

Vysoká škola zdravotnická, o. p. s., Praha 5

**RADIOLOGICKÉ METODY PŘI DIAGNOSTICE A
SLEDOVÁNÍ CROHNOVY CHOROBY**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

VÍT RAČLAVSKÝ

Praha 2018

Vysoká škola zdravotnická, o. p. s., Praha 5

**RADIOLOGICKÉ METODY PŘI DIAGNOSTICE A
SLEDOVÁNÍ CROHNOVY CHOROBY**

Bakalářská práce

VÍT RACLAVSKÝ

Stupeň vzdělání: bakalář

Název studijního oboru: Radiologický asistent

Vedoucí práce: MUDr. Ing. Tomáš Viták, Ph.D.

Praha 2018



VYSOKÁ ŠKOLA ZDRAVOTNICKÁ, o.p.s.
se sídlem v Praze 5, Duškova 7, PSČ 150 00

RACLAVSKÝ Vít
3ARA

Schválení tématu bakalářské práce

Na základě Vaší žádosti Vám oznamuji schválení tématu Vaší bakalářské práce ve znění:

Radiologické metody při diagnostice a sledování Crohnovy choroby

Radiological Methods to Diagnose and Monitor Crohn's Disease

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Ing. Tomáš Viták, Ph.D.

V Praze dne 1. listopadu 2017


doc. PhDr. Jitka Němcová, PhD.
rektorka

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně, že jsem řádně citoval všechny použité prameny a literaturu a že tato práce nebyla využita k získání stejného nebo jiného titulu nebo titulu neakademického.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své bakalářské práce ke studijním účelům.

V Praze dne.....

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce MUDr. Ing. Tomáši Vitákovi, Ph.D. za pomoc při zpracování bakalářské práce, za jeho cenné rady a odborné vedení.

ABSTRAKT

RACLAVSKÝ, Vít. *Radiologické metody při diagnostice a sledování Crohnovy choroby*. Vysoká škola zdravotnická, o. p. s. Stupeň kvalifikace: Bakalář (Bc.). Vedoucí práce: MUDr. Ing. Tomáš Viták, Ph.D. Praha. 2018. 60 s.

Tématem bakalářské práce je popis jednotlivých radiologických metod při diagnostice a sledování Crohnovy choroby. Teoretická část obsahuje historii, charakteristiku Crohnovy choroby, klinické příznaky a anatomický popis trávicí soustavy. Dále tato práce popisuje každou radiodiagnostickou metodu a její výhodu nebo nevýhodu. Praktická část popisuje výzkum, který proběhl na dvou CT přístrojích a srovnává jejich parametry.

Cílem bakalářské práce je objasnit a stručně vysvětlit princip radiologických metod při diagnostice a sledování Crohnovy choroby. Dále chceme poukázat také na jejich výhody a nevýhody. Cílem výzkumu v praktické části je zjištění a srovnání velikosti radiační dávky a kvality signálu zobrazení na CT SIEMENS Somatom Sensation 16 a CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128.

Klíčová slova:

Crohnova choroba. Computed tomograf. Idiopatické střevní záněty. Magnetická rezonance. Rentgen. Ultrazvuk.

ABSTRACT

RACLAVSKÝ, Vít. *Radiological Methods to Diagnose and Monitoring Crohn's Disease*. Medical College. Degree: Bachelor (Bc.). Supervisor: MUDr. Ing. Tomáš Viták, Ph.D. Prague. 2017. 60 pages.

The theme of this thesis is the description of radiological methods to diagnose and monitoring of Crohn's disease. The theoretical part includes history, characteristics of Crohn's disease, clinical signs and anatomical description of digestive system. Next point this thesis describes every radiodiagnostic method and its advantage or disadvantage. The practical part describes the research that has become on the two CT devices and compares their parameters.

The aim of the bachelor thesis is to explain and briefly explain the principle of radiological methods in the diagnosis and monitoring of Crohn's disease. It also wants to point out their advantages and disadvantages. The aim of the research in the practical part is to find and compare the radiation dose size and the quality of the display signal on CT SIEMENS Somatom Sensation 16 and CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128.

Key words:

Crohn's disease. Computed tomography. Inflammatory bowel disease. Magnetic resonance. Roentgen (X-ray). Ultrasound (Sonograph).

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ	10
SEZNAM ZKRATEK	11
SEZNAM ODBORNÝCH VÝRAZŮ	12
ÚVOD	13
1 CROHNOVA CHOROBA	16
1.1 Historie diagnostikování Crohnovy choroby	18
1.2 Etiologie a patogeneze	20
1.2.1 Dědičnost	21
1.2.2 Abnormální slizniční imunita	21
1.2.3 Mikrobiální střevní flóra	22
1.2.4 Kouření a dieta	23
1.2.5 Klinické příznaky	24
2 ENDOSKOPIE A JEJÍ PODPORA	25
2.1 Základní popis	26
2.1.1 Příprava a průběh vyšetření	27
2.1.2 Crohnova choroba a kapslová endoskopie	28
2.2 Double/Single balloon enteroskopie a Push enteroskopie	29
3 RADIOLOGICKÉ DIAGNOSTICKÉ METODY	33
3.1 Rentgen - RTG	33
3.1.1 Popis a princip použití	33
3.1.2 Výhoda a nevýhoda RTG enteroklýzy	38
3.2 Ultrazvuk – UZ	39
3.2.1 Popis a princip použití	41
3.2.2 Ultrazvuk a primodiagnostika	43

3.2.3	Ultrazvuk a průběžné sledování	44
3.2.4	Ultrazvuk a způsob vyšetření	44
3.2.5	Výhody a nevýhody ultrazvuku	44
3.3	Výpočetní tomografie - CT	45
3.3.1	Generační linie CT	47
3.3.2	Popis a princip použití	48
3.3.3	CT enterografie	49
3.3.4	CT enteroklýza	49
3.3.5	Výhoda a nevýhoda CT	50
3.4	Magnetická rezonance - MR	51
3.4.1	Popis a princip použití	533
3.4.2	Kontraindikace k vyšetření MR.....	54
3.4.3	MR enterografie.....	55
3.4.4	Výhoda a nevýhoda MR enterografie	56
4	PRŮZKUMNÁ ČÁST PRAKTICKÁ	57
4.1	Specifické cíle	57
4.1.1	Průzkumné otázky	57
4.2	Popis metodiky a materiál	58
4.2.1	Průzkumný soubor	61
4.3	Výsledky	61
5	DISKUZE	64
	ZÁVĚR	68
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	70
	PŘÍLOHY	

SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ

Obrázek 1 - Endoskopická kapsle se snímacími anténami a záznamové zařízení

Obrázek 2 - Double - balloon enteroskopie

Obrázek 3 - RTG sklopná stěna (skiagrafická, skiaskopická)

Obrázek 4 - Ultrazvuková sonografie

Obrázek 5 - Computed tomography CT

Obrázek 6 - Magnetická rezonance MR

Tabulka 1 - Parametry dávky a šumu SD na obou přístrojích CT

Tabulka 2 - Parametry dávky a šumu v závislosti na Safire

Graf 1 - Dispenzarizovaní pacienti pro vybrané diagnózy na 10 000 obyvatel

Graf 2 - Přehled oblastí s diagnostikovanou Crohnovou nemocí

SEZNAM ZKRATEK

CN	<i>Crohnova nemoc</i>
CT	<i>Computed tomography (výpočetní tomografie)</i>
DECT	<i>Dual Energy CT (CT s dvěma rentgenkami)</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
FBP	<i>Filtered Back Projection</i>
GIT	<i>Gastrointestinální trakt</i>
i. v.	<i>Intravenózně</i>
IBD	<i>Idiopatické střevní záněty</i>
IRIS	<i>Iterative Reconstruction in Image Space</i>
MR	<i>Magnetická rezonance</i>
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i>
NIS	<i>Nemocniční informační systém</i>
NMR	<i>Nuclear Magnetic Resonance (spectroscopy)</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
RDG	<i>Radiodiagnostické, např. oddělení (RDG odd.)</i>
ROI	<i>Regional of interest (oblast zájmu)</i>
RTG	<i>Rentgen</i>
SAFIRE	<i>Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (Software)</i>
UC	<i>Ulcerózní kolitida</i>
UZ	<i>Ultrazvuk</i>

(VOKURKA, HUGO, 2013)

SEZNAM ODBORNÝCH VÝRAZŮ

Etiologie	<i>Příčina nemoci</i>
Frakcionace	<i>Dělení na frakce, např. dávkování RTG záření</i>
Gantry	<i>Mohutný prstencový stojan CT konstrukce</i>
Idiopatický	<i>Bez známé příčiny</i>
Intravenózní	<i>Aplikace do krevního oběhu</i>
Neoterminální ileum	<i>Pooperační řešení terminálního ilea</i>
Patogeneze	<i>Souhrn procesů jako reakce na etiologii, tedy celkový průběh nemoci</i>
Relaps	<i>Opětovné objevení nemoci</i>
Remise	<i>Období bez příznaků nemoci</i>
Voxel	<i>2D elementární bod (pixel) v trojdimenziální soustavě</i>

(VOKURKA, HUGO, 2013)

ÚVOD

Crohnova nemoc se řadí do skupiny chorob, u kterých není známa zcela jasně její příčina. Je tedy zahrnuta mezi idiopatické střevní záněty. K takové kategorii onemocnění patří např. Ulcerózní kolitida, která je blízká s Crohnovou chorobou a liší se od sebe nejen svým typickým lokálním výskytem.

