazení celé stěny a okolních orgánů. Nevýhodou VE je absence barevného rozlišení, nemožnost odběru histologického materiálu a radiační zátěž [8, 13, 18].

3.1.4.5 Volume rendering technique (VRT)

Technika objemového vykreslování (VRT) poskytuje 3D reprezentaci anatomických struktur a je zvláště užitečná tam, kde nelze zachytit anatomické struktury v rovinném obraze. Umožňuje zobrazení dat z vnější nebo vnitřní perspektivy na základě objemového datového souboru, jelikož využívá všechny informace obsažené v datech. Je generován histogram intenzity založený na voxelu a každému voxelu je přiřazeno několik parametrů [3, 8, 13, 17].

Ve VRT rekonstrukcích jsou hodnoty hustoty kontinuální a můžou se lišit od 0 % do 100 %. Při vytváření VRT obrazu určuje hustotní křivka opacitu (neprůhlednost) různých tkání ve vztahu k průměrné hustotě každého voxelu. Každému voxelu je tedy přiřazena nejen hodnota neprůhlednosti, ale také průhlednost a barva, v závislosti na jeho hustotě, jeho umístění a perspektivním směru, ve kterém je pozorován objem zkoumání [3, 8, 13, 17].

Vytváření objemově vykreslených obrázků vyžaduje sekundární zpracování a obrazy mohou být obecně vytvářeny během několika minut [3, 13, 15, 17].

3.1.5 Kontrastní látky

Kontrastní látka je látka, která zvyšuje nebo snižuje absorpční schopnosti měkkých tkání, díky ní jsme schopni rozlišit struktury, které by se normálně rozlišit nedaly [1, 5, 12].

Kontrastní látky (KL) se dělí podle mnoha kritérií. Základem jsou však pozitivní KL, které zvyšují absorpci rtg. záření (jodové a baryové) a negativní KL, které snižují absorpci rtg. záření (plyny a tekutiny) [1, 5, 12].

3.1.5.1 Pozitivní kontrastní látky

Jodové kontrastní látky – jejich chemický základ tvoří benzenové jádro a 3 atomy jodu. Dělí se na vodné a olejové. Vodné jsou nejčastěji používané, aplikují se nejčastěji intravenózně při CT vyšetřeních. Dle způsobu vylučování se dělí na hepatotropní (KL se vylučuje játry a žlučí) a nefrotropní (KL se vylučuje ledvinami). Olejové KL se používají ojedinelé, a to při zobrazování lymfatických cév a vývodů slinných žláz (sialografie) nebo při značení embolizačního materiálu. Kontrastní látky nesmí být aplikovány do cévního oběhu, kde by mohly způsobit embolii. Nejčastějším zástupcem je Lipidol [1, 5, 12].

Baryové kontrastní látky – základem je sloučenina barya, která je nerozpustná ve vodě, konkrétně se jedná o síran barnatý (BaSO_4). Pacientovi je KL podána ve formě suspenze, která obsahuje látky zabraňující rychlé sedimentaci a látky na zlepšení chuti. Aplikace je perorální nebo perrektální. Může se použít samostatně nebo v kombinaci s negativní KL při tzv. vyšetřování dvojím kontrastem. Využívá se v podstatě jenom na vyšetřování gastrointestinálního traktu. Při podezření na střevní obstrukci či perforaci nebo zvýšeném riziku aspirace je baryová KL kontraindikována. Nejběžnějším preparátem je Micropaque [1, 5, 12].

3.1.5.2 Negativní kontrastní látky

Negativní KL mají za úkol snížit absorpci rentgenového záření. Mezi nejčastěji používané negativní KL patří vzduch, oxid uhličitý a metylcelulóza. Samostatně se používá např. při CT enterografii a CT kolografii. Dnes jsou negativní KL používány spíše u dvojkontrastního vyšetření trávicí trubice, kdy se současně podávají s pozitivní baryovou KL, která na stěně trávicí trubice vytvoří jemný transparentní film, a negativní KL v podobě vzduchu vyplní lumen. Speciální metodou může být pneumoangiografie, která se provádí v případech alergie na jodovou KL, kdy se do periferní tepny dolní končetiny vpraví oxid uhličitý [1, 5, 12].

3.1.6 Indikace a kontraindikace

CT vyšetření je indikováno v případě, kdy je zapotřebí získat detailnější obraz zobrazované struktury pacientova těla, které nám rtg. snímek není možný zprostředkovat nebo se ví, že nebude přínosem [11].

Nejčastějšími indikacemi pro CT v oblasti hlavy jsou: cévní mozkové příhody (CMP), úrazy nebo nitrolební krvácení; v oblasti páteře: traumata a polytraumata; v oblasti srdce: zobrazení struktur srdce a koronárního řečiště,

dále pak diagnóza krvácení, abscesů a nádorových ložisek kdekoliv v těle, akutní a chronické změny plicního parenchymu, stanovování TNM stagingu nádorových onemocnění a následná kontrola onemocnění po léčbě, CT břicha a pánve s ředěnou kontrastní látkou per os a následnou aplikací KL i.v. Dále také vyšetření ledvin společně s vývodnými močovými cestami k určení urolitiázy a stenóz či nativní vyšetření kostí v důsledku osteoporóz [1, 5, 11].

CT vyšetření nemá žádné absolutní kontraindikace, to platí v případě nativního vyšetření. Relativními kontraindikacemi mohou být například těhotenství (musí se zvážit riziko a přínos) nebo alergie na jodovou kontrastní látku [1, 5, 11].

3.1.7 Radiační ochrana na CT

Všeobecným cílem radiační ochrany je snížit riziko vzniku stochastických účinků a zamezit vzniku deterministických účinků.

Při CT vyšetřeních je pacient vystaven několikanásobně vyšším dávkám než u klasických rtg. vyšetřeních. Je důležité, aby tyto potenciálně vysoké dávky byly udržovány na minimu pečlivým hodnocením protokolů, přísnými kritérii doporučení pro pacienty, používáním automatických kontrol expozice a výběrem technik skenování. Snížení dávky z CT vyšetření by mělo být optimalizováno úpravou parametrů skenování podle hmotnosti nebo věku pacienta. Dávka z CT vyšetření nezávisí jen na rozsahu zkoumané oblasti, ale dále také na napětí a proudu rentgenky, tloušťce vrstvy, pitch faktoru a doby rotace rentgenky, a proto je na místě zvolit vhodný protokol a jeho parametry [3].

Co se týče radiační ochrany personálu, z hlediska radiační ochrany spadá CT do pracoviště II. kategorie, které je definované jako kontrolované pásmo. Mohou zde pracovat pouze pracovníci kategorie A, kterým se povinně každý měsíc

vyhodnocuje osobní dozimetr a každoročně podstupují proškolení a přezkoušení v rámci radiační ochrany společně s preventivní lékařskou prohlídkou [11].

Radiologičtí asistenti se stejně jako u skiagrafických vyšetření zdržují mimo CT vyšetřovnu během expozice. Při CT intervencích a CT skiaskopii je nutné, aby byl personál vybaven ochrannou zástěrou, límcem pro ochranu štítné žlázy, ochrannými brýlemi a osobním dozimetrem. Při těchto výkonech je vhodné používat co nejnižší hodnoty proudu rentgenky pro snížení dávky pacienta i personálu [1, 3, 11].

3.2 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance je odvozena od nukleární magnetické rezonance (NMR), kterou v roce 1952 objevili vědci Edward Mills Purcell a Felix Bloch při pokusech s pevnými látkami a kapalinami, za tento jejich objev jim byla udělena i Nobelova cena. Rok poté, tedy v roce 1953, byl sestaven první přístroj využívající magnetickou rezonanci, ale nebyl využíván v medicíně. V oblasti medicíny se magnetická rezonance začala objevovat až v 70. letech 20. století, kdy se stala jednou z možných zobrazovacích metod. V roce 1972 americký lékař Raymond Damadian navrhl využít NMR jako tomografickou zobrazovací metodu. V roce 1976 byl zhotoven první MR tomogram lidského prstu a roku 1977 první tomogram hrudníku [1, 12].

Dnes je magnetická rezonance nenahraditelnou zobrazovací metodou díky své neinvazivitě, detailnímu zobrazení měkkých tkání a hlavně díky své nulové radiační zátěži, na rozdíl od CT, které pracuje na základě interakce rtg. záření s hmotou. U magnetické rezonance jsou informace o anatomických strukturách získávány na základě magnetického a elektromagnetického pole s vysokou frekvencí, v němž se pacient během vyšetření nachází. Do pacienta se během

vyšetření vysílají krátké radiofrekvenční impulsy a po ukončení impulsů jádra atomů v pacientově těle vysílají signál, který je snímán [1, 2, 12].

3.2.1 Princip MR

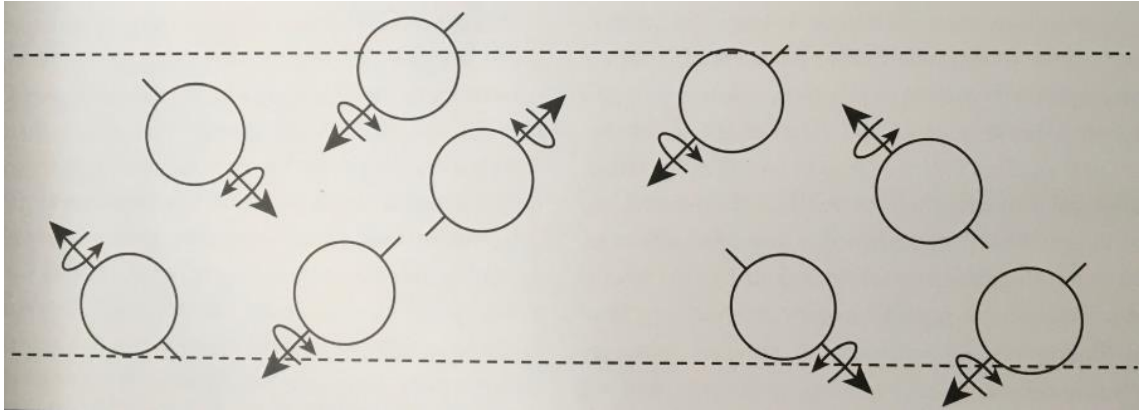
Jak již bylo krátce zmíněno výše, zobrazování magnetickou rezonancí využívá principu, kdy je pacient vložen do silného magnetického pole a do jeho těla jsou vysílány radiofrekvenční impulsy. Po skončení těchto impulsů se snímá signál, který jádra atomů vodíku v pacientově těle vytvářejí. Tento signál se poté měří a je použit při rekonstrukci obrazu [1, 5, 7, 12].

Atom vodíku se skládá z jádra obsahujícího jeden proton a dále pak z jednoho elektronu obíhajícího jádro. Proton má kladný náboj a rotuje kolem své osy, tzn. má spin. Proton, jakožto pohybující se nabitá částice, se chová jako magnet, který má svůj severní a jižní pól a vytváří zevní magnetické pole. Za normálních podmínek jsou osy protonů vodíků ve tkáni náhodné a jejich magnetické momenty se vzájemně ruší. Když ale vložíme vyšetřovanou tkáň do statického magnetického pole (označováno B_0), osy protonů se uspořádají paralelně a antiparalelně, přičemž paralelně uspořádaných protonů je o něco více než antiparalelních. Tkáň se navenek chová magneticky díky antiparalelně uspořádaným protonům, které jsou energeticky náročnější. Pokud by byl počet paralelních a antiparalelních protonů stejný, magnetický moment by se vyrušil a tkáň by byla magneticky neutrální [1, 7, 12].

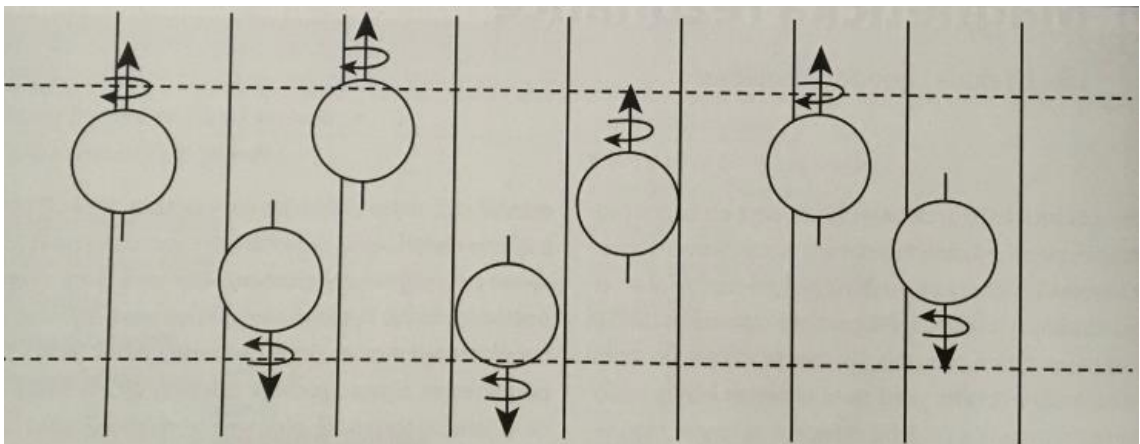
Precese je další jev, který vyvolává statické magnetické pole. Přirovnává se k pohybu dětské káči, kdy proton rotuje po obvodu pomyslného kužele, protony ale nerotují ve stejné fázi. „To znamená, že i když se každý proton otáčí po stejné kruhové dráze stejnou rychlostí, nachází se každý v tomtéž okamžiku na jiném místě kruhu (pohyb není koherentní).“ [1 s. 47] Ke sfázování protonů vyšleme do tkáně radiofrekvenční impuls o Larmorově frekvenci, která je stejná jako

frekvence precesních pohybů (pro 1 T je frekvence 42,58 MHz) a na základě rezonance dojde ke změně magnetického momentu (překlopení spinu většinou o 90°). Tím vzniká příčná magnetizace, která se dá na principu elektromagnetické indukce měřit pomocí přijímací cívky. Po skončení impulsu se protony vrací do svého původního stavu a jsou opět rozfázovány. Čas potřebný k tomu, aby se protony navrátily do původního stavu se nazývá relaxační čas. Rozeznáváme dva relaxační časy, a to T1 a T2. T1 relaxační čas je čas, za který se navrátí 63 % podélné magnetizace. Naopak T2 relaxační čas je čas, kdy vymizí 63 % příčné magnetizace. Relaxační čas závisí na typu vyšetřované tkáně. Obecně platí, že delší relaxační čas mají struktury, které obsahují hodně vody, zatímco struktury obsahující tuk mají relaxační čas krátký. Nicméně tyto časy se dají měřit jen nepřímo, a tak se v praxi zobrazují tzv. vážené T1 a T2 obrazy, které se poměřují [1, 5, 7, 12].