Svitkovská a Kober (2014) uvádějí, že se jedná o celoživotní onemocnění s přípuštěním střídavých období klidu a aktivních příznaků. Tato choroba se může vyskytnout v jakémkoliv věku, avšak nejčastěji je diagnostikována mezi 20. až 30. rokem života jedince, přičemž není vyloučen ani výskyt u dětí. V současné době není žádný lék na tuto chorobu, který by nemoc zcela vyléčil a tak cestu k úlevě od příznaků přináší kombinace medikamentů. V případě malého účinku nebo velkých zánětlivých změn přichází ke slovu chirurgický zákrok. Crohnova nemoc postihuje především tenké a tlusté střevo, nicméně se může vyskytnout i v celém gastrointestinálním traktu, tedy od úst až po anus. Z hlediska probíhajících fází této nemoci můžeme jednotlivé fáze rozdělit na období vypuknutí choroby, remise (období bez příznaků) a relaps (období zpětného objevení, např. i v částech střeva, kde dosud zatím zánět nebyl přítomen).

Cílem této bakalářské práce je se zaměřit na různé alternativy radiologických metod při diagnostice a sledování průběhu Crohnovy choroby. Mezi metody řadíme především ultrazvuk, RTG vyšetření, CT vyšetření, vyšetření pomocí MR. V této bakalářské práci budou více rozvedeny a popsány jednotlivé metody, aby však byl komplex diagnostik úplný u CN, budou představeny i hlavní metody endoskopické, které jsou hlavními metodami určujícími diagnostiku CN a používanými na sledování trávicí trubice.

Bakalářská práce je rozdělena na teoretickou část a část praktickou. V praktické části budeme prezentovat zejména porovnání a sledování rozličných parametrů na CT SIEMENS Somatom Sensation 16 a CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128.

Cíl teoretické části bakalářské práce

Z dohledaných zdrojů popsat různé alternativy radiologických metod při diagnostice a sledování průběhu Crohnovy choroby.

Cíl praktické části bakalářské práce

Hlavním cílem je v této práci sledovat a určit přínos diagnostiky CN na novějším modelu CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128 ve srovnání se starším modelem a kritérium patologických lokací výskytu Crohnovy choroby.

Výzkumné otázky:

a) Je přínosnější diagnostika CN na novějším CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128 v porovnání s diagnostikou na starším CT SIEMENS Somatom Sensation 16 z hlediska dávky radiační zátěže?

b) Je přínosnější diagnostika CN na novějším CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128 ve srovnání s diagnostikou na starším CT SIEMENS Somatom Sensation 16 z hlediska kvality signálu s podílem šumu standardní odchylky SD?

c) Je přínosnější diagnostika CN na CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128 z hlediska použití iterativního softwaru Safire?

Vstupní literatura

ČERMÁKOVÁ, J., 2008. Crohnova choroba - vyšetřovací metody a léčba. *Sestra*. 18(12), 26. ISSN 1210-0404.

KOHOUT, P. a kolektiv. *Možnosti neinvazivního vyšetřování tenkého střeva*. 1. vyd. 2002. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-141-6.

SEIDL, Z. a kol., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.

Popis rešeršní strategie

Zdroje, které jsme využili pro zpracování bakalářské práce nazvané Radiologické metody při diagnostice a sledování Crohnovy choroby, jsme vyhledávali v říjnu 2017 až březnu 2018. O vyhotovení rešerše byla požádána knihovna Vysoké školy zdravotnické, o. p. s. v Praze. Použito bylo i několik elektronických databází jako Jednotná informační brána, katalog Národní lékařské knihovny, Souborný katalog ČR, Databáze vysokoškolských prací, Online katalog NCO NZO a PubMed.

Za klíčová slova v českém jazyce jsme stanovili: Crohnova choroba. Computed tomograf. Idiopatické střevní záněty. Magnetická rezonance. Rentgen. Ultrazvuk. V anglickém překladu: Crohn's disease. Computed tomography. Inflammatory bowel disease. Magnetic resonance. Roentgen (X-ray). Ultrasound (Sonograph).

Požadavkem na použití dohledaných textů bylo: obsahově shodné téma, odbornost publikací, jazyk český či anglický a vydání v časovém období od roku 1998 až po současnost.

Vyřazovacími kritérii pak byl vedle obsahové nekompatibility také duplicitní nálezy textu.

Pro sepsání bakalářské práce jsme využili 30 informačních zdrojů, z toho 15 knih, 6 článků v časopisech a 5 elektronických zdrojů z let 1999 až 2017.

1 CROHNOVA CHOROBA

Anatomie

Z hlediska anatomického se Crohnova choroba týká celé trávicí trubice. Sem patří: *dutina ústní, pharynx, jícen, žaludek, duodenum, kličky tenkého střeva, terminální ileum, caecum, appendix vermiformis, colon ascendens, colon transversum, colon descendens, colon sigmoideum, rectum a anus*. Proto všechny tyto orgány a jejich části jsou potenciálně ohroženy k tomuto patologickému výskytu. Nejméně často bývá postižena dutina ústní, ale opačně nejčastěji se týká postižení tenkého střeva, např. v oblasti terminálního ilea.

Tenké střevo – *intestinum tenue*

Naňka a Elišková (2009) popisují tenké střevo jako nejdelší úsek trávicí trubice, který spojuje pylorus žaludku s tlustým střevem. Zde nejvíce probíhá trávení potravy a vstřebávání jednoduchých složek takto rozloženého obsahu potravy. Tenké střevo začíná v oblasti obratle L1 (zde se taktéž projikuje pylorus) a končí tam, kde se nachází pravá jáma kyčelní. Délka tohoto tenkého střeva je různá: během života má 3-5 metrů, po smrti však dosahuje až 7 metrů z principu uvolnění svalového tonu. Tenké střevo lze rozdělit na tři části, a sice na *duodenum* (dvanáctník), *jejunum* (lačník) a *ileum* (kyčelník).

Duodenum – dvanáctník

Dvanáctník má délku 20-28 cm, průměr 3,5–4,5 cm a tvar podkovy, ale může být i ve tvaru písmene V nebo písmene U. Je srostlý se zadní stěnou břišní a rovněž je také krytý nástěnným peritoneem. Duodenum se dá rozdělit do částí: *pars superior, pars descendens, pars horizontalis a pars ascendens*. V *pars descendens* se nachází dva důležité vývody, z nichž jeden je vývod pankreatu (*ductus pancreaticus major*) a tím druhým je vývod žlučových cest (*ductus choledochus*), jejichž šťávy mají rovněž podíl na ovlivnění trávení.

Jejunum et ileum – lačník a kyčelník

Dle Čiháka (1988) má tenké střevo tyto dva úseky – tedy lačník a kyčelník, jejich společným znakem těchto obou částí je připojení závěsem, tzv. mesenteriem. Obě tyto části tenkého střeva se také mohou označovat jako jejunoileum či intestinum mesenteriale. Rozlišení těchto částí je pak např. dle jejich tloušťky, kdy jejunum je o něco širší v průměru cca 3 cm a ileum je menší v průměru cca 2,5 cm. Distální část ilea tzv. terminální ileum následně přechází v pravé jámě kyčelní ileocekálním ústím (ostium ileocaecale) do tlustého střeva.

Tlusté střevo – intestinum crassum

Tlusté střevo Čihák (1988) popisuje jako úsek dlouhý 1,2–1,5 m a široký od cca 4 cm do 7,5 cm. Jedná se o část trávicí trubice, která přijímá z tenkého střeva kašovitý až tekutý obsah (chymus), z něž tenké střevo vstřebalo živiny. Postupným vstřebáváním vody se obsah formuje do stolice, která je pak následně vyloučena koncovým úsekem tlustého střeva skrze anální otvor (anus). Tlusté střevo lze rozdělit na *caecum* (slepé střevo), *colon* (tračník) a *rectum* (konečník) s řitním otvorem – *anus*.

Caecum – slepé střevo

Caecum je dlouhé asi 10 cm a je uloženo v pravé kyčelní jámě. Je rovněž místem, odkud začíná *colon ascendens* a začíná slepě vakem, z jehož vrcholu vyčnívá červovitý výběžek – *appendix vermiformis*. Appendix má většinou průměr asi jako tužka, délku 5–10 cm a pokud dosahuje jiné délky, pak je to spíše vzácnost.

Colon – tračník

Tračník je hlavní část tlustého střeva, která obsahuje *colon ascendens* (tračník vzestupný) - jdoucí od slepého střeva vzhůru pod játra, *colon transversum* (tračník příčný) - pokračuje napříč zprava nalevo pod játry a žaludkem ke slezině, *colon descendens* (tračník sestupný) - sestupuje po levé straně břišní dutiny od sleziny k okraji malé pánve do levé jámy kyčelní, *colon sigmoideum*

(esovitá klička) - dále esovitě zakřivená část tlustého střeva přecházející do konečníku.

Rectum et anus – konečník a řitní otvor

Naňka a Elišková (2009) uvádějí, že tahle část střeva je konečným úsekem tlustého střeva, kde jsou patrné dvě části: část horně rozšířená (*ampulla recti*), dlouhá cca 10 cm a část dolní úzká (*canalis analis*), dlouhá 2–4 cm. Rectum směřuje do vyhloubení os sacrum a je zakřiveno jak frontálně, tak i sagitálně. Canalis analis prochází svalovou hrází – *diaphragma pelvis*, a vyústuje zevně řitním otvorem, *anus*.