Dalším typem obrazu může být protonová denzita (PD), která je závislá na množství protonů v objemu vyšetřované tkáně. Po získání několika sérií radiofrekvenčních impulsů vzniká signál, který lze detekovat pomocí přijímacích cívek a také tak lze měřit jeho velikost. Přijímací cívka musí být umístěna co nejbližší vyšetřované oblasti, abychom získali co nejkvalitnější obraz, existují proto různé cívky pro danou oblast těla. Na výsledném obraze budou hypersignální struktury bílé a hyposignální tmavé. Pro získání informace, kde signál vznikl, nám pomáhají gradientní cívky. Ty nám slouží jako přídatná magnetická pole, která jsou vložena do statického magnetického pole ve třech rovinách, která jsou na sebe kolmá. Po zapnutí gradientních cívek se dá měnit síla B_0 tak, aby v žádném 3D prostoru nebyla stejná. Tím nám gradientní cívky definují rovinu řezu a šíři vrstvy [1, 5, 7, 12].



Obrázek 4 – Nahodilé magnetické momenty protonů [1, s. 47]



Obrázek 5 – Rovnoběžné uspořádání protonů, paralelní a antiparalelní postavení [1, s. 48]

3.2.2 Rekonstrukce MR obrazu

Rekonstrukce MR obrazu je velice složitý proces, při němž je zapotřebí znalost vyšší matematiky. Výsledný obraz je totiž závislý na dvou věcech: za prvé na výběru vrstvy a za druhé na kódování prostorových souřadnic. Výběr a šíři vrstvy definují již zmíněné gradientní cívký, které usměrňují magnetické momenty do rovin x , y , z . Kódování prostorových souřadnic probíhá buďto v horizontálním směru, nebo po trajektorii spirály. Zde se uplatňuje Fourierova transformace – jedná se o matematický algoritmus, který je schopen převádět signály z 3D prostoru lidského těla na 2D obraz. Místo, kde se shromažďují všechny nasbírané signály, se nazývá K-prostor. Ve středu K-prostoru je signál značně intenzivnější než na jeho periferiích. Moderní metody dokáží eliminovat periferní signály, čímž dochází ke zkrácení rekonstrukční doby a tvorby obrazu.

Kvalita výsledného obrazu se hodnotí pomocí kontrastu a prostorového rozlišení detailů. Konečný obraz je závislý na vnitřních a vnějších podmínkách, které jsou popsány níže [1, 5, 12].

Vnitřní podmínky

- a) **Spinová hustota** – je počet vodíkových protonů v jednotce objemu, přičemž síla signálu roste s jejich počtem. Největší výskyt vodíkových protonů je ve vodě, tucích a některých bílkovinách. Spinovou hustotu ovlivňuje síla statického magnetického pole – čím je síla vyšší, tím se aktivuje více vodíkových protonů [1].
- b) **Magnetická susceptibilita** – jedná se o dovednost určité tkáně působit magneticky. Feromagnetické a paramagnetické materiály jsou kladně susceptibilní, jelikož ve svém obalu mají nepárové elektrony. Dočasné magnetické pole vytvářejí látky paramagnetické, trvalé magnetické pole je potom tvořeno látkami feromagnetickými. Látky, které magnetické pole nevytvářejí, jsou diamagnetické a v jejich obalu je sudý počet elektronů [1].
- c) **Relaxační časy** – se liší typem tkáně. Má-li tkáň vysoký obsah vody, její relaxační čas bude dlouhý, zatímco relaxační čas tkání obsahující tuk nebo proteiny bude krátký [1].

Vnější podmínky

- a) **TR a TE časy** – změnou hodnot těchto sekvencí můžeme ovlivnit intenzitu signálu a volíme tím vážení T1 a T2 a PD sekvencí [1].
- b) **Velikost statického magnetického pole** – s druhou mocninou velikosti statického magnetického pole roste intenzita signálu, ale lineárně narůstá šum. Kvalita obrazu je závislá na homogenitě statického magnetického pole. Platí, že čím je větší homogenita, tím je lepší kvalita [1].

c) Velikost matice a šířka vrstvy – MR obraz je podobně jako CT tvořen pixely a voxely. Detailnější obraz je získán za použití voxelů s menším objemem, což ale vede ke zvýšení šumu v obrazu a, čímž se snižuje jeho kvalita.

Lepší rozlišení obrazu získáme při použití tenčích vrstev, nicméně dochází ke zvýšení šumu, který kvalitu obrazu snižuje. Proto se při běžných vyšetřeních volí šíře vrstvy 5-6 mm [1].

„**ŠUM** je tvořen nahodilými elektrickými mikroproudy z celého těla, mimo vyšetřovanou vrstvu. Určitý podíl na šumu obrazu mají i tepelné proudy v okolí“ [1, s. 51].

d) Počet excitací – vyšší počet excitací nám zajistí kvalitnější obraz, dochází však k prodloužení vyšetřovací doby [1].

3.2.3 Přístrojové vybavení MR

Mezi hlavní komponenty MR systému patří: silný magnet vytvářející statické magnetické pole (B_0); gradientní systém ze tří cívek, které vytvářejí lineární zkreslení pole v osách x, y a z a odpovídající zesilovače; radiofrekvenční (RF) vysílač s vysílací cívkou zabudovanou do skeneru; vysoce citlivý přijímač RF impulsů pro zachycení a zesílení MR signálu; další cívky, buďto přijímací, nebo cívky přepnuté do režimu vysílač/přijímač; řídicí počítač pro ovládání skeneru, pro vytváření MR obrazů a pro koordinaci všech procesů; další periferní zařízení, jako je kontrola stolu pacienta, elektrokardiografické zařízení (EKG) a monitory dýchání ke spuštění specializovaných MR sekvencí, chladič systém pro magnet, konzole druhého operátora (např. pro zpracování obrazu), nebo PACS (archivační a komunikační systém) a také vyšetřovací stůl, jenž je podobný jako u CT. Je vyroben z neferomagnetických materiálů a jeho nosnost je zhruba 150 kg [1, 7].

Rozdělení magnetů

- **Permanentní magnety**

Permanentní magnety se skládají z feromagnetických látek (Fe, Co, Ni) a vytvářejí magnetické pole, které je udržováno bez externího napájení. Permanentní magnety váží desítky tun a mohou generovat pole o maximální síle pouze 0,5 T. Stabilitu pole mohou narušit i malé změny teploty [1, 7, 12].

- **Supravodivé magnety**

Supravodivé magnety se skládají z cívky vyrobené ze slitiny niobium-titan (Nb-Ti), jejíž odolnost vůči proudu je prakticky eliminována, když je ochlazena na téměř absolutní nulu (přibližně -269 °C). V tomto supravodivém stavu, jehož je dosaženo použitím chladiv známých jako kryogeny (obvykle kapalné helium), proud, který byl kdysi indukován, proudí prakticky navždy. Jakmile je magnetické pole vytvořeno, je udržováno bez dalšího příkonu [1, 7, 12].

Pomocí supravodivých magnetů lze generovat velmi silná a vysoce homogenní magnetická pole až do 8 T. Kapalné helium se však vypaří a musí být pravidelně doplňováno. V případě nouze nelze magnet jednoduše vypnout. Nevýhodou supravodivých magnetů jsou vysoké pořizovací náklady [1, 7, 12].

- **Rezistivní (odporové) magnety**

Odporové magnety jsou konvenční elektromagnety, které jsou závislé na vysokém a stálém napájení, aby vytvořily magnetické pole. Maximální intenzita pole vytvářená odporovými magnety je asi 0,3 T. Jejich hlavní nevýhodou jsou vysoké provozní náklady jako důsledek velkého množství energie a homogenita pole, která je často nízká. Výhodou je bezpečnost systému, jelikož pole může být v případě nouze okamžitě vypnuto [1, 7].

Typy cívek

- **Gradientní cívky**

Gradientní cívky slouží k získání prostorové informace ve vyšetřované tkáni, jsou umístěny v prostoru stacionárního magnetu. Ke změně síly magnetického pole podél os x , y a z je zapotřebí sada tří samostatných gradientních cívek, každé s vlastním zesilovačem. Zapínají se samostatně nebo v kombinaci, např. pro definování šikmého řezu [1, 7].

Izocentrum je geometrický střed hlavního magnetického pole, kde intenzita pole není ovlivněna žádným z těchto tří gradientů. Cívky gradientu vytvářejí magnetická pole, která jsou ve srovnání s hlavním polem malá, přesto však potřebují proud několik stovek ampér. Měnicí se magnetická pole generovaná při přepínání gradientů vedou k typickému bouchajícímu zvuku během MR skenování. Gradientní pole musí být vysoce stabilní, aby se zabránilo zkreslení obrazu [1, 7].

- **Vyrovnávací cívka (Shim coil)**

Vyrovnávací cívka slouží ke korekci nehomogenit statického magnetického pole. Dokonale homogenní magnetické pole nám poskytuje kvalitní MR signál [1, 7].

- **Povrchové cívky**

Povrchové cívky fungují jako vysílač nebo přijímač RF signálu. RF vlnění, jehož frekvence je shodná s Larmorovou frekvencí, dodá energii protonům, které ji následně po skončení RF impulsu zpětně vyzáří a dají nám tím informaci o struktuře zkoumané tkáně. Tyto cívky jsou tvarované dle vyšetřované oblasti a je nutné, aby byly co nejbližší vyšetřované struktuře pro co nejlepší kvalitu signálu [1, 7].

Nejčastěji používanými povrchovými cívkami jsou hlavová a krční, páteřní, kolenní, ramenní a zápěstní. Univerzální cívky můžeme využít pro zobrazení ramene, lokte, zápěstí nebo nohy. Speciální skupinou jsou cívky vícesegmentové (Phased array coils), které se používají při zobrazování delšího úseku, především páteře [1, 7].

Faradayova klec

Na pracovišti s MR vzniká v okolí MR přístroje magnetické pole, které může ovlivňovat jiné elektronické přístroje, stejně tak mohou vnější signály znehodnocovat MR signál, a proto je zde k odstínění těchto nežádoucích signálů použita Faradayova klec. V praxi je takové stínění realizováno pomocí silných plátů z ocelových bloků a měděného plechu [1].

3.2.4 MR sekvence

Při lékařském zobrazování MR se používá celá řada sekvencí. Jejich výběrem pak systém řídí impulsy a gradienty, čímž se poté nastavuje vážení obrazů a celková kvalita výsledného obrazu. Nejdůležitějšími z nich jsou tzv. spin echo sekvence (SE), inversion recovery sekvence (IR) a gradient echo sekvence (GE), které jsou základními MR pulzními sekvencemi. Jednotlivé sekvence jsou dále charakterizovány repetičním časem (TR) a časem echa (TE) [7, 11].

Repetiční čas (TR)

Repetiční čas (TR) je doba mezi dvěma po sobě jdoucími excitačními radiofrekvenčními impulsy, tudíž je zásadní pro kontrast T1. Když je repetiční čas dlouhý, více excitované spiny se otáčí zpět do roviny z a přispívají k opětovnému růstu podélné magnetizace. Je-li zvolen kratší repetiční čas (méně než 600 ms), kontrast obrazu T1 je silně ovlivněn. Za těchto podmínek se tkáň s krátkým T1 relaxačním časem rychle uvolní a po příštím radiofrekvenčním

impulsu poskytují silný signál a následně se takové tkáně na snímku jeví jako světlé. Tkáně s dlouhým T1 naproti tomu procházejí jen malou relaxací mezi dvěma radiofrekvenčními impulsy, a proto je k dispozici menší podélná magnetizace, když je aplikován další budicí impuls. Tyto tkáně poskytují méně signálu a na snímku vypadají tmavě [7].