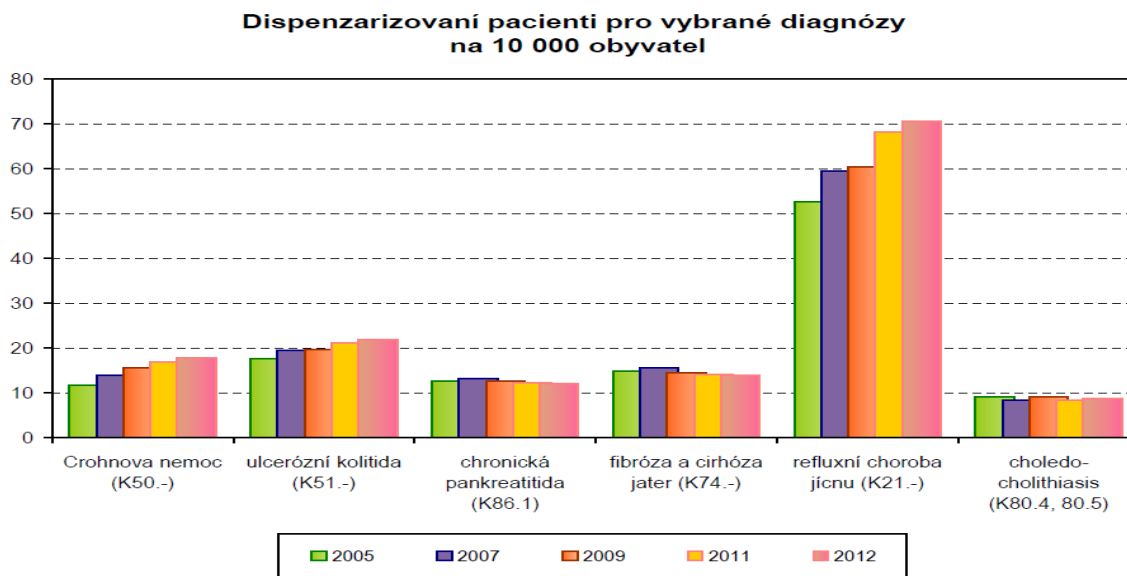
1.1 Historie diagnostikování Crohnovy choroby

Od počátku 20. století byl znám pojem idiopatické střevní záněty IBD (inflammatory bowel disease), který vzniknul v souvislosti s potřebou vyjádřit neznámou příčinu výskytu takových onemocnění na rozdíl od jiných střevních zánětů infekčního původu. Je třeba zmínit, že z hlediska neznámé etiologie, dílčích poznatků o patogenezi a tendenci k chronickému průběhu s opakujícími relapsy, nerozeznáváme v užším pojetí k IBD pouze Crohnovu chorobu, ale také další entity, především ulcerózní kolitidu. Historicky se však tyto klinické jednotky vyvíjely odlišně. Písemné záznamy o vředovitém zánětu tlustého střeva je možné vidět již z přelomu 18. a 19. století. Samostatně se však UC (ulcerózní kolitida), jako klinická jednotka, objevuje na jednání na lékařském kongresu v Paříži během roku 1913. U nás to byl právě prof. Mařatka, který jako první uvedl své poznatky o UC v roce 1948 ve své monografii a dal tak základy poznatkům o UC do dneška. Prof. Mařatka dal tomuto onemocnění v našich zemích název, který vystihuje jeho dva hlavní znaky, tj. idiopatická proktokolitida. Tím bylo vyjádřen nejen neznámý původ, ale také určení lokalizace a směr šíření. V současnosti se běžně užívá název UC, kdy pojmy vředovitý zánět tlustého střeva, idiopatická proktitida nebo ulcerózněhemoragická proktokolitida jsou již zastaralé, až na možné okrajové a běžně nepoužívané výjimky.

Konečný a Ehrmann (2014) uvádějí, že první popsané onemocnění s příznaky CN (Crohnova choroba) se nalézají v písemnictví koncem 19. století. Ve většině případů se ovšem toto onemocnění zapsalo do povědomí pod diagnózou střevní tuberkulóza. Následně až během roku 1932 se Crohn, Ginzburg a Oppenheimer rozhodli publikovat svou práci pojednávající o regionální ileitidě ve smyslu samostatné nozologické jednotky. A takto také vešla tato choroba ve známost odborné lékařské veřejnosti. Poprvé tak byla popisována v oblasti ileocekálního přechodu tenkého a tlustého střeva, což je místo její typické lokalizace. Od té doby se tak mluvíme o chronickém, nespecifickém, granulomatózním střevním zánětu, postihujícím segmentálně nebo plurisegmentálně hlavně terminální ileum a ileocekální oblast. Často může být postižen i tračník nebo konečník. Takto se určila místa výskytu i s pozdějším upřesněním také netypických lokací, týkající se téměř celé trávicí trubice (tenké střevo, žaludek, jícen a někdy také může být dutina ústní).

Dle Vachkové (2008) z dosud známých a publikovaných studií, které máme k dispozici, vyplývá ten fakt, že geografické rozložení Crohnovy nemoci je nestejně rozloženo. Častěji se vyskytuje u osob žijících v severně položených zemích a také v oblastech, kde je vyspělá ekonomika. Co se těchto oblastí týče, tak je v nich incidence velmi variabilní. Během posledních pár desetiletí se ukazuje mírnější vzestup nespecifických střevních zánětů (IBD). Nízká incidence je v zemích Afriky, Asie a stejně tak i v Jižní Americe. Důvodů rozdílného výskytu IBD v severně a jižně situovaných zemích může být celá řada, nicméně hlavními faktory jsou klimatické podmínky, nízká úroveň zdravotní péče - zejména v jižních oblastech, způsob výživy a nižší socio-ekonomický standard. Střední incidence IBD se projevuje ve střední a východní Evropě. Komunity židovských emigrantů, žijících kdekoli, nám vykazují výrazné zvýšení incidence IBD. U osob židovského původu je vykazován výskyt CN třikrát až osmkrát vyšší. Z jistých výsledků je také patrné, že se mnohem častěji vyskytuje u obyvatelstva bělošského než černošského. Z některých výsledků je možné vidět větší výskyt u mužů než u žen. Zaznamenán je také nárůst incidence v České republice (graf č. 1). Obecně tak můžeme konstatovat, že v naší republice je také vyšší ukazatel výskytu IBD, a to spíše v průmyslových oblastech a městských aglomeracích.

Graf 1



Zdroj: UZIS, 2013, s. 7

1.2 Etiologie a patogeneze

Problematiku etiopatogeneze IBD se snaží vysvětlit v současné době hypotéza, která se zabývá nepřiměřenými reakcemi imunitního systému, u lidí s genetickou predispozicí, na komenzální střevní flóru (mikrobiota).

Další činitel této hypotézy je vliv zevního prostředí. Dá se tedy předpokládat, že genetické pozadí a působení faktorů zevního prostředí má vliv na vznik fenotypických projevů těchto chorob. Rozlišujeme tak jejich chování na indolentní nebo agresivní a jejich reakce na medikamentózní léčbu. Touto cestou se tak mohou vytvořit podmínky pro vznik Ulcerózní kolitidy nebo podmínky pro vznik Crohnovy nemoci. V této etiologii, byť hypotetické, se podíl genetické dispozice pro vznik Crohnovy nemoci odhaduje na 60-80 %. Ulcerózní kolitida má v této souvislosti předpoklad genetické dispozice výrazně menší.

1.2.1 Dědičnost

Dle Lukáše (2014) je známa celá řada důkazů o tom, že existují genetické vlohky pro vznik IBD, které jsou nezbytným předpokladem pro vznik klinických projevů střevního zánětu u takto stigmatizovaného člověka. Obě tyto nemoci mají ucelené genetické pozadí, kdy je v tomto procesu uplatňováno nemalé množství genů, které nadměrně vykazují značnou heterogenitu. V současné době je známo víc jak 160 genových lokusů vázaných s IBD, zatímco téměř jedna třetina má vztah pouze k ulcerózní kolitidě a zbylá větší část má svůj podíl při vzniku Crohnovy choroby. Tyto geny svému nositeli poskytují potřebný potenciál pro vznik nemoci, vzájemně se ovlivňují a vlivem zevních faktorů je modifikována jejich penetrance. V posledních letech byla realizována část studie na monitoring genových polymorfizmů u pacientů s určitými fenotypickými projevy IBD. Zásadním přínosem zkoumání genetické podstaty IBD bylo zavedení nové techniky testování genomu – tzv. celogenomových asociačních studií (Genom Wide Association – GWA). Jako výsledek bylo odhaleno velké množství kandidátních genových polymorfizmů, které mohou naznačit predikující riziko vzniku nemoci, klinický průběh a reakce na léčbu.