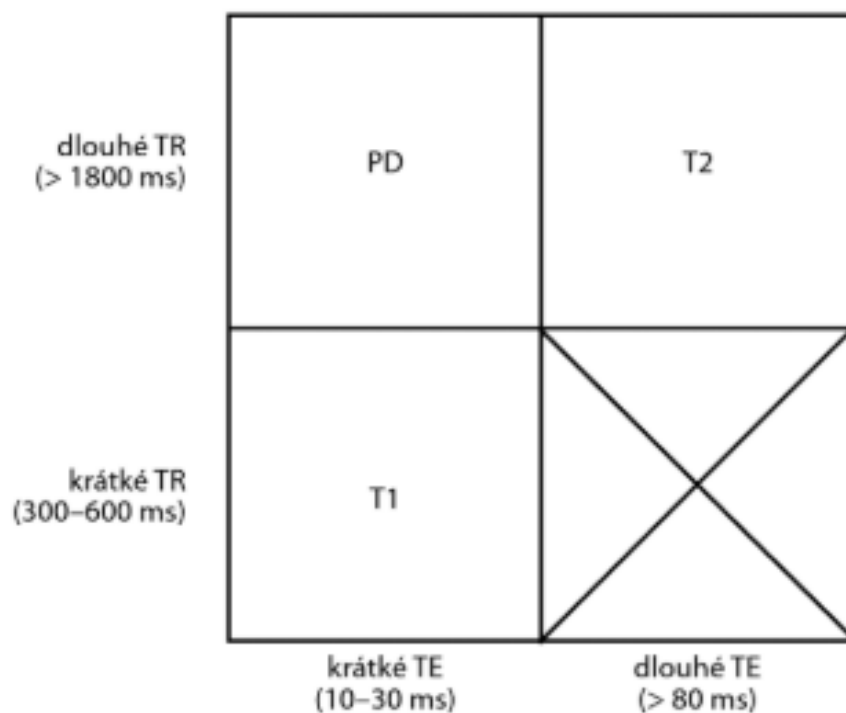
Čas echa (TE)

„Čas echa (TE) je doba, která uplyne od středu 90° RF excitačního pulsu do středu echa. Amplituda transversální magnetizace na vrcholu echa závisí na TE a T2 relaxačním čase tkáně.“ [11 s. 56] Pokud je použita krátká doba echa (méně než 30 ms), jsou signální rozdíly mezi tkáněmi malé, protože relaxace T2 byla teprve zahájena v době echo kolekce. Pokud je použit delší echo čas v rozmezí T2 relaxačních časů tkání (přibližně nad 60 ms), jsou tkáně zobrazeny s různými intenzitami signálu na výsledném MR obrazu. Tkáně s krátkým T2, které ztratily většinu svého signálu, se na snímku jeví tmavě, zatímco tkáně s dlouhým T2 stále produkují silnější signál, a tak vypadají jasně. Proto je například mozkomíšní mok s delším T2 jasnější na T2 vážených obrazech ve srovnání s mozkovou tkání [7].

T1 vážený obraz zvyšuje vliv podélné magnetizace na výsledný tkáňový kontrast a je charakteristický kratším TE a TR časem. Na T1 v.o. je voda hyposignální a tuk hypersignální. TR čas lze zkrátit kontrastní látkou, přičemž tkáň nasycená KL bude hypersignální. T1 v.o. se využívá hlavně k přesnému zobrazení anatomických struktur [1, 11].

T2 vážený obraz zvyšuje vliv příčné magnetizace na výsledný tkáňový kontrast a je charakteristický delším TE a TR časem. Na T2 v.o. je tuk hyposignální a voda hypersignální, a proto je T2 v.o. využíván k zobrazení počínajících patologických lézí s vysokým obsahem vody [1, 11].

Protonově denzní (PD) obraz zvyšuje vliv jak příčné, tak podélné magnetizace na výsledný tkáňový kontrast a je charakteristický krátkým TE a dlouhým TR časem. Kvalita PD obrazu závisí na počtu vodíkových protonů ve vyšetřované tkáni. Tkáně s vyšší protonovou hustotou (např. mozková tkáň) jsou hypersignální a tkáně s nižší protonovou hustotou (např. kost) jsou hyposignální. Dnes je PD obraz používán především pro zobrazení muskuloskeletálního systému [1, 11].



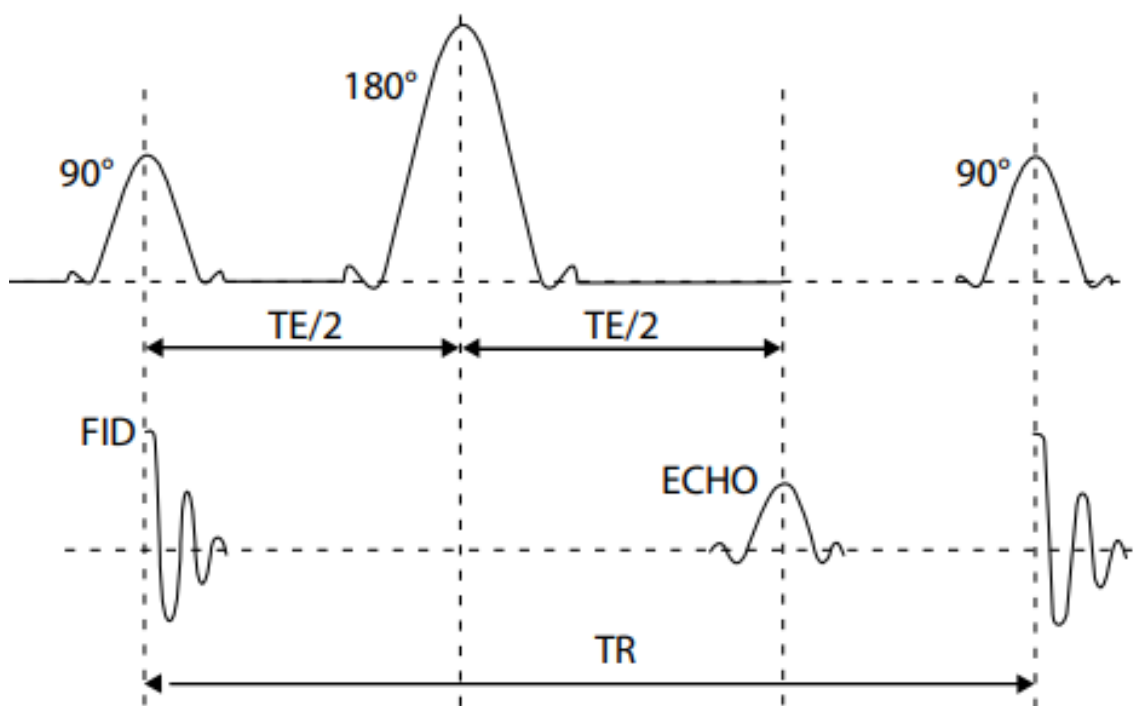
Obrázek 6 – Závislost T1, T2 a PD vážení na TR a TE [11, s. 57]

Spin-echo (SE) sekvence

„SE sekvence se skládá z 90° excitačního pulsu následovaného po čase $TE/2$ 180° refokuzacním pulsem, který způsobí vznik echa v čase TE. Defázace vzniklá konstantními nehomogenitami pole je kompenzována 180° pulsem, a proto jsou SE sekvence T2 vážené (bez 180° refokuzacního pulsu by byly $T2^*$ vážené, jako u GE sekvence).“ [11 s. 58] Aplikace 180° refokuzacního impulsu v polovině TE času po excitačním 90° impulsu tedy v SE sekvenci zajišťuje výslednou fázovou koherenci v čase TE. Vysílání 90° excitačního impulsu a následně 180°

refokuzčního impulsu je v průběhu jednoho vyšetření několikrát opakováno [11].

SE sekvence se vyznačují vynikající kvalitou obrazu právě proto, že účinky nehomogenit statického pole jsou eliminovány aplikací 180° refokuzčního impulsu. SE sekvence se stále používají jako standardní sekvence pro získávání T1 a T2 vážených snímků nebo PD. Jsou výhodné pro zobrazování PD, protože jsou méně citlivé na pohybové artefakty ve srovnání s FSE sekvencemi [7].



Obrázek 7 – Zjednodušené schéma SE sekvencí [11, s. 59]

FSE/TSE sekvence

FSE/TSE sekvence jsou modifikované SE sekvence se značně kratšími časy skenování. Kratšího času skenování je dosaženo dodáním několika 180° refokuzčních impulsů během každého TR intervalu a krátkým zapnutím gradientu mezi echy. Tímto způsobem se optimálně využije interval TR vzorkováním několika ech s odlišným fázovým kódováním po každém budícím impulsu a tím získáme sérii ech jdoucích za sebou. FSE sekvence se od konvenčních SE technik liší nejen rychlostí, ale i delším TR (zhruba 4000 ms),

aby poskytly co nejvíce 180° refokuzčních impulsů. S delšími TR jsou FSE sekvence vhodné pro pořizování T2 v.o. [7, 11].

Single shot sekvence

Tato technika je založena na neúplném vyplnění k-prostoru (až o 50 %). Tím dojde k eliminaci periferních signálů, čímž se zkrátí doba Fourierovy rekonstrukce obrazu a snižuje se i šance výskytu pohybových artefaktů. Nejčastější sekvencí je HASTE (Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Echo) [7].

Inversion recovery sekvence (IR)

IR sekvence se obvykle používají pro T1 v.o. nebo k zobrazování tkání s potlačením tuku nebo vody. Potlačené tkáně jsou potom asignální a na snímku jsou černé. IR sekvence je SE sekvence s dalším 180° inverzním impulsem, který předchází obvyklému 90° excitačnímu impulsu a 180° refokuzčnímu impulsu konvenční SE sekvence. Inverzní impuls převrací podélnou magnetizaci z jednoho směru do druhého. Protože žádná část magnetizačního vektoru není v příčné rovině, nevytváří se žádný signál po doručení 180° RF impulsu. Místo toho se invertovaný podélný magnetizační vektor pohybuje přes příčnou rovinu a vrací se do své původní orientace. Poté, co došlo k určité relaxaci, je aplikován 90° impuls SE sekvence. Čas mezi 180° impulsem a 90° RF impulsem je doba inverze (TI), přičemž kontrast obrazu lze upravit změnou doby inverze. S krátkým TI a dodáním 90° excitačního impulsu bezprostředně po 180° inverzním impulsu se veškerá negativní podélná magnetizace převrátí do příčné roviny. Při delším intervalu je do příčné roviny nakloněna menší podélná magnetizace a je generován slabší signál. Pokud je však doba inverze dostatečně dlouhá, aby umožnila plnou relaxaci, signál se opět zesílí. V rutinních klinických aplikacích se široce používají dvě IR techniky, a to STIR a FLAIR, které jsou popsány níže [1, 7].

STIR (Short Tau Inversion Recovery)

STIR je sekvence používající se pro potlačení zobrazení tuku, protože spolehlivě eliminuje signál z tuku při všech silách magnetického pole. Tato sekvence invertuje podélnou magnetizaci tuku i vody dodáním 180° impulsu, po kterém následuje doba inverze (asi 100 ms). Pro potlačení signálu tuku je TI nastaveno tak, že 90° RF impuls je vyslán přesně v okamžiku, kdy tuk prochází nulou. TI pro potlačení tuku je asi 150 ms při síle pole 1,5 T [1, 7].

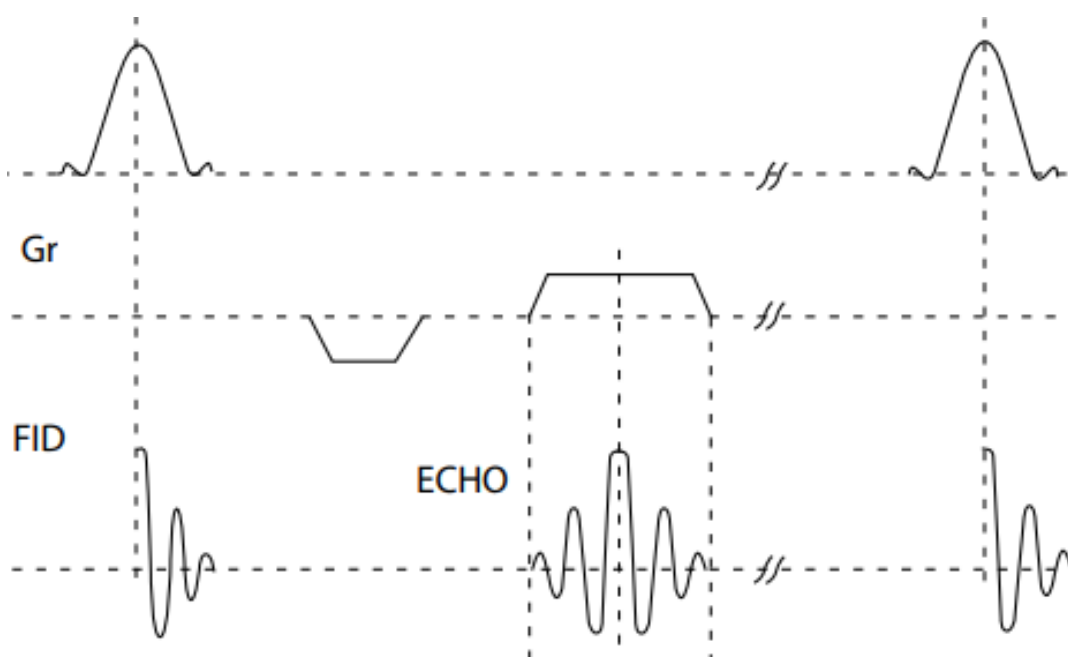
FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery)

FLAIR sekvence je IR technika, která se liší od STIR v tom, že jsou používány velmi dlouhé hodnoty TI (obvykle 2000 ms). Další rozdíl spočívá v tom, že sekvence FLAIR jsou sekvence rychlé. S tak dlouhou dobou inverze dochází téměř k úplnému potlačení signálu z mozkomíšního moku, zatímco existuje vynikající detekce signálů z mozkové tkáně, nádorů, edémů a tuků. FLAIR sekvence jsou velmi užitečné pro detekci lézí se špatným kontrastem k okolní mozkové tkáni. Tyto sekvence jsou nejvíce využívány diagnostice roztroušené sklerózy [1, 7].

Gradientní echo (GE) sekvence

Jedná se o rychlé sekvence, které místo 90° impulsů využívají impulsy v rozmezí 10° – 50° . Tyto impulsy jsou schopny zachovat podélnou magnetizaci ve tkáni. Místo 180° impulsů je zde na krátkou dobu k základnímu magnetickému poli MR přístroje přidán magnetický gradient. To má však za následek zvýšení nehomogenit magnetického pole, pokles příčné magnetizace a tím i ztrátu signálu. Proto se aplikuje stejný gradient s opačnou polaritou, což způsobí opětovné sfázování protonů, díky čemuž dochází k nárůstu příčné magnetizace do určitého maxima, které se nazývá gradientní echo. Toto echo vytváří intenzivní signál, který jsme schopni měřit. Délka vyšetřovací doby se tímto zkracuje z několika málo minut na desítky až jednotky sekund. Mezi rychlé

sekvence patří například Single shot a Fast spin echo (FSE) nebo také Turbo spin echo (TSE) [1, 7, 11].



Obrázek 8 – Zjednodušené schéma GE sekvencí [11, s. 59]

3.2.5 Artefakty MR obrazu

Artefakty jsou definovány jako změna polohy nebo intenzity signálu ve vyšetřované oblasti, které nejsou podmíněny patologickými procesy v těle pacienta a zhoršují výslednou kvalitu obrazu. Artefakty mohou být způsobeny špatnou funkcí MR přístroje, biologickými procesy ve vyšetřované oblasti nebo samotným uživatelem. Lze je rozdělit do dvou základních skupin: první skupinou jsou artefakty, které jsme schopni ovlivnit (aliasing, výběr sekvencí), druhou skupinou jsou artefakty, které schopni ovlivnit nejsme (pohybové artefakty, chemický posun, susceptibilní artefakt) [1, 7, 11].

Pohybové artefakty

Pohybové artefakty jsou nejčastěji způsobené: dýcháním, srdečním rytmem, peristaltikou střev nebo pulzací a cirkulací krevního toku. Artefakty způsobené dýcháním se dají odstranit pomocí rychlých sekvencí při současném zadržení

dechu (breath hold). Srdeční pohyby lze synchronizovat s EKG přístrojem. Artefakty způsobené pulzací se eliminují regionální presaturací, kdy se za pomoci speciálních technik sníží magnetizace tak, až je signál proudící krve v podstatě nulový [1, 7].

Chemický posun (Chemical shift)

Chemický posun popisuje skutečnost, že rezonanční frekvence protonů se mění v závislosti na jejich molekulárním prostředí, tento jev se nejčastěji vyskytuje na rozhraní tkání s vysokým podílem vody nebo tuku. Na rozhraní tkání dochází ke zvýšení nebo snížení intenzity signálu. Na MR přístrojích s intenzitou pole 1 T nebo vyšší lze tento jev využít k rozlišení tukových lézí [1, 7, 11].

Susceptibilní artefakt

Tento artefakt je způsoben lokální nehomogenitou magnetického pole, jež vede k nelineární distribuci rezonančních frekvencí a nelineární distribuci fázové informace. Nejčastěji se tento jev objevuje v blízkosti cizích kovových těles v těle pacienta a na rozhraní vzduch–kost–měkká tkáň [11].

3.2.6 Kontrastní látky

Pro magnetickou rezonanci se jako kontrastní látky používají cheláty obsahující gadolinium (Gd). Jedná o poměrně velké makromolekuly, které nejsou schopny pronikat do buněk. Pro diagnostiku jaterních lézí existují speciální KL, které do buněk pronikají jen částečně. Gadolinium má vlastnost měnit magnetické poměry kolem sebe, konkrétně usnadňuje relaxaci protonů vodíků, čímž zkracuje relaxační čas T1 a T2. Zkrácení relaxačního času T1 vede k zesílení signálu ve tkáni, kde se kontrastní látka nachází a projeví se bílým stínem. U T2 sekvence vede zkrácení relaxačního času k zeslabení signálu a užívá se zřídka.

Farmakokinetika gadoliniové KL je obdobná jako u jodových KL – vylučuje se buďto nefrotropně nebo hepatotropně [1, 5, 12].

Nežádoucí účinky nejsou tak časté jako u jodových KL, nicméně mohou se dostavit méně závažné reakce jako nauzea, bolest hlavy nebo vyrážka. V horším případě se může projevit nefrogenní systémová fibróza (NSF), především u pacientů s poškozenou funkcí ledvin. NFS se projevuje fibrózou kůže a pojivových tkání v organismu [1, 5, 12].

Při diagnostice jaterních ložisek se užívají speciálně vyvinuté KL obsahující oxidy železa (Fe_2O_3) nebo manganu, které částečně pronikají do buněk [1, 5, 12].

3.2.7 Indikace a kontraindikace

MR je nejčastěji využívána pro zobrazování měkkých tkání, dále pak pro zobrazování mozku (např. diagnostika roztroušené sklerózy), míchy a páteře, muskuloskeletálního systému (dobré zobrazení svalů, vazů a šlach) a zobrazení ložiskových lézí nebo stagingu nádorů. Častější už je i MR vyšetření ostatních oblastí jako pánev, břicho, hrudník a krk. Obecně má magnetická rezonance nejlepší měkkotkáňový kontrast a není zde radiační zátěž v podobě ionizujícího záření, což je výhodou především pro dětské pacienty. Nevýhodou MR je vyšší cena za jedno vyšetření, rozsáhlejší kontraindikace a dlouhá vyšetřovací doba [1, 5, 20].

Kontraindikace k MR vyšetření se dělí na absolutní a relativní. Absolutní kontraindikací jsou obecně především elektronicky řízené implantáty jako kardiostimulátor (existují i MR kompatibilní), kochleární implantát, cévní svorky z feromagnetických materiálů, kovová tělesa v oku a různé druhy infuzních pump [1, 5].

Mezi relativní kontraindikace patří cizí kovová tělesa z důvodů možného zahřátí a změny polohy, v dnešní době se implantáty vyrábí z MR kompatibilních materiálů, ale obecně způsobují artefakty. Dále sem lze zařadit klaustrofobii a těhotenství. V době těhotenství se MR vyšetření nedoporučuje provádět v prvním trimestru i přesto, že nebyly prokázány negativní účinky na plod. U pacientů se špatnou funkcí ledvin mohou gadoliniové kontrastní látky vyvolat nefrogenní systémovou fibrózu (NSF) [1, 2, 5, 12].

3.3 Vybraná onemocnění gastrointestinálního traktu

Pro tuto práci byly vybrány následující tři onemocnění gastrointestinálního traktu.

3.3.1 Hepatocelulární karcinom (HCC)

Hepatocelulární karcinom (HCC) je nejčastějším primárním maligním onemocněním jater a je celosvětově hlavní příčinou úmrtí na rakovinu jater. U pacientů s hepatitidou nebo jakýmkoli typem chronického onemocnění jater je zvýšené riziko hepatocelulárního karcinomu (HCC) dalším rizikovým faktorem je dlouhodobá konzumace alkoholu. Prevalence je nejvyšší v Asii a Africe kvůli vyšší míře virové hepatitidy. Častěji se HCC vyskytuje u mužů než u žen [20].

Jakákoli jaterní léze u pacienta s chronickým onemocněním jater by měla být dále vyhodnocena pomocí specializovaného zobrazování jater. Časná stádia nádorových onemocnění jater jsou nejčastěji diagnostikována u pacientů s prokázanou jaterní cirhózou v rámci screeningu USG. Klinické příznaky u pokročilejších stádií se mohou, ale nemusí projevit. Mezi hlavní příznaky patří bolest břicha a úbytek hmotnosti [20, 21].

V diagnostice jater jsou hlavní zobrazovací metody ultrazvuk, CT a MR. Dá se říci, že MR je lepší než CT pro identifikaci HCC, což ukázaly nedávné studie

u pacientů s chronickým onemocněním jater v důsledku vyšší citlivosti a specificity. Při léčbě HCC hraje velkou roli velikost a počet nádorových ložisek a funkční stav jaterního parenchymu. Na podkladě těchto dvou kritérií se jako léčba provádí buď chirurgická resekce, intervenční chemoembolizace, transplantace jater nebo biologická léčba [20, 21].

Postup vyšetření na CT

CT jater je ve většině případů druhou vyšetřovací metodou po ultrasonografii. Nativní vyšetření jater se dnes provádí jen výjimečně, skoro vždy je proto aplikována KL intravenózně. Kvůli složitému cévnímu zásobení jater se vyšetření provádí ve vícero fázích. Dynamické zobrazování se provádí při podezření na ložiskové změny. Ložiska se mohou v závislosti na své etiologii lišit chováním v jednotlivých fázích. Poté co si pacient odloží, lehne si na vyšetřovací stůl na záda, hlavou směrem do gantry a dá ruce za hlavu. Pacientovi je aplikováno zhruba 80 až 120 ml KL (záleží na hmotnosti pacienta) i.v. injektorem o rychlosti 4-5 ml/s. První fáze (pozdní arteriální) je 18-20 s po triggeru, posun je nutný vzhledem k nutnosti dosycení celého ložiska a jeho kvalitnímu hodnocení. Druhá fáze (pozdní venózní) je 30 s po pozdní arteriální fázi. Opožděná fáze je 5 minut po aplikaci KL [1, 12].

Postup vyšetření na MR

MR má vyšší senzitivitu a specificitu než CT. Je indikována u nejasných nálezů z CT nebo ultrasonografie anebo u pacientů, u kterých není vhodné nebo nelze provést CT vyšetření. Před začátkem vyšetření si pacient odloží veškeré kovové předměty. Na vyšetřovací stůl si pacient lehne na záda, hlavou směrem do gantry, ruce složí podél těla a je mu nasazena tělová cívka. Laserový paprsek MR se nastaví na mečovitý výběžek sternu. Vyšetření se provádí nativně v koronální a axiální rovině o šířce vrstvy 3 mm. V koronální rovině se využívají

sekvence s krátkým trváním RF impulsů (FatSat) společně s dynamickými sekvencemi. V axiální rovině se používají: T1 a T2 sekvence, TSE sekvence, DWI sekvence a sekvence pro dynamickou studii společně s KL. Při aplikaci KL se provádí vícero fází, stejně jako je tomu u CT. [1, 12].

3.3.2 Kolorektální karcinom

Kolorektální karcinom je maligní nádor, který vzniká z epitelu sliznice tlustého střeva. Původem se jedná o žlázový nádor primárně vznikající z polypů, histologicky se nejčastěji řadí mezi adenokarcinomy, nejčastěji se objevuje v oblasti rekta a sigmoidea. Jedná se o relativně pomalu progredující malignom, který metastazuje do regionálních mízních uzlin až v pozdějších stádiích. Do jater a plic metastazuje v pozdních stádiích, a to krevní cestou. Ve většině případů vzniká na podkladě nevhodného stravování, především se jedná o vysokou konzumaci červeného masa, živočišných tuků a uzenin. Dalšími rizikovými faktory mohou být věk, polypy a střevní záněty. Ve zbylých případech se jedná o dědičné či geneticky podmíněné onemocnění. Klinicky se toto onemocnění projevuje zácpou, nechutenstvím, průjmy nebo okultním či manifestním krvácením [5, 8, 9, 21].

Vzhledem k poslednímu zmíněnému je v ČR zaveden screening. První metoda pro časnou diagnostiku kolorektálního karcinomu je test na okultní krvácení. Jedná se o imunochemický test, jenž vylučuje nebo potvrzuje hemoglobin ve stolici, přičemž při pozitivním nálezu se doporučuje kolonoskopie. Test na okultní krvácení se doporučuje provádět od věku 50 let. Druhou metodou diagnostiky je již zmíněná kolonoskopie, která zahrnuje bioptický odběr tkáně a ta je následně poslána na histologické vyšetření. V případě pozitivního nálezu se může provést CT nebo MR vyšetření [21].

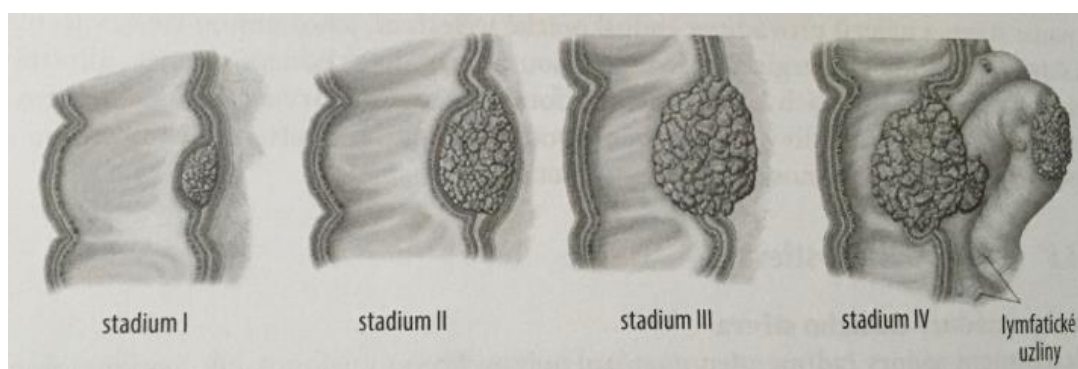
Z makroskopického hlediska se podle toho, jak nádory rostou, rozdělují na tři typy. Prvním typem je nádor exofytický, druhým typem je infiltrativní (skirhotický) a třetí je typ ulcerózní (miskovitý karcinom) [5, 9].

Typickým znakem exofytického typu je defekt v náplni o různé velikosti. Kontury defektu se jeví jako nepravidelné laloky s mnohočetnými nerovnostmi na povrchu. Slizniční reliéf okolo není postižen [5, 9].

„Infiltrativní (skirhotický typ) je charakterizován anulární či tubulární stenózou s vyhlazenou, někdy drobně nepravidelnou rigidní konturou. Okraje tumoru tvoří obraz límečku.