1.2.2 Abnormální slizniční imunita

Nejdůležitější systém, který zprostředkovává vzájemnou interakci mezi imunitním systémem a střevními mikrobioty je systém tzv. toll-like receptorů (TLR), jenž jsou exprimovány na povrchu epitelálních buněk, také buněk imunitního systému a kaskádě intracytosolických signálních receptorů. Bakteriální ligandy patogenních mikrobů vytváří vazbu na jisté TLR receptory s indukováním řetězové reakce, blokující vstup patogenního mikroorganismu do vnitřního prostředí hostitele. Na základě i těchto sounáležitostí může dojít k poruše v rozpoznávání molekulárních znaků patogenní mikrobiální střevní flóry, která tak může být odpovědná za vznik chronického zánětu střeva. Antimikrobiální peptidy bývají malé polypeptidy, které zastávají důležité místo při udržení střevní slizniční bariéry. Dvě skupiny z peptidů, kterými jsou katelicidiny a defenziny, mají významné antimikrobiální vlastnosti s velmi intenzivní komunikací s imunitním systémem. U nemocných Crohnovou nemocí, kteří mají postiženo terminální ileum, je aktivita defenzinů dost

snížená, což vede k bakteriální invazi do sliznice. Zánět u CN se zprostředkovává především působením Th1 lymfocytů a interleukinů 12, 17, 23, 27 a ještě další složkou interferonu γ . Zatímco zánět UC je řízený Th2 lymfocyty s nadprodukcí interleukinu 5 a transformací růstového faktoru β (TGF β). Diferenciace působení Th1 a Th2 je při etiopatogenezi zánětů NC a UC podstatně složitější proces, než jak je zde uvedeno na základě zjednodušeného schématu.

1.2.3 Mikrobiální střevní flóra

Dalo by se říci, že až dosud se prováděly různé pokusy ve snaze identifikovat mikroorganismus podněcující vznik chronického zánětu, avšak vztah mezi přítomností určitého mikroba a vznikem UC nebo CN nebyl nikdy potvrzen. Díky tomu je v dnešní době infekční etiologie spíše na okraji zájmu. Přes všechny tyto negativa je však známo, jak je samotná přítomnost střevních mikrobů nepostradatelným předpokladem pro vznik IBD. V minulých letech experimentální studie také došly k závěru o nezvratném důkazu o tom, že bez přítomnosti nepatogenní, komenzální střevní flóry ke vzniku chronického zánětu střeva nedochází. Toto bylo zjištěno pokusy na bezmikrobních myších, stejně tak jako také u geneticky modifikovaných (tzv. knockoutovaných) myší. To vedlo k závěru, že různé bakteriální kmeny mají odlišnou schopnost způsobení chronického zánětu střeva u těchto zvířat.

Řada výzkumníků rovněž potvrdila přítomnost tzv. dysbiózy mikrobiální střevní flóry u takto nemocných pacientů s IBD. Tento termín označuje změny ve složení a zastoupení jednotlivých druhů mikrobiotů ve srovnání se zdravými jedinci. Nápadně menší je přítomnost zástupců kmene Firmicutes, mezi něž např. patří Lactobacilli a Clostridia. Střevní obsah a bioptické vzorky obsahovaly také při pozorování redukci rodu Bifidobacterium. Proti tomu se u nemocných s IBD zvyšuje podíl zastoupení Proteobacteriae (včetně dalších různých kmenů Escherichia coli) a stejně tak Actinobacteriae. Zajímavostí je, že většina těchto pozorování neproказuje důležité rozdíly v zastoupení výše zmíněných mikrobiálních kmenů mezi nemocnými s UC a CN. Vyšší ataka bakterií do sliznice u pacientů s UC (obzvláště však s CN) koreluje se zvýšenými titry

imunoglobulinů vzniklých proti konkrétním bakteriálním antigenům. Některé z nich jsou využívány i v dnešní době v klinické praxi – např. za účelem rozlišení UC a CN, kdy lze použít stanovení anti-12 protilátek (*Peptostreptococcus anaerobius*) nebo antipurinové protilátky zacílené proti membránovému antigenu *Escherichia coli* (anti-OmpC). Byly tak zjištěny značné rozdíly v množství bakterií, penetrujících slizniční bariérou střevní sliznice mezi pacienty s IBD a zdravými jedinci.

1.2.4 Kouření a dieta

Ulcerózní kolitida zasahuje obzvláště nekuřáky a bývalé kuřáky. Kouření tak zlepšuje průběh UC a snižuje potřebu podávání orálních kortikosteroidů nebo provádění kolektomií, ve srovnání s pacienty nekuřáky či bývalými kuřáky. Meta analýza dat umožnila prokázat, že kouření u nemocných s UC zmenšuje rizikovost o víc jak 40 % v problematice nutných kolektomií ve srovnání s nekuřáky. Opačně při Crohnově nemoci kouření cigaret vyvolává agresivní průběh nemoci, perforující komplikace, zhoršené reakce na imunosupresivní léčbu a také na biologickou léčbu. Proto ukončení kouření přináší příznivý vliv na průběh nemoci jako zvolená imunosupresivní terapie. Vlastní podstata takto odlišného vlivu kouření na průběh UC a CN nebyla spolehlivě objasněna. Některé experimentální pokusy ukazují rozdílný vliv kouření na aktivitu dendritických buněk ve sliznici trávicí trubice, které ovlivňují aktivitu slizničního imunitního systému.

Dle Lukáše (2014) byla v západní části populace a rovněž v oblastech s vyšším výskytem IBD opakovaně zjištěna vyšší konzumace živočišných produktů, rafinovaných cukrů a v neposlední řadě i snížený příjem dietní vlákniny. Nejsilnější opora tvrzení ohledně nevhodnosti živočišných produktů, a to zejména tmavého masa, pro nemocné s IBD, je velké množství sirných sloučenin v těchto surovinách. Sirné sloučeniny jsou substrátem pro vytváření těkavých látek skupiny merkaptanů, jenž mají výrazný toxický vliv na epitelální buňky tlustého střeva, mohou tak napřímo alterovat funkci určitých signálních proteinů a zvyšovat antigenicitu dalších potenciálních sloučenin. Opačně, právě nenasycené mastné kyseliny s krátkým řetězcem blokují aktivaci signální cesty

zprostředkované receptory skupiny TLR a umožňují tak rizikový faktor zánětu snížit. Nicméně během klinické praxe se zatím nepotvrdil vliv určité diety na průběh nemoci, výsledek léčby a na riziko chirurgické možné intervence.

1.2.5 Klinické příznaky

U někoho se může choroba objevit náhle, u jiného je počátek pozvolný, plíživý. Náhlý začátek Crohnovy nemoci bývá obvykle podobný zánětu slepého střeva. Zrovna tak se mohou dostavit příznaky, jako bolesti v pravém podbříšku, nevolnost nebo i zvracení a pacient také může mít zvýšenou teplotu. Po přijetí do nemocnice bývá zpravidla zjištěn neobvyklý projev zánětu slepého střeva. V případě pacientova vážného ohrožení na životě se v takové situaci volí operace. Pokud příznaky nemoci nejsou náhlé, avšak pozvolné či plíživé, tak může být pacient obtěžován průjmy. Rovněž se dostavují neurčité bolesti v podbříšku, nejčastěji opět vpravo, kdy nemocný může také trpět zvýšenými teplotami a není ani vyloučena možnost hubnutí.

Dle Čermákové (2008) se při částečném zúžení střeva, jako důsledku zánětu, mohou dostavit až kolikovitě bolesti s poruchou odchodu plynů a nadýmáním. Sekundární projevy Crohnovy choroby postihují i jiné orgány lidského těla, proto se může objevovat např. bolest kloubů a zad, žlučnickové a ledvinové kameny nebo i jiné nemoci ledvin a žlučových cest – např. primárně sklerozující cholangitis. Při aktivitě střevního zánětu jsou tyto doprovázející projevy často možné a stejně tak v závislosti ústupu zánětu i tyto obtíže v takovém případě ustupují. Nejen v rámci vyšetřovacího procesu, ale i v obecné rovině lze říci, že se mohou dostavit i obtíže či komplikace v podobě zvrhování střevní stěny, zánětu pobříšnice, vznik píštělí a v neposlední řadě nelze brát ani na lehkou váhu možné riziko vzniku rakoviny.

2 ENDOSKOPIE A JEJÍ PODPORA

Kapslová endoskopie se začala používat od roku 1981, díky myšlence o miniaturní „raketě“. Ta by po polknutí cestovala zažívacím traktem a během tohoto procesu by pořizovala a vysílala snímky. První takový prototyp byl vyzkoušen na zvířecím modelu v roce 1994 doktorem Iddanem společně s týmem inženýrů. V září roku 1994 byly Dr. Paulem Swainem na Světovém gastroenterologickém kongresu v Los Angeles předvedeny možnosti bezdrátové endoskopie nezávisle na výsledcích Dr. Iddana. Poté následovalo předání výsledků těchto obou týmů komerční organizaci a ta založila novou společnost Given (GastroIntestinal Video Endoscopy) Imaging Ltd. v lednu roku 1998. Pak ještě proběhly klinické studie a metoda kapslové endoskopie byla uznána s jejím povolením v srpnu v roce 2001. V říjnu roku 2005 se objevila firmě Given konkurence - firma Olympus, která začala používat CCD snímače pro upravení kvality obrazu elektronickou cestou.

Touto dobou byla již kapslová endoskopie využívána na více než 2500 pracovních místech ve světě, kdy bylo vyšetřeno víc jak 300 000 pacientů. V České republice bylo použito této metody kapslové diagnostiky vůbec poprvé v roce 2002, a to v IKEM.

Dle Drasticha (2007) se původně tato vyšetřovací metoda měla využívat jen k onemocnění tenkého střeva. Později se však naskytla možnost vyšetřovat jícen a pak se i začalo experimentovat s kolonickou kapslí. Nicméně i při tomto pokroku a dosažených výsledcích zůstane zřejmě v nejbližší budoucnosti jako hlavní oblast pro kapslovou endoskopii tenké střevo. Tenké střevo tak nabízí asi 75 % délky a kolem 90 % slizničního povrchu celého gastrointestinálního traktu, přičemž ještě v období před kapslovou endoskopií nebylo vůbec možné přímo zobrazit celé tenké střevo. Kapslová endoskopie se stává bezpochyby převratnou metodou při vyšetřování v gastroenterologii. Doplnuje onen chybějící článek v tzv. přímém zobrazování zažívacího traktu od jícnu až po anus.

Významným způsobem se tak podílí na této diagnostice a hlavně při detekci patologických stavů tenkého střeva.

2.1 Základní popis

Kapslová endoskopie je diagnostickou metodou, která slouží k vyšetření tenkého střeva, jícnu a tračníku. Je to metoda založená na snímání a bezdrátovém přenosu obrazu po polknutí zařízení ve tvaru a velikosti kapsle. Diagnostický systém je tvořen *endoskopickou kapslí, systémem antén, datarekordérem, prohlížečem a pracovní stanicí.*

Tachecí, Suchánek, Drastich et al. (2011) popisují endoskopickou kapsli neboli „endoskop“ jako digitální snímací zařízení, které je zasazené v plastické kapsli o rozměrech 11 x 24mm, 11 x 26mm, 13 x 27,9 mm o hmotnosti 3,4 g, 3,8 g nebo 6 g. Základ je dán video čipem. Další dílčí prvky jsou: *optická soustava, zdroj studeného světla, baterie a popř. vysílač s anténou.* Kapsle se v průběhu vyšetření posouvá peristaltikou trávicího traktu, kdy snímá obraz s frekvencí 2-3 snímky za vteřinu. Kapsle vysílá obrazová data s omezením na dobu funkce baterií (8-12 hod.) a pak tělo opouští per vias naturales. Její pouzdro je tvořeno z bioplastu, odolnému vůči změnám teplot a i vůči změnám pH v místě gastrointestinálního traktu člověka. Z hlediska toxicity baterií jsou baterie stříbro-oxidové, takže nejsou toxické. Datarekordér, jinak záznamové zařízení s použitím buď harddisku nebo paměti typu CompactFlash, poskytuje ukládání obrazových dat, které jsou nejprve detekovány soustavou 8-14 antén. Tyto antény jsou během vyšetření umístěné na břišní stěně pacienta, popřípadě jsou umístěné také ve speciálním opasku Sensor Belt. Prohlížeč je určen k tomu, aby bylo možné sledovat vyšetřovaný endoskopický obraz v přímém přenosu tedy v reálném čase. Pracovní stanice je tvořena počítačem, který má možnost připojení datarekordéru, jenž disponuje stažením, vyhodnocením a uložením endoskopických obrazů. Prohlížeč software neumožňuje pouze vyhodnocovat a exportovat nálezy formou obrázků či krátkých videosekvencí, ale je schopen také zprostředkovat zobrazení trajektorie pohybu a přibližnou polohu kapsle v tenkém střevě. V neposlední řadě tento software také dokáže

lokalizovat suspektní krvácení pomocí podílu červené barvy a zároveň pomocí barevné modifikace zvýrazňuje patologické nálezy nebo odhad jejich velikosti. Jako doplněk tohoto softwaru slouží i doplňující atlas endoskopických nálezů. K úplnému představení nebo popisu je však třeba se také zmínit o retenční kapsli.

Retenční kapsle, nebo také biodegradabilní kapsle je složená z laktózy, barya a radiofrekvenčního jádra. K tomu je kryta nepropustnou membránou, které přesto dvěma propustnými okny umožňuje, při kontaktu se střevním obsahem, její průběžný rozpad během 30 hodin. Je tedy testovací kapslí, která má testovat průchodnost gastrointestinálního traktu před vlastním vyšetřením.

2.1.1 Příprava a průběh vyšetření

Běžná příprava tenkého střeva před použitím kapslové endoskopie, jak dále uvádějí Tachecí, Suchánek, Drastich et al. (2011), vyžaduje příjem čirých tekutin a lačnost po dobu 8 hodin. I tak je však lokálně obvykle přehlednost sliznice snížena kvůli přítomnosti tmavého střevního obsahu, bublin nebo zbytků potravy. Vzhledem k různým komplikacím a s ohledem na různé režimy přípravy, metodiky přehlednosti a diagnostickou výtěžnost nelze tak snadno upřednostnit některá dávkování přípravy. Z toho důvodu se spíše přiklání a doporučuje podání standardních dávek používaných v přípravě tračníku, tedy podání Simethikonu per os 20 minut před započítím vyšetření, což zredukuje množství bublin především v orální části GITu. Způsob vyšetření se dá provést ambulantní cestou nebo při krátkodobém pobytu ve zdravotnickém zařízení dle aktuálního klinického stavu a preferencí pacienta. Lékař je povinen správně pacienta o všech aspektech vyšetření poučit, a to i ohledně všech možných rizik s tím spojených. Vlastní vyšetření je prováděno vyškolenou endoskopickou sestrou, která se věnuje obsluze systému a asistenci pacientovi. Pacient má doporučené volné oblečení a na odmaštěnou a hladkou kůži břicha se aplikují samolepící antény dle schématu a do opasku na těle se připojí datarekordér a propojí s anténami. Následně proběhne kontrola komunikace s datarekordérem a aktivace endoskopické kapsle a pokud je vše jak má být, tak může pacient kapsli spolknout a zapít douškem neperlivé vody. Pokud je k dispozici prohlížeč,

tak se po uplynutí 60-90 min. pasáž kapsle žaludkem ověřuje. Dojde-li k perzistenci kapsle, tak se připouští zavedení do duodena gastrokopem. Pacient může po polknutí kapsle pít za 2 hodiny a za 4 hodiny je možné i sníst lehčí jídlo. Jako kontraindikací v této fázi se stává kapsle pro eventualitu souběžné diagnostiky na MRI, takže je nutné se v každém případě vyhybat zdrojům silného elektromagnetického pole. Po skončení vyšetření se pacient poučí o době odchodu kapsle per vias naturales, což bývá 1-7 dní. V případě komplikací se zjišťuje retence kapsle pomocí RTG nativního snímku břicha nebo se provede skioskopie.

2.1.2 Crohnova choroba a kapslová endoskopie

U pacientů, s potvrzenou Crohnovou chorobou umožňuje vyšetření kapslovou endoskopií určit rozsah, aktivitu nebo rekurenci onemocnění. Při porovnání kapslové endoskopie s vyšetřením pomocí RTG, CT a MR je zřejmé, že vyšetření kapslovou endoskopií je podstatně citlivější v odhalování jemných slizničních lézí v duodenu, jejunu a v proximálním ileu. Diagnostická výtěžnost se u kapslové endoskopie pohybuje v rozsahu 43-73 %. Hlavními patologickými nálezy u nemocných Crohnovou chorobou bývají *aftózní léze, fisury a striktury, serpignózní a podlouhlé vředy*. Značnou nevýhodou této techniky je, že nelze odebrat biopsii. Z toho plyne obtížnost odlišit patologické nálezy s vyšší interobservační variabilitou při nadměrnosti nesteroidních antirevmatik, celiakii nebo u infekční enteritidě. V tomto ohledu se doporučuje neužívat 2 měsíce před vyšetřením nesteroidní antirevmatika. Po provedení vyšetření kapslovou endoskopií by mělo následovat endoskopické vyšetření Push-enteroskopie nebo Double-balloon enteroskopie s možností odebrat histologické vzorky k potvrzení diagnózy.

Kapslová endoskopie bývá dle Drasticha (2007) indikována u těch nemocných, u kterých byla vyloučena stenóza trávicí trubice. Za účelem vyloučení nebo potvrzení kontraindikace se provádí radiodiagnostické (RDG) vyšetření. Např. další kontraindikace může být nález v terminálním ileu, jenž je nepříznačný anebo jednoduše terminální ileum není možné vyšetřit. Je však uplatnitelná u pacientů s indeterminovanou kolitidou, kdy přesné určení

diagnózy může pozměnit terapeutický přístup. Z hlediska všech výhod této metody je nutné dodat, že i takto zůstává tou optimálnější variantou vyšetření pacientů s onemocněním nebo podezřením na nespecifické střevní záněty, klasická endoskopie. Je preferovanější s ohledem na možnost právě odebrání bioptických vzorků. Kapslová endoskopie je tím pádem metoda velmi citlivá, ale v zásadě je modalitou jen doplňkovou. Chceme-li hovořit o její jedinečnosti, pak v souvislostech, kdy hraje svou roli neinvazivního vyšetření u hojení slizničních lézí po medikamentózní terapii (např. s použitím biologické léčby). Stejně tak můžeme přičíst i pozitiva tohoto vyšetření ke zjištění eventuální rekurence po chirurgické léčbě. Zde sice může nálezný získaný kapslovou endoskopií ovlivnit strategii léčby, avšak na to, aby se dostalo na odpovědi i z hlediska ohodnocení prognózy onemocnění, jsou potřebné další studie.



Obrázek 1 – Endoskopická kapsle se snímacími anténami a záznamové zařízení

Zdroj: <http://ose.zshk.cz/media/F4016.jpg>

2.2 Double/Single balloon enteroskopie a Push enteroskopie

Double/Single balloon enteroskopie

Double-balloon enteroskopie (DBE), nebo-li dvojbalonová enteroskopie byla jako vynález patentována během roku 1979 v USA Frazerem, ač se to neobešlo bez komplikací. Komplikace typu technických potíží odsunuly tento vynález k praktickému využití až od roku 2001, kdy se přístroj uvedl do gastroenterologické praxe Yamamotem. Díky jemu a také jeho kolektivu tak

došlo k prvnímu vyšetření dne 29. června 1999 v Jichi Medical School v Japonsku (<http://zdravi.euro.cz/clanek/sestra/dvojbalonova-enteroskopie-vysetrovani-tenkeho-streva-319769>).