Ulcerativní (miskovitý) typ je intraluminálně rostoucí tumor nepravidelného laločnatého povrchu s centrálním rozpadem. Nejčastěji je lokalizován v rektu.“ [5, s. 135]

Dle stadia pokročilosti (viz Obrázek 8) je volen vhodný typ léčby. U časných stádií se volí endoskopická resekce, dále pak chirurgická resekce a u pozdějších stádií onkologická léčba v kombinaci radioterapie a chemoterapie [21].



Obrázek 9 – Stádia pokročilosti kolorektálního karcinomu [21, s. 226]

Postup vyšetření na CT

U karcinomu rekta se provádí CT břicha i malé pánve kvůli možnému metastatickému šíření, které se může objevit v regionálních uzlinách nebo

orgánech jako jsou játra nebo plíce. Nejčastěji se však provádí vyšetření dvojím kontrastem nebo virtuální CT kolonoskopie, přičemž virtuální CT kolonoskopie se indikuje v případě, kdy není možné kvůli neprůchodnosti, stenóze nebo špatnému vinutí střev provést klasickou endoskopií. Při virtuální CT kolonoskopii se pacientovi do konečníku zavede rektální rourka, kterou se insuflují 2-4 litry plynu (vzduch, CO₂). Buscopan se aplikuje i.v. před začátkem vyšetření, aby snížil střevní kontraktilitu. Po insuflaci plynu se injektorem aplikuje 80 ml KL i.v. o rychlosti 3 ml/s se zpožděním 40 s. Šíře vrstvy se volí v rozmezí 1,5–3 mm. Během vyšetření pacient leží na břiše i na zádech. Po skončení vyšetření se provádí příslušné postprocessingové rekonstrukce a úpravy. Pacient se po skončení vyšetření musí zbavit plynu v tračníku [1, 12].

Postup vyšetření na MR

MR rekta se provádí při nejasném nálezů, stagingu nebo případném restagingu. Pacient přichází na vyšetření ideálně po 3 až 4hodinovém lačnění, čímž je sníženo riziko pohybových artefaktů ze střev, a s přiměřeně naplněným močovým měchýřem. Pacient si před začátkem vyšetření odloží veškeré kovové předměty. Kvůli hlučnosti MR systému jsou pacientovi nabídnuty špunty do uší k potlačení hluku. Na vyšetřovací stůl si pacient lehá na záda, hlavou směrem do gantry. Snažíme se vyhnout větší rotaci trupu, pro větší pohodlí je možné podložit nohy. U tohoto vyšetření se nejčastěji používá tělová cívka, která pokrývá celou pánevní oblast, v kombinaci s páteřní cívkou. Centrální paprsek se nastavuje zhruba do středu kyčelních lopat. V axiální rovině by měl rozsah zahrnovat bifurkaci aorty až pod úroveň hráze. Tloušťka vrstvy se zde volí maximálně do 4 mm. MR rekta ve většině případů nevyžaduje aplikaci KL. Sklápění os jednotlivých sekvencí by mělo být ideálně v ose tumorózní léze. [2, 12].

3.3.3 Crohnova choroba

V případě Crohnovy choroby se jedná o chronický granulomatózní zánětlivý proces neznámé etiologie, který probíhá v celé šíři střevní stěny a může se vyskytovat v jakékoliv části trávicí trubice, nejčastěji je však postiženo terminální ileum. U této choroby je typické segmentární postižení střeva, což znamená, že se střídají úseky zdravé a postižené střevní sliznice. Toto onemocnění se nejčastěji objevuje u lidí kolem 20. až 30. roku života. Klinické příznaky jsou dány rozsahem a lokalizací zánětlivých změn, těmi nejčastějšími jsou průjemy, bolesti břicha, které mohou imitovat akutní apendicitidu, narušení trávení a absorpce. U pacientů s tímto onemocněním se často kromě střevních potíží vyskytují i symptomy extraintestinální, kožní, kloubní a oční. Crohnova choroba se diagnostikuje zejména pomocí endoskopických a laboratorních vyšetření. Zobrazovací metody jako UZ, CT a MR slouží k posouzení rozsahu zánětlivých změn [5, 8, 9, 21].

„V ultrasonografickém obraze je přítomno zesílení stěny střeva se zachováním vrstevnatosti s detekovatelnou hypervaskularizací za použití dopplerovského zobrazení. Při RTG enteroklyze se objevuje v aktivním stádiu reliéf typu dlažebních kostek. Jedná se o drobné defekty v náplni, které jsou způsobeny hypertrofií lymfatické tkáně Peyerových plaků. V nejčasnějším stádiu mohou být přítomny aftózní vředy, v pozdějších stádiích jsou přítomny intramurální vředy až píštěle a při chronickém průběhu se vytvářejí píštěle procházející celou stěnou a komunikují i s okolními orgány nebo ústí zevně. (...) Chronické onemocnění se projevuje buď tvořením rigidních stenóz, nebo dokonce refrakce mezenteria. Při použití CT enterografie nebo MR enterografie se lépe hodnotí vrstevnaté sycení střevní stěny, které je typické pro aktivní fázi. U anoperineálního postižení se provádí MR, kdy pomocí podání kontrastní látky a T1 vážených sekvencí s potlačením tuku nebo pomocí T2 vážených sekvencí je možné zobrazit jednotlivé píštěle.“ [12, s. 72–73]

Jelikož není příčina Crohnovy choroby zatím známa, je cílem léčby navodit remisi. Prvním krokem může být zavedení diety parenterální cestou. Medikamentózní léčba využívá upravenou formu 5-aminosalicylové kyseliny, která se uvolňuje v postiženém místě trávicího traktu. U komplikovaných případů je možnost biologické léčby, poslední možnou volbou je chirurgické řešení [21].

Postup vyšetření na CT

CT enteroklýza a CT enterografie jsou zobrazovací metody pro určení rozsahu zánětlivých změn u pacienta s Crohnovou chorobou. Obě metody vyžadují MDCT, což snižuje skenovací časy a radiální zátěž. Den před vyšetřením by si pacient měl dát pouze lehkou snídani a oběd, jenž neobsahuje maso, mléčné výrobky a vlákninu. Od půlnoci v den vyšetření by pacient neměl jíst, pít a kouřit [1, 11].

CT enteroklýza se od CT enterografie liší tím, že se KL aplikuje nazojejunální sondou ideálně až za Trietzovo ligamentum pod skiaskopickou kontrolou. U CT enterografie se KL podává perorálně. To znamená, že chvíli před vyšetřením pacient vypije 1,5-2 l roztoku Mannitolu, který napomáhá roztažení střevních kliček a usnadňuje jejich hodnocení. Během vyšetření se i.v. podává Buscopan, jenž pozastavuje střevní peristaltiku a jodová KL pro zvýraznění případných patologií. Nejvýznamnější rekonstrukce je zde MPR v koronální rovině [1, 11].

Postup vyšetření na MR

Enterografie na MR je obdobná jako u CT. Pacient přichází na vyšetření po 4hodinovém lačnění. 45 minut před samotným vyšetřením jsou pacientovi podány 2 l negativní KL (manitolu), které způsobí rozšíření střevních kliček. Zhruba minutu před začátkem vyšetření se pacientovi aplikuje 1 ml Buscopanu i.v., aby se zpomalila střevní peristaltika, poté se aplikuje paramagnetická KL

taktéž i.v. Pacientovi jsou při MR enterografii k tělu přiloženy vícesegmentové (phase array) cívky. Dýchání se synchronizuje pomocí respiračního kompenzování, kdy nedochází k tolika pohybovým artefaktům způsobenými dýcháním. Nejpoužívanějšími sekvencemi jsou single shot v axiální a koronální rovině při nativním skenování, STIR sekvence pro potlačení tuku, postkontrastní dynamické sekvence po 20, 50 a 120 vteřinách [1, 11].

4 METODIKA

Jak již bylo zmíněno, data použitá v této práci byla poskytnuta Radiologickým oddělením nemocnice fakultního typu. Výběr vhodných pacientů pro kazuistiky byl proveden lékařem radiologického oddělení. Pro účely práce byly vybráni tři pacienti s různými onemocněními gastrointestinálního traktu, které byly popsána výše.

Kritérii, dle nichž byli pacienti vybíráni, bylo tedy stanoveno onemocnění gastrointestinálního traktu a zároveň proběhlé vyšetření pomocí obou zmíněných zobrazovacích metod v co nejkratším časovém horizontu, aby byl stav nemoci zachycen ve stejném stadiu vývoje a výsledky mohly být objektivně porovnány. Všichni tři pacienti podstoupili vyšetření na výpočetní tomografii i magnetické rezonanci s daným onemocněním, splnili tedy stanovená kritéria, a proto byli vhodnými subjekty pro tuto bakalářskou práci.

4.1 Kazuistika č. 1

Pacientem v první kazuistice je dvaadvacetiletý muž s Crohnovou chorobou.

- Osobní anamnéza: běžné dětské nemoci, jinak neguje vážnější onemocnění
- Farmakologická anamnéza: negativní
- Alergologická anamnéza: prach, roztoči

Pacient zhruba 1 rok pozoruje bolesti břicha, obtíže nastávají většinou po jídle. Refluxní obtíže se vyskytují minimálně. Pacient na sobě pozoruje mírné hubnutí. Chuť k jídlu je dobrá. Po iberogastu je stav lepší.

Pacient byl vyšetřen palpačně lékařem, který doporučil endoskopické vyšetření vzhledem k citlivému mesogastriu a epigastriu. Jiné patologie během vyšetření nebyly zjištěny. Závěrem endoskopického vyšetření byl

makroskopický obraz antrální gastropatie. Pacientovi bylo doporučeno ponechat medikaci: Helicid 1-0-0.

Na konci dubna letošního roku pacient podstoupil CT vyšetření břicha a pánve se závěrem obraz diskontinuálního zánětlivého postižení ilea včetně terminální kličky. O 5 dní později absolvoval MR vyšetření, které potvrdilo nález z CT vyšetření a odhalilo další zánětlivé úseky.

Pacient byl nadále léčen medikamentózní cestou.

4.2 Kazuistika č. 2

Pacient č. 2 je šestašedesátiletý muž s hepatocelulárním karcinomem.

- Rodinná anamnéza: matka I. CMP v 69 letech; otec I. CMP v 68 letech; bratr zdravý; 2 děti zdravé
- Osobní anamnéza: HCC histologicky verifikovaný – stage C; hepatitida B, gastroezofageální reflux; refluxní esofagitis I. stupně dle SM klasifikace; divertikl bulbu duodena; arteriální hypertenze; dna; vředová choroba gastroduodena; nádorová trombóza pravé větve porty s přesahem do kmene; portosystémové zkraty vyloučeny MAA skenem; makulární degenerace; úraz na lyžích s poraněním ledviny, která byla následně operována (1976); Appendektomie v dětství
- Farmakologická anamnéza: Milurit 100 1-0-0, Telmisartan 40 1-0-0, Apo-Ome 40 1-0-0, Viread 1-0-0, Baraclude 1mg 1/2-0-0
- Abusus: exkuřák (od mládí do 2004); Alkohol 1x týdně
- Pracovní anamnéza: starosta; předtím pracoval jako konstruktér ve Škodovce
- Alergologická anamnéza: neguje

Koncem května roku 2017 pacient podstoupil MR vyšetření jater kvůli nejasné etiologii tumoru jater. MR vyšetření prokázalo objemný tumor pravého laloku jater s trombózou pravé větve porty.

Pacient začátkem června roku 2017 podstoupil CT navigovanou biopsii jater, následně byl indikován k trans arteriální radioembolizaci (TARE) pro HCC.

Začátkem září roku 2017 pacient podstoupil kontrolní CT vyšetření břicha s KL a volumetrií před zvažovanou TARE. Závěrem CT vyšetření byl tumor pravého laloku jater společně se suspektním satelitním ložiskem, trombózou porty a lymfadenopatií v hilu jater (T3b, N1, M0).

4.3 Kazuistika č. 3

Třetím pacientem je padesátiletá žena s diagnózou kolorektálního karcinomu.

- Osobní anamnéza: appendektomie v dětství, konizace děložního hrdla
- Nynější onemocnění: pozitivní test na okultní krvácení; pankoloskopie – léze na vzestupném tračníku, tumor rekta v dosahu prstu; Histologie rekta – adenokarcinom; endoskopická ultrasonografie – tumor rekta zadní stěny (6-8 cm od anu); MRSA

Pacientka na konci března tohoto roku podstoupila CT vyšetření trupu a tentýž den o pár hodin později následné MR vyšetření pánve.

Na ranním CT vyšetření byly nalezeny hypodenzity v 6. a 7. segmentu jater společně s lymfadenopatií levé paraaortální uzliny v úrovni bifurkace. Odpolední MR vyšetření stanovilo celkový rozsah karcinomu rekta. Dále potvrdilo prorůstání tumoru do mezorektální uzliny (T3b, N1-2, M1).

Navrhovaná léčba by pro pacientku znamenala 4 cykly chemoterapie s následnou neoadjuvantní radioterapií.

5 VÝSLEDKY

5.1 Kazuistika č. 1 – Pacient s Crohnovou chorobou

Pacient s podezřením na Crohnovu chorobu, který 5 dní před MR enterografií (koncem dubna tohoto roku) podstoupil CT vyšetření břicha a pánve.