Machková, Bortlík, Bouzková et al. (2011) uvádějí, že DBE umožňuje vyšetřit celé tenké střevo, provádět diagnostické výkony a především zvládá dělat terapeutické intervence. V současnosti se tak řadí ke standardní metodě vyšetřování tenkého střeva. Jak postupoval čas a vývoj šel dopředu, tak se také zrodila v roce 2007 novější adaptace této enteroskopie na Single-balloon enteroskopie (SBE) neboli na jednobalonovou enteroskopii. Důvodem této inovace na SBE byla hlavně snaha o jednodušší způsob intubace střeva a cíl zkrátit dobu výkonu, což samo o sobě vede i ke zlepšení komfortu pacienta. Vzhledem k tomu, že u obou těchto alternativ DBE a SBE dochází ke stejnému principu vyšetření, se tyto dvě enteroskopie také začaly označovat společným termínem Balon-asistované enteroskopie (BAE). Ačkoliv jsou tohoto času tyto metody uznány za komplementární, tak většina prací při enteroskopickém vyšetření Crohnovy choroby užívá zaměřenost na zkušenosti s Double-balloon enteroskopií. Co se Single-balloon enteroskopie týče, tak data publikovaná o používání SBE jsou dosti omezená.

Princip použití

Double-balloon enteroskopie se uplatnila jako rutinní endoskopická metoda na špičkových gastroenterologických pracovištích a ve většině případů své indikace již nahrazuje metodu Push-enteroskopii. V porovnání s konvenčními endoskopickými metodami tak umožňuje lepší diagnostické a terapeutické možnosti, společně se svou další předností, kterou je snadnější ovládnutí a zavádění endoskopu v průběhu DBE. Během vyšetření lze použít polypektomické kličky, bioptické kleště, bipolární sondy, sondy na argonovou plazmakoagulaci, klipovače, košíky, cytologické kartáče, injektory a také možnost použití stentů při jejich zavádění, tak jako i možnost provádět slizniční resekce. K vyšetření je používán endoskop s převlečnou trubicí (over-tube). Balonky jsou umístěny na over-tubu i endoskopu distálně. Tuba je na endoskop nasazena, přičemž na pracovní části endoskopu je značka určující polohu, v které jsou balonky dány těsně k sobě. Tuba má volný pohyb po pracovní části endoskopu. Střídavá insuflace a desuflace obou balonků určuje onen princip

DBE. Například typ EN 450P5, který je diagnostický s šířkou pracovního kanálu 2,2 mm a pracovní délka je 200 cm. Pokud jde o zevní průměr, tak má tento typ přístroje 8,5 mm po celé pracovní délce. Později byl sestrojen typ EN 450T5 (9,4 mm), jako terapeutický a nabízí širší pracovní kanál 2,8 mm s možností rozšíření palety terapeutických výkonů v průběhu DBE. V obou těchto případech je over-tube 145 cm dlouhý, s měkkým latexovým balonkem na konci. Zevní průměr se mění tak, že 12,2 mm má pro diagnostický přístroj (typ TS-12140) a pro terapeutický přístroj (typ TS-13140) má 13,2 mm. Balonky bývají plněny vzduchem externí pumpou za pomoci ovládacích tlačítek a zároveň nezávisle na sobě. (<http://zdravi.euro.cz/clanek/sestra/dvojbalonova-enteroskopie-vysetrovani-tenkeho-streva-319769>)

Analýza Balon-asistované enteroskopie

Hlavním cílem vyšetření při suspektní Crohnově chorobě bývá diagnostika jemných slizničních lézí, které při začátku manifestace nemoci jsou těžko identifikovatelné radiologickými zobrazovacími metodami. Odběr biopsie je nepostradatelný k rozlišení jiné etiologie slizničních změn, což je velmi důležité pro potvrzení správné diagnózy. Vyšetření BAE u pacientů, kteří mají potvrzenou Crohnovu chorobu je prováděno z důvodu určení rozsahu onemocnění, kontrolního zjištění účinnosti léčby nebo také k vyloučení či potvrzení jiného onemocnění, jako např. TBC. Velmi podstatnou složku hraje možnost provádění terapeutických výkonů, jako např. učinit polypektomii nebo je-li třeba, tak se extrahuje retinovaná endoskopická kapsle. Avšak velmi přínosná je balonová dilatace stenóz, s možností ji provádět i opakovaně. Pokud je to vhodné a přínosné, tak přináší efektivnost léčby v otázce zachování střeva a bez nutnosti chirurgického zákroku. Celkový počet vyšetření BAE u pacientů s Crohnovou chorobou může být limitovaný nebo komplikovaný např. z hlediska pooperačních změn, přítomností adhezí v dutině břišní a také z rizika přítomnosti striktur. Strikтуры mohou vést ke komplikaci - perforace střeva, kdy perforační příhody u balonových dilatací jsou popisovány u 3 % pacientů.

Dle Machkové, Bortlíka, Bouzkové et al. (2011) lze obecně konstatovat, dle omezených informací, že výskyt komplikací při SBE je podobný, jako u DBE. Stejně se dá nahlížet i opačně na výhody těchto obou balonových technik. Nicméně faktem zůstává, že SBE je proti DBE přece jen zvýhodněna pořizovací

cenou přístroje a menší náročností provedení samotného výkonu. Na základě osobních zkušeností nejen Machkové, lze považovat endoskopické vyšetření SBE pacientů s Crohnovou chorobou jako bezpečnou metodu, která nejčastěji lokalizuje změny v oblastech tenkého střeva v proximálním jejunu a distálním ileu. Výhodná je rovněž rychlost a snadnost zavádění přístroje, kdy lékař s erudicí v oblasti digestivní endoskopie nepotřebuje dlouhé zaškolovací období. Naopak jako nevýhoda je uváděna snížená frekvence kompletních vyšetření tenkého střeva a obtížnost ohledně zavádění přístroje s Bauhinskou chlopní u retrográdního přístupu.

Push enteroskopie

Hrdlička (2011) uvádí, že Push enteroskopie umožňuje alternativu orálního přístupu proximálního postižení, kdy je možné tak vyšetřit asi 25 % tenkého střeva. Umožňuje se tak tedy přímý pohled na 50-70 cm a v ideálním případě i na 90 cm duodena a jejuna. Vyšetření tenkého střeva Push enteroskopií je tedy omezeno pouze na krátkou vzdálenost. Výhodou u této metody zůstává relativní finanční a časová úspornost a také není potřebná celková anestezie.



Obrázek 2 – Double-balloon enteroskopie

Zdroj: http://www.egk.cz/www/images/dbe_double_balloon_endoskopie_ovladani_balonky.jpg

3 RADIOLOGICKÉ DIAGNOSTICKÉ METODY

Mezi radiologické diagnostické metody řadíme rentgenové záření, ultrazvuk, výpočetní tomografii a magnetickou rezonanci.

3.1 Rentgen - RTG

Během výzkumu katodového záření v roce 1895 objevil prof. Wilhelm Conrad Roentgen RTG záření (X-ray). Z tento objev dostal v roce 1901 jako první fyzik také Nobelovu cenu. Svůj objev si však nenechal patentovat a to dovolilo rychlé rozšíření a využití X-paprsků po celém světě. W.C. Roentgen zemřel v Mnichově v roce 1923. První RTG snímek vznikl tak, že pan Roentgen osnímkoval ruku své manželky s prstenem a jako výsledek se tento snímek vydařil.

Seidl a kol. (2012) uvádějí, že v první polovině 20. století, lékaři pracující s RTG zářením nepoužívali žádné ochranné pomůcky, ani nedodržovali hygienu ochrany ionizujícího záření. To všechno pochopitelně vedlo k chronickým dermatitidám na kůži v oblastech, které byly nejvíce vystaveny RTG záření. Tito lékaři nejenže trpěli dermatitidami, ale také se u nich objevovala častěji maligní onemocnění. První polovina 20. století nebyla pouze obdobím počátku a rozvoje skiografie, ale také obdobím zrození skiaskopických vyšetření. K těmto prvním RTG technikám se také přidalo objevení prvních pozitivních i negativních kontrastních látek. Pozitivní kontrastní látky zvyšují absorpci RTG záření, což se převážně používá v diagnostice onemocnění gastrointestinálního traktu. Oproti tomu negativní kontrastní látky (různé plyny), disponují nižší schopností absorpce RTG záření než tkáně.

3.1.1 Popis a princip použití

Aby mohlo k záření vůbec dojít, je zapotřebí zdroj X-záření či RTG záření, což je speciální vakuová elektronka zvaná rentgenka – nebo-li rentgenová lampa, trubice (angl. X-ray tube). Elektronicky se jedná klasicky o diodu, která je zapojena v elektrickém obvodu s vysokým napětím 20-600 kV a velkými elektrickými proudy. Žhavením katody se tvoří oblak elektronů kolem katody,

kteřé jsou následně přitahovány anodou. Při dopadu elektronů na anodu se prudce zabrzdí a poměrně malá část jejich kinetické energie se přemění na RTG záření dvojího druhu, zatímco zbytek energie se předá ve formě tepla. Jednak dojde k brzdnému záření (interakce s jádrem atomu) a jednak dojde k charakteristickému záření (interakce s obalovými elektrony hlubších vrstev). Fotony rentgenového záření opustí anodu a vyletí ven z trubice. *Anoda* je vytvořena z těžkého materiálu, nejčastěji z wolframu. Wolfram má vysokou elektronovou hustotu, čímž je dosaženo právě brzdného účinku odpudivou silou při dopadu elektronů z katody. Dle zákonitostí elektrodynamiky se přeměna kinetické energie mění v brzdné elektromagnetické záření, tj. fotony RTG záření. Tento proces však zahrnuje pouze přeměnu poměrně malého množství celkové kinetické energie elektronů, kdy se jedná jen o 1 %. Jak už bylo uvedeno, zbytková část se mění na teplo. Protože dopadající elektrony lokálně anodu přehřívají, je nutné anodu lokálně ochlazovat např. její rotací. Anoda má tvar kuželového disku a při své rotaci kolem své osy elektronový svazek dopadá vždy na jiné místo po jejím obvodu, aby se dosáhlo rovnoměrnějšího odvodu tepla. *Rentgenky*, které jsou velmi vytížené, disponují anodou, která je aktivně chlazená uvnitř. V jejím nitru je dutina, kterou protéká chladicí kapalina. Nicméně pro vyšší výkony bylo zhotoveno nové konstrukční uspořádání rentgenky typu Straton (fy. Siemens). Hlavní výhodou u této konstrukce rentgenky je dokonalejší chlazení anody, která má přímý kontakt s chladicí olejovou lázní. Při stejném výkonu je Straton rentgenka podstatně menší a lehčí, než jsou klasické rentgenky s rotující anodou. To je také velmi výhodné pro využití u nových technologií vysokorychlostních multi-slice CT přístrojů, u nichž je rotační mechanika silně pod vlivem odstředivých, gravitačních a gyroskopických sil. Rentgenka má tři základní zdroje napájení: a) zdroj žhavicího proudu pro katodu, b) zdroj vysokého anodového napětí a c) napájení pro rotaci anody. Dále má rentgenka stíněný kryt, kdy v její střední části je výstupní okénko z akrylátového skla a rentgenka je natočena svým dopadovým ohniskem tak, aby paprsek RTG záření vycházel ven k patřičnému použití. Nadále je součástí kolimační a lokalizační systém, díky němuž můžeme nastavit potřebnou clonu, vymezující tvar svazku RTG záření. Jinak řečeno, pomocí světla z žárovky můžeme označit oblast, kterou následně projde svazek RTG záření. Světlo ze žárovky tak plní lokalizační funkci, kterou lze využít před

vyšetřením na zobrazovacím panelu nebo pro nastavení polohy zobrazovaného pole na kazetě filmu a stejně tak i na povrchu těla pacienta.

Seidl a kol. (2012) dále uvádějí, že součástí RTG přístrojů jsou rovněž stojany, na které je rentgenka s kolimačním systémem upevněna, anebo také pohyblivý stůl, dle použití typu a způsobu konkrétního vyšetření. Při skiagrafickém snímkování je většinou rentgenka umístěna nahoře na svislém stojanu, což může být sloupový stativ upevněný na podlaze nebo se jedná o stropní závěs s možností snadné mechanické manipulace. Filmová kazeta či zobrazovací panel je upevněn v dolní části stojanu s možností posunu. Mezi nimi je posuvný stůl s pacientem, v případě, že se jedná o vyšetření vleže. Úložná rentgen transparentní deska jde posunovat příčně i podélně za účelem správného centrování. V případě vyšetření ve stoje jsou k dispozici snímkoací stojany zvané vertigrafy, u kterých je horizontální posun rentgenky řízen pomocí kolejniček upevněných na stropě či podlaze. Tento posuv může být manuální, anebo také motorický pomocí elektronicky řízených elektromotorků. Pro skiaskopicko-skiagrafická vyšetření slouží vyšetřovací sklopné stěny. Za účelem flexibility skiaskopického zobrazení je rentgenka a zobrazovací detekční systém umístěn na speciálním stojanu tvaru písmene „C“ (tzv. C-rameno) a písmene „U“ (tzv. U-rameno). Tyto systémy bývají i mobilní a dají se využít v širokém spektru aplikací, jako např. v digitální subtrakční angiografii (DSA), RTG navigaci intervenčních zákroků nebo při afterloadingu v radioterapii „brachyterapie“. Rovněž k RTG patří fixační pomůcky pro nehybné napohování pacienta a stejně tak i ochranné pomůcky před zářením, které jsou k dispozici pro pacienty, ale také pro personál. Původní zobrazení X-zářením na fotografický film nebo luminiscenční stínítka jsou v současné době nahrazeny elektronickými zobrazovacími detektory (tzv. Flat-panely). Přednost a výhoda této možnosti je vyšší citlivost a široké možnosti počítačového zpracování obrazů, tedy digitalizace.

RTG snímek břicha

Nativní snímek břicha, tj. bez kontrastních látek, dle Kohouta (2002), patří k základnímu rentgenologickému vyšetření břicha. RTG snímek břicha se provádí standardně vstoje a vleže. V indikovaných případech i na levém boku vleže horizontálním paprskem. Rentgen břicha se provádí při akutních potížích

s podezřením na nějakou perforaci či pneumoperitonií a je dobrý k odhalení volného plynu mezi břišní stěnou a játry. Pokud je identifikován, při horizontálním paprsku, obraz dvou a více hladinek v kličkách tenkého střeva, tak se jedná o příznak střevní neprůchodnosti. Jestliže jde o případ takovéto obstrukce, je vhodné také přidat snímek s vertikálním paprskem pro přibližnou lokalizaci místa obstrukce. V souvislosti s Crohnovou nemocí se mohou dostavit bolesti břicha podobné s náhlou příhodou břišní a právě nativní snímek břicha může naznačit pokračování v další a podrobnější diagnostice. Rovněž není vyloučena případná možnost doplňkového vyšetření při použití kapslové endoskopie a komplikace její retence.

RTG frakcionová pasáž podle Pansdorfa

Jak uvádí Hájková (2013) je tato vyšetřovací metoda pasáží tenkého střeva mono kontrastní a její indikace se navrhuje u pacientů s podezřením na obstrukci. Vznik takové obstrukce v tenkém střevu a vytvoření stenóz bývá relativně dost vysoká právě při průběhu Crohnovy nemoci. Jelikož se dnes již tento způsob vyšetření moc nepoužívá, přesto ji nelze opomenout, protože v některých ojedinělých případech mohou lékaři stále tuto metodiku diagnostiky indikovat. Nicméně díky dosaženému pokroku v rentgenové diagnostice se klasická pasáž tenkým střevem považuje za zastaralou metodiku a dnes většina lékařů již dává přednost modernějším metodám. Příprava v rámci tohoto vyšetření je zcela běžná, jako u většiny vyšetření tenkého střeva. Pacient by měl přijít na toto vyšetření lačný a měl by mít plný močový měchýř, aby se lépe zabránilo sumaci kliček. To bývá nejdůležitější u vysokých a štíhlých lidí. Dále dostává 1000-1500 ml baryové suspenze ředěné vodou v poměru 1:1, kdy je potřebné, aby kontrastní látku vypil frakcionovaně. Tím se rozumí, aby tuto suspenzi pacient požíval s malými přestávkami mezi doušky. Cíleně je tak dosaženo kompletního naplnění kliček tenkého střeva. Celé vyšetření může probíhat asi 30–40 min., kdy během této doby je možné oblast pasáže tenkého střeva sledovat skiagraficky nebo skiaskopicky.

RTG konvenční enteroklýza

Hájková (2013) popisuje konvenční enteroklýzu jako metodu vyšetření, u které se používá dvojí kontrast. Aby takové vyšetření mohlo proběhnout, je nutností aplikace kontrastních látek sondou, která by měla být zavedena až do

duodenojejunální flexury. Zavádění takové sondy se praktikuje v pozici pacienta vsedě nebo vleže na pravém boku. Právě taková poloha je vhodná pro dobrou orientaci a snadnější proniknutelnost vodiče ze žaludku cíleně do duodenojejunální flexury přes pylorus, přičemž zároveň takové zavádění sondy je z části pod skiaskopickou kontrolou. Jako pozitivní kontrastní látku lze v dnešní době použít baryovou suspenzi Micropaque ředěnou v poměru 1:2 za její teploty nejméně 35 °C. Její aplikace se provádí rotační pumpou nebo Janettovou stříkačkou v objemu cca 300 ml při 75 ml/min. Po té se aplikuje cca až 1000 ml negativního kontrastu, kdy je možno použít kontrastní látku např. 0,5 % metylcelulózy (MTC), HP 7 000 (glycerin) nebo Glycerol DAB 9 s guarovou moučkou. Podání ještě negativního kontrastu vede k požadovanému efektu, kterým je zvýraznění stěny střešní. Negativní kontrastní látka před sebou tlačí kontrastní látku pozitivní a docíluje tak na stěnách zůstatkového povlaku baryové suspenze. Díky této proceduře vzniká v tenkém střevě dvojkontrastní obraz, na kterém je možno vidět zobrazený reliéf střešní stěny s případnou viditelností patologických změn. Vlastní snímkování probíhá průběžně během 15–20 minut, a po dosažení náplně čela Bauhinovy chlopně při pacientově poloze na zádech na skiaskopickém stole.