CT vyšetření břicha s KL:

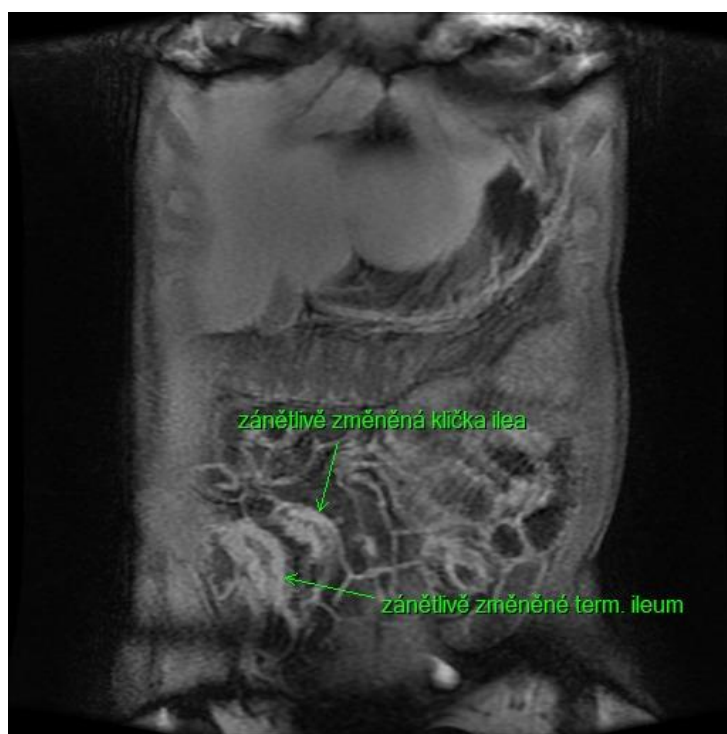
Játra s normálním sycením, celkově nezvětšená, bez ložiskových změn. Biliární systém v pořádku. Slezina homogenní a nezvětšená. Nadledviny jsou štíhlé. Ledviny bez expanze a městnání. Slinivka je homogenní, štíhlá, bez ložisek a známek zánětlivého procesu. Paraaortálně bez lymfadenopatie. Měchýř společně s prostatou v normě. Nálezem je zde zesílení stěny terminální kličky s výrazným sycením sliznice v délce kolem 5 až 6 cm. Orálním směrem po tenkém střevě jsou patrné etážové úseky obdobného charakteru. Alespoň tři etáže dalšího postižení. Změny jsou zánětlivé povahy. Mezikličkově bez známek abscesu či významného zánětlivého infiltrátu. Mírná lymfadenopatie mezenteria. Bez obrazu významné stenózy, není vyjádřena porucha pasáže. Tračník vyprázdněn, nehodnotitelný.

MR enterografie s KL:

V oblasti terminálního ilea je 6 cm úsek zánětlivého rozšíření střevní stěny a zúžení střevního lumen, bez prestenotické dilatace. V celém rozsahu ilea jsou patrné ještě další minimálně 4 úseky obdobných změn v délce 6 cm, 5 cm, 3 cm a 2 cm. Všechny úseky jsou bez prestenotické dilatace. Obraz tlustého střeva je normální. V peritoneální dutině se nevyskytuje mezikličkový infiltrát ani volná tekutina. Normální obraz jater, žlučníku, slinivky, sleziny, obou ledvin a močového měchýře.



Obrázek 10 – Koronální řez břicha pacienta č. 1 na CT

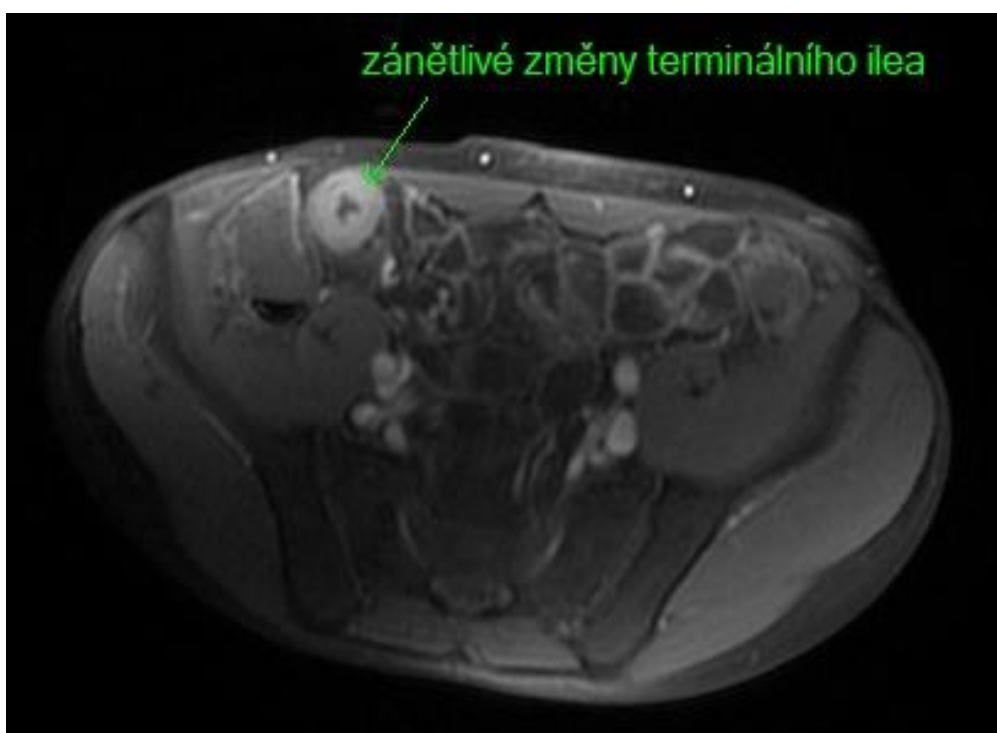


Obrázek 11 – Koronální řez břicha pacienta č. 1 na MR

Z koronálních řezů získaných během CT a MR vyšetření můžeme říci, že na MR obrazu je lépe vidět zesílení stěny terminálního ilea a dalších postižených úseků.



Obrázek 12 – Axiální řez břicha a pánve pacienta č. 1 na CT



Obrázek 13 – Axiální řez břicha pacienta č. 1 na MR

Z axiálního řezu na MR obrazu je oproti CT znatelně lépe hodnotitelné celkové zesílené stěny terminálního ilea, které je postiženo po celém svém obvodu.

5.2 Kazuistika č. 2 – Pacient s hepatocelulárním karcinomem

Pacient s histologicky verifikovaným HCC, který ke konci května roku 2017 podstoupil MR vyšetření jater kvůli nejasné etiologii a koncem září téhož roku podstoupil kontrolní CT vyšetření břicha s volumetrií jater před plánovanou TARE.

MR vyšetření jater s KL:

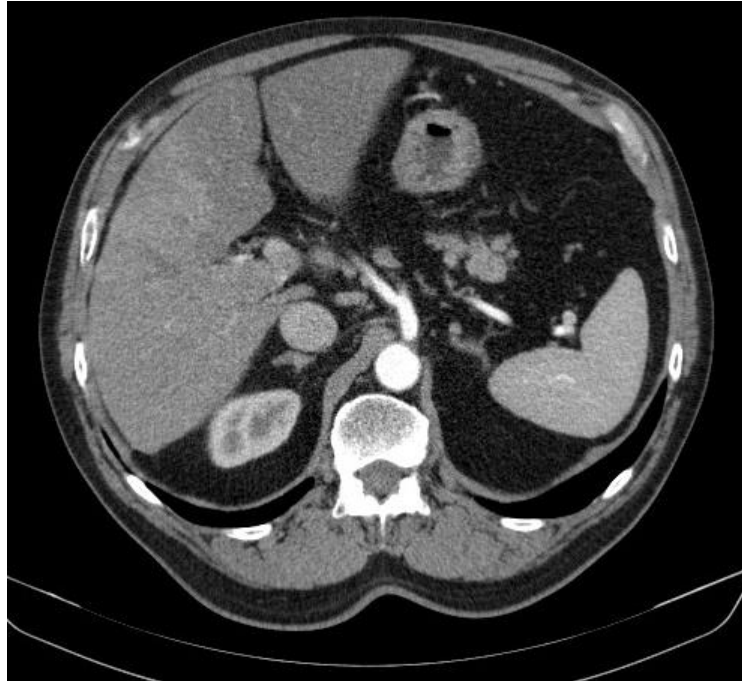
Bez volné tekutiny. Rozsáhlý (cca 7 x 10 x 10 cm) tumor pravého laloku jater. Kompletní trombóza pravé větve porty s přesahem trombu až do společné portální žíly. Biliární systém bez patologie. Pankreas, slezina, ledviny a nadledviny bez patologie. Bez lymfadenopatie.

Kontrolní CT vyšetření břicha s KL:

Játra 17 x 16 cmm v mdcl, mírně zvětšená, parenchym s normální densitou, přim. se sytí. V 5. až 8. segmentu jater pravého laloku je objemný, slabě se sytící tumor (10 x 14 x 6 cm). Ve 2. segmentu jater v levém laloku je nevymývající se ložisko. Trombus zasahuje i do kmene porty. Kavernosní přestavba porty.

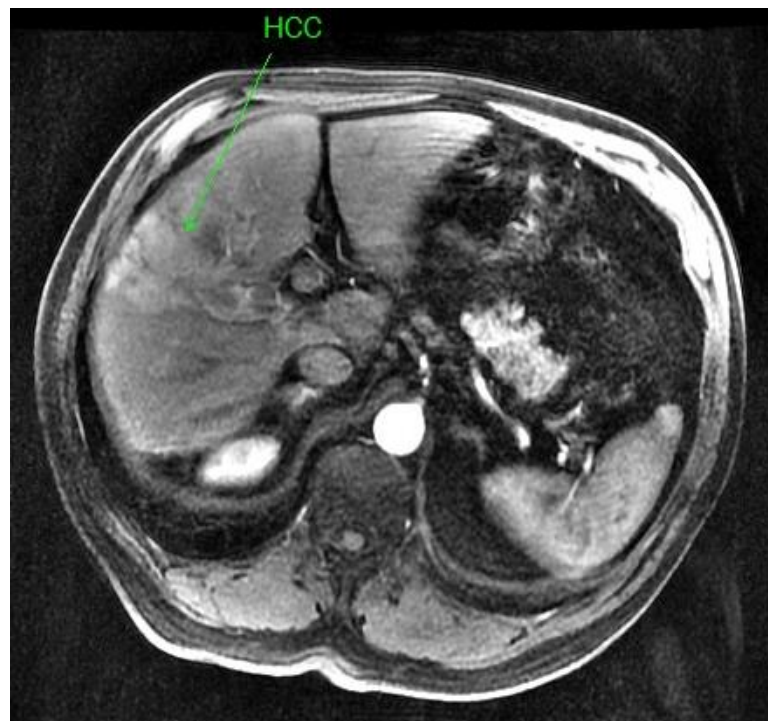
Tabulka 2 – Volumetrie jater pacienta č. 2

Celkový objem	2017 ml
Léze	701 ml, 35 % celkového objemu
Objem funkčního parenchymu celkově	1265 ml
pravostranné segmenty	548 ml
levostranné segmenty	717 ml



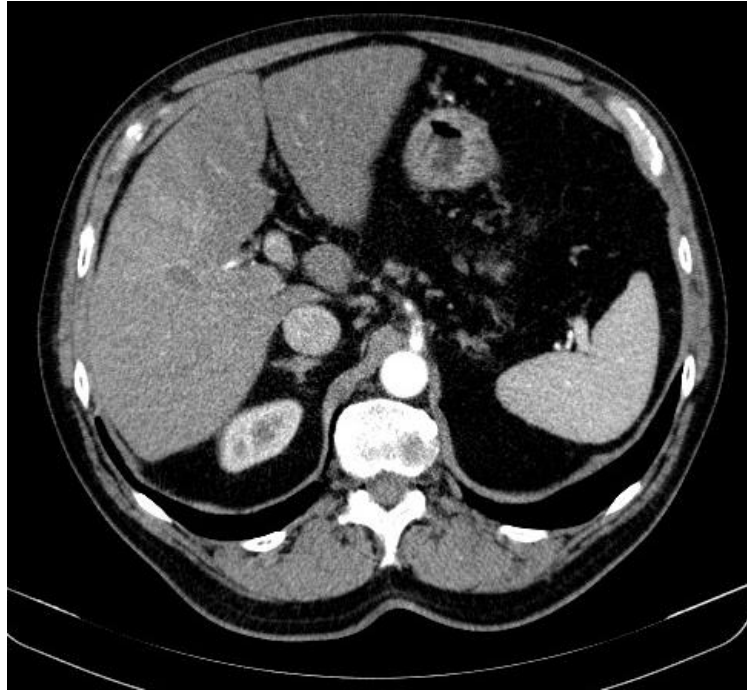
Obrázek 14 – Axiální řez jater pacienta č. 2 na CT

V axiálním řezu jater na CT obrazu je tumor patrný, nicméně pro další hodnocení CT neposkytuje dostatečnou rozlišovací schopnost.



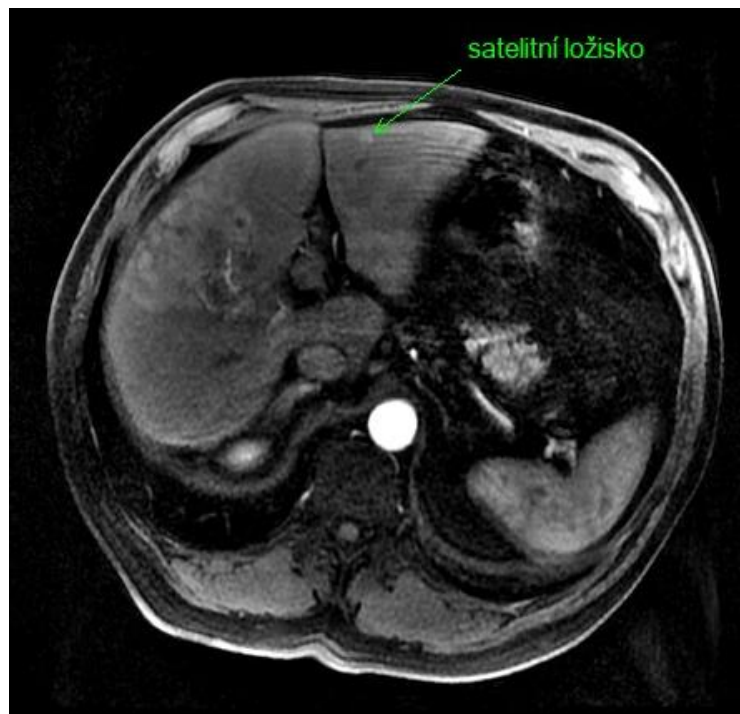
Obrázek 15 – Axiální řez jater pacienta č. 2 na MR

MR vyšetření nám na druhou stranu bylo schopné poskytnout obraz, kde je tumor a jeho prorůstání játry znatelně lépe viditelné.



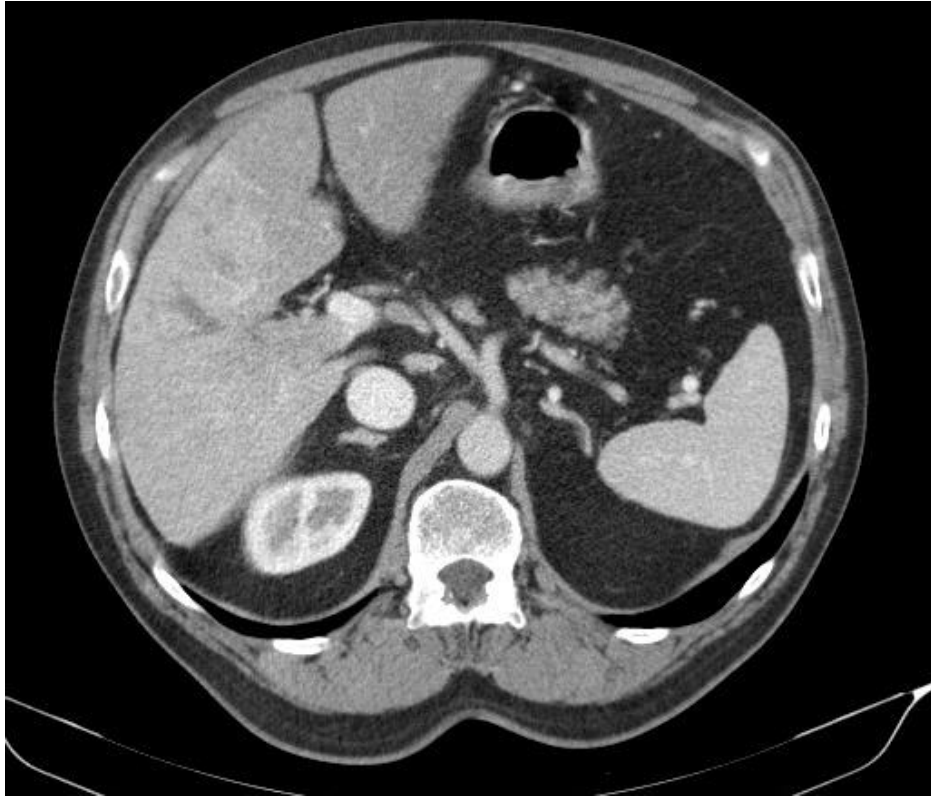
Obrázek 16 – Axiální řez jater pacienta č. 2 na CT

Zmíněné nevymývající se ložisko ve 2. segmentu jater je z CT obrazu výše (Obrázek 16) nehodnotitelné.

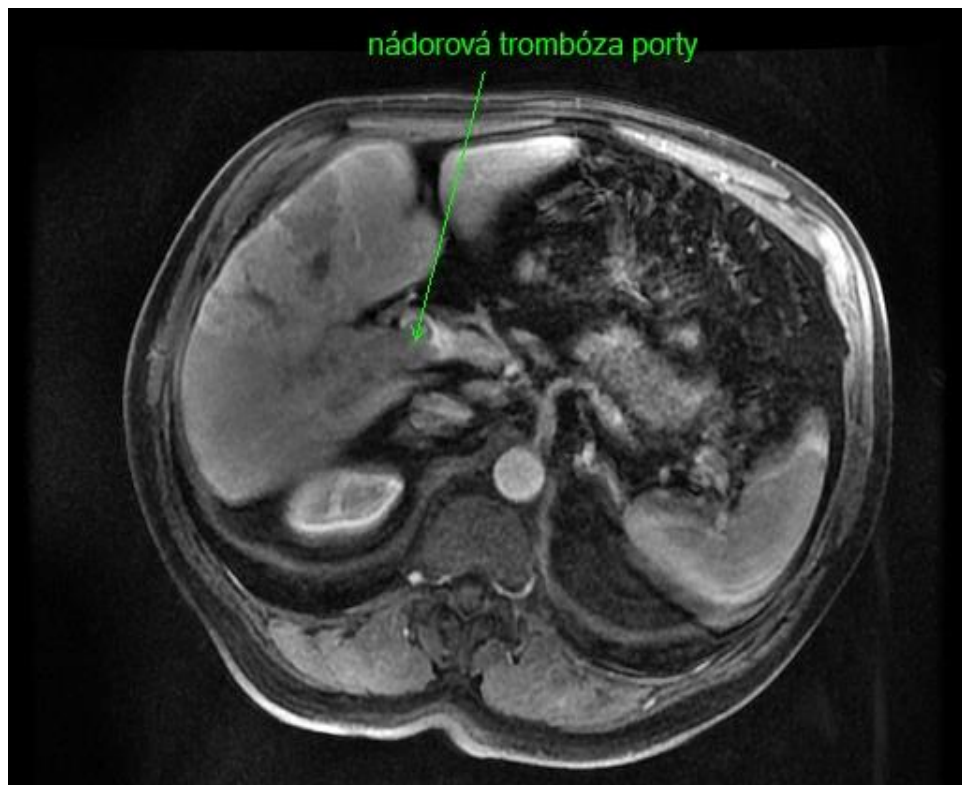


Obrázek 17 – Axiální řez jater pacienta č. 2 na MR

Na MR obrazu si, byť nenápadného, satelitního ložiska můžeme všimnout o poznání lépe než na CT obrazu.



Obrázek 18 – Axiální řez jater pacienta č. 2 na CT



Obrázek 19 – Axiální řez jater pacienta č. 2 na MR

Ze dvou obrázků výše (Obrázek 18 a Obrázek 19) se dá říci, že trombus porty je detekovatelný z obou zobrazovacích metod.

5.3 Kazuistika č. 3 – Pacientka s kolorektálním karcinomem

Pacient č. 3 – Kolorektální karcinom

Pacientka s diagnostikovaným kolorektálním karcinomem, která během jednoho dne koncem března tohoto roku podstoupila vyšetření na obou modalitách. Cílem vyšetření bylo stanovit rozsah tumoru a diagnostikovat případné komplikace.

MR pánve:

Lokální status nádoru: Vzdálenost dolního okraje tumoru od anorektální junkce: 12 mm. Celková délka tumoru: 30 mm. Rozsah infiltrace stěny: (podle pozice na ciferníku od 3 do 7) T3b 1-5 mm. Invoaze do sfinkteru: NE. MRF +. N-staging: Počet suspektních uzlin: mesorektální uzliny 1x (5 x 9 mm vlevo), extramesorektální uzliny 2x (ilické, nejnápadnější vlevo). Pravděpodobná metastáza v játrech.

CT břicha s KL:

Játra jsou obvykle denzní, v 6. a 7. segmentu je patrná nehomogenní ostře konturovaná hypodenzita. K dovyšetření je ke zvažení MR jater. Intrahepatální žlučovody jsou bez dilatace. Portální systém a jaterní žíly jsou dobře průchodné. Žlučník bez známek zánětu v okolí. Slezina je homogenní, nezvětšená. Pankreas bez ložiska, bez dilatace vývodu. Obě nadledviny jsou bez expanze. Obě ledviny jsou bez známek městnání, bez patrné litiázy. Močovody nejsou dobře přehledné. Močový měchýř s homogenním obsahem, stěna hladká. Děloha nezvětšená. V děloze intrauterinní tělísko. V dutině břišní se nevyskytuje volná tekutina. Paraaortálně vlevo v úrovni bifurkace aorty je patrně několik kulovitých uzlin v průměru až 12 mm. V ostatních lokalizacích bez lymfadenopatie. Zobrazený skelet neprokazuje ložiskovou destrukci.



Obrázek 20 – Axiální řez na CT pacienta č. 3

Z CT obrazu výše (Obrázek 20) je případné prorůstání do levatoru nehodnotitelné.



Obrázek 21 – Axiální řez pánve pacienta č. 3 na MR

Na MR obrazu výše (Obrázek 21) je prorůstání tumoru do levatoru nezpochybnitelné.



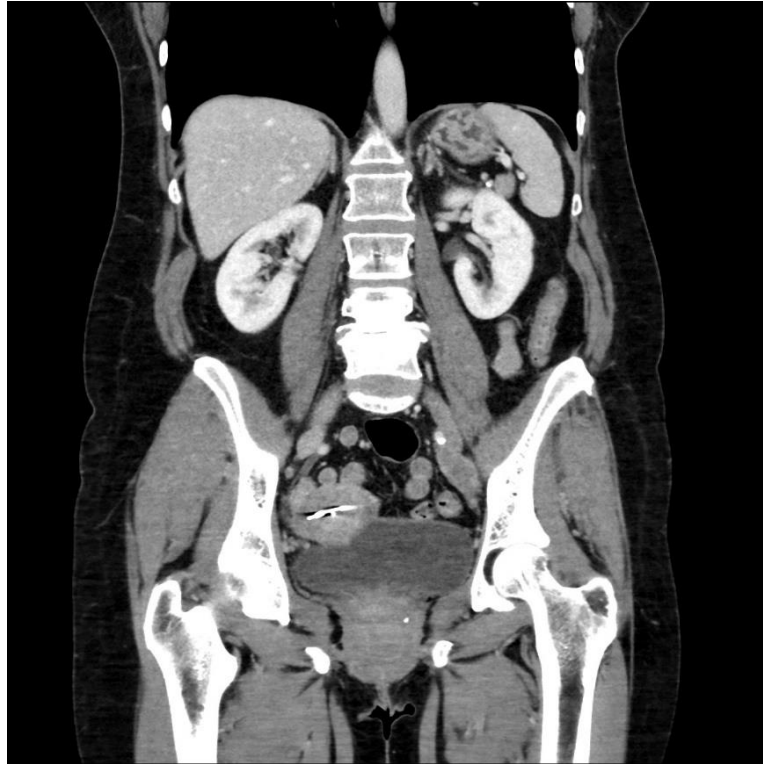
Obrázek 22 – Sagitální řez břicha pacienta č. 3 na CT

Z výše daného obrazu (Obrázek 22) můžeme říci, že CT nebylo pro hodnocení rozsahu tumoru ideální.



Obrázek 23 – Sagitální řez pánve pacienta č. 3 na MR

MR bylo schopné poskytnout dostatečnou rozlišovací schopnost ke stanovení délky tumoru rekta.



Obrázek 24 – Koronální řez břicha pacienta č. 3 na CT



Obrázek 25 – Koronální řez pánve pacienta č. 3 na MR

CT i MR poskytlo dostatečně kvalitní obraz, díky kterému můžeme vidět zvětšení levé ilické uzliny. Nicméně MR má oproti CT v zobrazování uzlin navrch.

6 DISKUZE

Cílem práce je porovnat možnosti a efektivita diagnostického využití výpočetní tomografie a magnetické rezonance u vybraných onemocnění gastrointestinálního traktu. Obě zobrazovací metody mají své výhody a nevýhody, nicméně nelze stanovit obecné pravidlo, které by určovalo, která ze dvou zmíněných zobrazovacích metod je vhodnější pro zobrazování konkrétního onemocnění GIT. V naprosto obecné rovině je však nutné zmínit to, co platí pro veškerá onemocnění, pokud mají být pomocí těchto dvou metod zobrazována – CT vyšetření trvá v průměru pár jednotek minut, zatímco MR vyšetření až několik desítek minut, což může být problematické i z hlediska výdrže pacienta v požadované poloze. Na druhou stranu u MR vyšetření můžeme konstatovat, že má nulovou radiační zátěž pro pacienta, což je velmi podstatné například u dětských pacientů, zatímco radiační zátěž u CT nulová není. Při MR vyšetřeních jsou také pacienti vystaveni nadměrnému hluku a vyskytuje se mnohem širší škála kontraindikací.

Zásadní je i dosažitelnost zobrazovacích modalit v daném zdravotnickém zařízení a časová dostupnost termínů provedení uvedených vyšetření. CT jako zobrazovací metoda je obecně více dostupná, a to jak v rámci vybavení pracoviště, tak i v kratších objednacích termínech pro provedení vyšetření.

Ke každému případu je nutno přistupovat individuálně, dle konkrétní diagnózy, stádia onemocnění a dalších kritérií (např. pokud pacient trpí klaustrofobií, upřednostníme spíše CT. Naopak pokud je pacient kontraindikován k CT vyšetření vzhledem k alergii na jodovou kontrastní látku, můžeme zvolit spíše MR). I proto je nutné hodnotit výběr zobrazovací metody ve zmíněných kazuistikách jednotlivě.

- **Kazuistika č. 1 – Pacient s Crohnovou chorobou**

V kazuistice č. 1 byl pacient vyšetřen pro dlouhotrvající bolesti břicha a po následném endoskopickém a sonografickém vyšetření pacient podstoupil CT vyšetření břicha a pánve.

Z obrazu z CT vyplynulo, že pacient má několikacentimetrové zesílení stěny terminální kličky s výrazným sycením sliznice (viz Obrázek 10), nicméně vyšetření na MR enterografii, jež bylo pacientem podstoupeno o 5 dnů později, odhalilo další postižené úseky (minimálně 4) ve velikosti 2–6 cm (viz Obrázek 11).

CT tedy dobře posloužila pro první představu o pacientově stavu, výhodou zde byla menší časová náročnost této zobrazovací metody, avšak v tomto případě se ukázala jako nedostatečná. Zobrazování MR u Crohnovy choroby umožňuje oproti CT mnohem detailnější zobrazování případných píštělů a zánětlivých komplikací. Při sběru dat vyplynulo, že v posledních letech je při podezření na Crohnovu chorobu spíše rovnou využívána magnetická rezonance.

- **Kazuistika č. 2 – Pacient s hepatocelulárním karcinomem**

V kazuistice č. 2 byl pacient již diagnostikován s HCC. Podstoupil nejdříve MR jater kvůli nejasné etyologii, jež potvrdilo rozsáhlý tumor pravého laloku jater (viz Obrázek 15) a trombózu pravé větve porty (viz Obrázek 19).

Následně pacient podstoupil CT řízenou biopsii ložiska, aby byla potvrzena proveditelnost následné TARE. Před plánovanou TARE bylo po pár měsících provedeno kontrolní CT břicha s volumetrií jater.

Při srovnání obrazů axiálních řezů jater z CT a MR (Obrázek 16 a Obrázek 17) je patrné, že na obrazu MR je mnohem lépe viditelné satelitní ložisko. Díky tomu a díky lepšímu rozlišení MR oproti CT lze HCC obecně diagnostikovat dříve, a to i proto, že lépe zobrazí i případné komplikace spojené s HCC, jako např. metastázy.

- **Kazuistika č. 3 – Pacientka s kolorektálním karcinomem**

Pacientka měla diagnostikován karcinom rekta, následně bylo CT vyšetření břicha a MR vyšetření pánve provedeno v rozmezí několika hodin. CT odhalilo pravděpodobnou metastázu v játrech, která se projevila hypodenzitami v arteriální a venózní fázi. Bylo zváženo dovyšetření MR jater, bylo však provedeno MR vyšetření pánve.

MR vyšetření stanovilo rozsah nádoru (viz Obrázek 23) s prorůstáním do levatoru ani (viz Obrázek 21) a postižením uzlin, především levé ilické uzliny (viz Obrázek 25).

U kolorektálního karcinomu shledáváme zásadní výhodu MR vyšetření v diagnostice k mezorektální fascii, stanovování stadia tumoru a malignitě uzlin (což se prokázalo přesně v tomto případě). CT tedy dobře poslouží při potvrzení, či vyvrácení karcinomu rekta, nicméně na stanovení co nejpřesnějšího rozsahu tumoru je třeba využití MR.

7 ZÁVĚR

Cílem práce bylo porovnat využití zobrazovacích metod výpočetní tomografie a magnetické rezonance u vybraných onemocnění gastrointestinálního traktu. Tento cíl byl naplněn pomocí níže zmíněných kroků.

V první části práce byla představena jednak vybraná onemocnění, tak obě zmíněné metody. U obou metod byly zmíněny jejich obecné výhody i nevýhody, konkrétně menší časová náročnost CT, méně časté kontraindikace s ním spojené a takřka příjemnější průběh, u MR zase nulová radiační zátěž pacienta.

Díky sebraným datům mohlo být v praktické části zhodnoceno využití jednotlivých metod u tří konkrétních pacientů s onemocněním GIT.

Bylo zjištěno, že u všech tří případů, které byly v této práci zmíněny, bylo využito CT vyšetření pro prvotní, hrubé zmapování stadia a rozsahu onemocnění, potvrzení diagnózy a posouzení celkového stavu pacienta co se týká zhodnocení orgánů dutiny břišní. K MR bylo ve všech případech přistoupeno za účelem detailnějšího zobrazení konkrétních velikostí tumorů, zjištění přidružených komplikací onemocnění, a tedy k přesnému zhodnocení onemocnění pacienta tak, aby mohla být co nejdříve započata efektivní léčba.

MR vyšetření také obecně bývá v průběhu léčby pacienta používáno pro kontrolní zobrazení diagnostikovaných onemocnění u HCC a m. Crohn u mladých lidí. Důvodem je nulová radiační zátěž. Nicméně není možné MR využívat pro kontrolní zobrazení všech těchto pacientů, kvůli horší dostupnosti metody. Z tohoto důvodu se u ostatních diagnóz upřednostňuje užití CT, které je podobně diagnosticky přínosné, nicméně představuje pro pacienta radiační zátěž.

Nabízí se tedy možnost, že by pacienti byli zasílání rovnou na vyšetření MR, avšak vzhledem k mnohonásobně vyšší finanční náročnosti a nižší dostupnosti této zobrazovací metody se ve většině případů pravděpodobně setkáme nejdříve s CT a při potvrzení diagnózy či nedostatečně jasném zobrazení teprve se zobrazením MR. Významným faktorem je totiž rychlé stanovení přesné diagnózy, které umožní včasné zahájení léčby.

Práce radiologického asistenta (RA) je při vyšetřování na obou zobrazovacích metodách poměrně podstatná. Při CT vyšetření je RA osobou zavádějící kanylu a následně také určuje množství a rychlost podávání kontrastní látky pacientovi. U MR vyšetření pak RA volí jednotlivé sekvence. V obou případech je také osobou zodpovědnou za poučení pacienta a dohledem nad celým průběhem vyšetření.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

2D –	Dvourozměrný
3D –	Trojrozměrný
Ave-IP –	Projekce průměrné intenzity
BaSO ₄ –	Síran barnatý
CMP –	Cévní mozkové příhody
Co –	Kobalt
CO ₂ –	Oxid uhličitý
CT –	Výpočetní tomografie
EKG –	Elektrokardiografické zařízení
Fe –	Železo
Fe ₂ O ₃ –	Oxid železitý
FLAIR –	Fluid Attenuated Inversion Recovery
FSE –	Fast Spin Echo
Gd –	Gadolinium
GE –	Gradient Echo
HASTE –	Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Echo)
HCC –	Hepatocelulární karcinom
HU –	Hounsfieldova jednotka
IR –	Inversion Recovery
i.v. –	Intravenózní
KL –	Kontrastní látka
MinIP –	Minimum Intensity Projection
MIP –	Maximum Intensity Projection
MPR –	Multiplanární rekonstrukce
MR –	Magnetická rezonance
Nb-Ti –	Niobium-titan
Ni –	Nikl

NMR –	Nukleární magnetická rezonance
NSF –	Nefrogenní systémová fibróza
PACS –	Picture Archiving and Communication System
PD –	Protonová denzita
RA –	Radiologický asistent
RF –	Radiofrekvenční
rtg. –	Rentgen
SE –	Spin Echo
SSD –	Shaded Surface Display
STIR –	Short Tau Inversion Recovery
TARE –	trans arteriální radioembolizace
TE –	Čas echa
TI –	Inversion Time
TR –	Repetiční čas
TSE –	Turbo Spin Echo
USG –	Ultrasonografie
UZ –	Ultrazvuk
VE –	Virtuální endoskopie
v. o. –	Vážený obraz
VRT –	Volume Rendering Technique

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] VOMÁČKA, Jaroslav, 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 9788024445083.
- [2] ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL, 2015. *Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky*. Praha: Galén. ISBN 9788074921797.
- [3] SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.
- [4] ULLMANN, Vojtěch. *Astro Nukl Fyzika*. 4.3 Tomografická scintigrafie. Ostrava – Poruba. [online]. [cit. 2020-05-24]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm>.
- [5] HEŘMAN, Miroslav, 2014. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-2901-4.
- [6] VÁLEK, Vlastimil a Pavel ELIÁŠ, 1998. *Moderní diagnostické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. ISBN 80-7013-294-9.
- [7] WEISHAUP, Dominik., Victor D. KOCHLI a Borut MARINCEK. *How does MRI work?: An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging*. 2. vydání. New York: Springer, 2006. ISBN 978-3-540-30067-0.
- [8] FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK, 2002. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén. ISBN 80-7262-172-6.
- [9] NEKULA, Josef, 2001. *Radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 80-244-0259-9.
- [10] RAMAN, Siva P., Mahadevappa MAHESH, Robert V. BLASKO a Elliot K. FISHMAN, 2013. CT Scan Parameters and Radiation Dose: Practical Advice for Radiologists. *Journal of the American College of Radiology* [online]. **10**(11), 840-846 [cit. 2020-05-23]. DOI:

- 10.1016/j.jacr.2013.05.032. ISSN 15461440. Dostupné z:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1546144013003177>.
- [11] SEIDL, Zdeněk, 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN isbn978-80-247-4108-6.
- [12] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN, 2015. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-164-3.
- [13] MAZZIOTTI, Silvio, Alfredo BLANDINO, Michele GAETA, Antonio BOTTARI, Carmelo SOFIA, Tommaso D'ANGELO a Giorgio ASCENTI, 2015. Postprocessing in Maxillofacial Multidetector Computed Tomography. *Canadian Association of Radiologists Journal* [online]. **66**(3), 212-222 [cit. 2020-05-23]. DOI: 10.1016/j.carj.2014.12.004. ISSN 0846-5371. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1016/j.carj.2014.12.004>.
- [14] SAMEI, Ehsan a Norbert J. PELC, ed., 2020. *Computed Tomography* [online]. Cham: Springer International Publishing [cit. 2020-05-23]. DOI: 10.1007/978-3-030-26957-9. ISBN 978-3-030-26956-2.
- [15] ZHONG-HUA, Sun, Liu YU-PIN, Zhou DONG-JIN a Qi YAN, 2012. Use of coronary CT angiography in the diagnosis of patients with suspected coronary artery disease: findings and clinical indications. *Journal of Geriatric Cardiology* [online]. **9**(2), 115-122 [cit. 2020-05-23]. DOI: 10.3724/SP.J.1263.2012.01041. ISSN 1671-5411. Dostupné z: <http://pub.chinasciencejournal.com/article/getArticleRedirect.action?doiCode=10.3724/SP.J.1263.2012.01041>
- [16] MURPHY, Andrew a Bruno DI MUZIO. *Minimum intensity projection (MinIP)* [online]. [cit. 2020-05-23]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/minimum-intensity-projection-minip>
- [17] CORNO, Antonio F. a Gigi P. FESTA, 2009. *Congenital Heart Defects: Volume 3: CT-Scan and MRI* [online]. Heidelberg: Steinkopff [cit. 2020-05-24]. DOI: 10.1007/978-3-7985-1719-6. ISBN 978-3-7985-1718-9.

- [18] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA, 2009. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-608-3.
- [19] ŽIŽKA, Jan, 2011. Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? *Česká radiologie* [online]. 2011, **65**(3), s. 169-176 [cit. 2020-05-24]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.medvik.cz/link/bmc11039714>
- [20] PATLAS, Michael, Douglas S. KATZ a Mariano SCAGLIONE, ed., 2018. *MDCT and MR Imaging of Acute Abdomen* [online]. Cham: Springer International Publishing [cit. 2020-05-24]. DOI: 10.1007/978-3-319-70778-5. ISBN 978-3-319-70777-8.
- [21] NAVRÁTIL, Leoš, 2017. *Vnitřní lékařství pro nelékařské zdravotnické obory*. 2., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0210-5.

10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 – Ukázka vzniku sinogramu [3, s. 119].....	13
Obrázek 2 – Zpětná projekce profilů zeslabení do matice obrazu [3, s. 119]....	13
Obrázek 3 – Princip iterativní rekonstrukce, zjednodušené pro obrazovou matici 2 x 2 pixely [19, s. 171]	15
Obrázek 4 – Nahodilé magnetické momenty protonů [1, s. 47]	30
Obrázek 5 – Rovnoběžné uspořádání protonů, paralelní a antiparalelní postavení [1, s. 48].....	30
Obrázek 6 – Závislost T1, T2 a PD vážení na TR a TE [11, s. 57].....	37
Obrázek 7 – Zjednodušené schéma SE sekvencí [11, s. 59]	38
Obrázek 8 – Zjednodušené schéma GE sekvencí [11, s. 59]	41
Obrázek 9 – Stádia pokročilosti kolorektálního karcinomu [21, s. 226].....	47
Obrázek 10 – Koronální řez břicha pacienta č. 1 na CT	57
Obrázek 11 – Koronální řez břicha pacienta č. 1 na MR	57
Obrázek 12 – Axiální řez břicha a pánve pacienta č. 1 na CT	58
Obrázek 13 – Axiální řez břicha pacienta č. 1 na MR.....	58
Obrázek 14 – Axiální řez jater pacienta č. 2 na CT	60
Obrázek 15 – Axiální řez jater pacienta č. 2 na MR.....	60
Obrázek 16 – Axiální řez jater pacienta č. 2 na CT	61
Obrázek 17 – Axiální řez jater pacienta č. 2 na MR.....	61
Obrázek 18 – Axiální řez jater pacienta č. 2 na CT	62
Obrázek 19 – Axiální řez jater pacienta č. 2 na MR.....	62
Obrázek 20 – Axiální řez na CT pacienta č. 3	64
Obrázek 21 – Axiální řez pánve pacienta č. 3 na MR.....	64
Obrázek 22 – Sagitální řez břicha pacienta č. 3 na CT	65
Obrázek 23 – Sagitální řez pánve pacienta č. 3 na MR	65
Obrázek 24 – Koronální řez břicha pacienta č. 3 na CT	66
Obrázek 25 – Koronální řez pánve pacienta č. 3 na MR	66

11 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 – Hodnoty HU pro různé tkáně a materiály [3, s. 122].....	12
Tabulka 2 – Volumetrie jater pacienta č. 2.....	59

12 SEZNAM PŘÍLOH