Kontrastní látky při enteroklyze

Pozitivní

Pozitivní kontrastní látka je dle Hájkové (2013) taková látka, jenž umožňuje zvýšení absorpce záření a také je pak na obraze hyperdenzní. V dnešní době se jako nejvíc užívaná pozitivní látka pro zobrazení GITu používá Micropaque suspenze. Základní esencí těchto baryových látek je síran barnatý (BaSO_4). Jedná se o vysoce nerozpustnou kontrastní látku, která dokáže bez vstřebávání obsáhnout celý trávicí trakt. Její příprava běžně spočívá v ředění vodou v poměru 1:2, přičemž u dětí platí ředění vodou ve větším poměru. V rámci baryových kontrastních látek nejsou popsány alergické reakce. Pokud by však došlo k úniku suspenze mimo gastrointestinální trakt, mohl by vyvolat akutní zánět nebo adhezivní změny.

Negativní

Hájková (2013) dále uvádí, že kontrast, který je negativní, opačně způsobuje snížení absorpce. Současný trh nabízí celou řadu takových kontrastních látek, z nichž při výkonu enteroklýzy se nejvíce používá 0,5 % metylcelulóza a HP 7 000 namíchaný s Glycerolem. Dle jistých zkušeností s těmito zmíněnými látkami, se při jejich srovnání v praxi s enteroklýzou ukazuje, že HP 7 000 je preferovanější z hlediska jeho úspěchu. Přednost tohoto dvojkontrastu spočívá v delším čase působení ve střevech a stejně tak i v jeho přetrvávajícím dvojkontrastním obrazu. Když se použije 0,5 % metylcelulózy, tak kontrast zůstane ve střevě cca 14 min, ale při použití kontrastu HP 7 000 se tento zůstatkový čas prodlouží až na 33 minut. Také je třeba se zmínit o odlišnosti v jejich přípravě, z které vyplývá, že příprava metylcelulózy je znatelně složitější a časově náročnější. Výhodnost kontrastu HP 7 000 před 0,5 % metylcelulózu je tedy standardně vyšší, přesnější a rovněž poskytuje konstantnější kvalitu obrazu. Při komplikaci refluxu do žaludku není tolik dráždivý. S použitím MTC bývají u pacientů zpozorovány obtíže typu zvracení a bolesti břicha, což se u HP 7 000 se nestává. Pokud oba kontrasty srovnáme po stránce ekonomické, tak jejich pořizovací cena je stejná. Svým přednostem tak kontrastní látka HP 7 000 dostala dodnes, nicméně se u enteroklýzy běžně užívají oba tyto kontrasty. Aby se mohla kontrastní látka aplikovat do duodena, tak se musí použít různé typy duodenálních nebo speciálních sond. Rozdělujeme je např. dle tloušťky, délky, počtu, ukončení nebo umístění koncových otvorů. Konec takové sondy může být tvořen koncovým otvorem, balonkem, olivkou atd.

3.1.2 Výhoda a nevýhoda RTG enteroklýzy

Výhoda

Dle Lahnera (2012) je konvenční RTG enteroklýza již starší zobrazovací metoda, ale např. ve srovnání s ultrazvukem se má za to, že postižení orálních kliček jejunu a ilea, skip léze nebo krátké stenózy se pomocí UZ těžko odhaluje. Dále může ukázat problematiku diagnostiky ultrazvukem či výpočetní tomografií v odhalení aftoidní ulcerace. Proto dle vybavenosti různých pracovišť, případně jako doplňující vyšetření nebo z jiných důvodů se může zvolit RTG enteroklýza jako přínosná. Jinak je spíše tato metoda obecně už na ústupu a dává se přednost novým jednotlivým modalitám.

Nevýhoda

Dále Lahner (2012) uvádí, že jednou z nevýhod je nutnost zavedení nasojejunální sondy. Je to jistý diskomfort pro pacienta, ale i procesně náročnější ze strany personálu. Tuto nepříjemnost lze zmírnit je eventuálním použitím intestinálního katetru o menším průměru. Další nevýhoda RTG enteroklýzy je, že od CT/MR enterografie a ultrazvuku nemá možnost ukázat extraintestinální prostředí, díky čemuž mohou být při vyšetření skryté podrobnější dopady Crohnovy choroby. Ačkoliv bývá někdy konvenční enteroklýza u pacientů s Crohnovou chorobou zvoleným vyšetřením tzv. první volby, tak hlavní nevýhodou je ionizující záření oproti třeba vyšetření ultrazvukem. S tímto srovnáním je také rozhodujícím faktorem délka vyšetření a jeho podstatně vyšší cena.



Obrázek 3 - RTG sklopná stěna (skiagrafická, skiaskopická)

Zdroj: <http://www.nemvy.cz/radiodiagnosticke-oddeleni#lightbox>

3.2 Ultrazvuk – UZ

Vůbec první objevení ultrazvuku s jeho následným použitím má svůj začátek v 19. století. Tehdy Lord Rayleigh zveřejnil svou práci „The Teory of Sound“ v roce 1877. Ve stejném roce došlo vlastně k reálnému průlomů v tomto výzkumu ultrazvukových vln, kdy byl objeven *piezoelektrický efekt*, u jehož začátku byli bratři Pierre a Jacques Curriovi. Jejich objev odhalil, že při mechanické kompresi quartz krystalu vzniká elektrický proud, ale mnohem

podstatnější bylo zjištění opačného jevu, tedy stejně tak při průchodu elektrického proudu je quartz krystal komprimován. Tím se stal quartz krystal s piezoelektrickým efektem jako základ technologie ultrazvuku. Dříve, než byla tato technologie osvojena medicínou, měla o ni velký zájem armáda. Zde si našla uplatnění v SONARu (Sound Navigation and Ranging) a rovněž v RADARu (Radiodetection and Ranging). Roku 1916 se díky údajům ze sonaru Britům podařilo potopit německou ponorku z jejich torpédoborce. Sonar byl znám jako „hydrophone“ se svým výkonem na frekvenci 150 kHz. Sonar tak byl přítomen na většině válečných lodí, kdežto Radar měl své využití v detekci nepřátelských letadel. Díky pokrokové miniaturizaci se zvládlo tyto radary nainstalovat do stíhačů Hurricane, které se staly účinnou noční zbraní proti bombardérům. Jako původní uplatnění ultrazvuku se v lékařství stala jen terapie. Až s objevem jeho ničivých vlastností, projevených na lidské tkáni, se začalo s uplatňováním v chirurgii, neurologii a onkologii. Příkladem tohoto bylo např. použití při kraniotomii nebo terapii tumorů. Nebylo však možné dobře zaměřit jejich působení na jedno konkrétní místo a tak se tyto operace neobešly bez vedlejších účinků.

Jedličková (2011) uvádí, že kolem roku 1940 na Massachusetts Institute of Technology vyšla práce pod názvem „Principles of Radar“ s první snahou zařadit ultrazvuk jako diagnostický prostředek v medicíně. Po uplynutí druhé světové války se toto téma rozšířilo a získalo si širší větší pozornost. Následoval výzkum, který měl napomoci diagnostikovat tumory mozku. Tento výzkum byl veden Georgem D. Ludwigem z amerického Naval Medical Research Institute, ale cíle výzkumu se nepodařilo dosáhnout, ačkoliv pomohl určit veličiny – rychlost prostoupení ultrazvuku živou tkání (1540 m/s) nebo optimalizovanou frekvenci (1 a 2,5 MHz). V praxi to ještě znamenalo využití přístrojů, které vycházely z původní koncepce určené pro detekci prasklin v průmyslu a tak byly patřičně velké a ohebně nepraktické pro medicínské použití. A tak v roce 1962 na svět a na trh první komerční přístroj s mechanickým ramenem k držení sondy a s menšími úpravami byl ve výrobě do doby 80. let. Profesor Ian Donald, působící v té době na University of Glasgow, spolu s kolegy začal používat metody cefalometrie (stanovení stáří plodu), také položil základy pro echokardiografii, což vyneslo ultrazvuk

k masovému využití v tehdejší medicíně. Jako dominantní byla University of Lund, která předělávala tehdejší průmyslové sonografy od společnosti Siemens, které v této firmě začali vyrábět. Jako další pokrok diagnostiky ultrazvukem byl v 70. letech objev principu „real-time scanning“. Sondy se staly menší a bylo jednodušší je používat bez držících ramen ručně. Díky systému Combison 1000 pocházející z firmy Cretztechnik se dostalo objevu tzv. rotační sondy. Ve stejné době, s pokrokem počítačových systémů zpracování obrazu, se podařilo pomocí osmibitových procesorů přístroje postupně miniaturizovat a to až dodnes. Pokračováním se stalo aplikování Dopplerovského zobrazení, které zprostředkovalo zviditelnit průtok cév a prvně zkoušet sledovat regurgitace chlopní (real time color flow doppler). Od 80. let se stalo trendem tuto metodu a přístroj jen vylepšovat a rozšiřovat o další možnosti, jako např. transthorakální a transesofageální echokardiografie, doppler color flow mapping pro srdeční vady plodu a srdeční vady chlopní nebo dnes již moderně využívaná funkce 3D ultrazvuku v trojrozměrném zobrazování například malformací. Z toho vyplývá, že v posledních 60 letech došlo k výraznému pokroku ve světě ultrazvuku od těch velkých a nešetrných až k těm dnešním kompaktním.

3.2.1 Popis a princip použití

Ultrazvuk je ve své podstatě akustické vlnění shodné s podstatou zvuku a jeho frekvence přesahuje hranici slyšitelnosti lidského ucha (asi 20 kHz), což znamená, že lidské ucho toto vůbec nezaznamená, tedy neslyší. Jsou živočichové, kteří část této frekvence snadno zachytí – např. (delfíni, psi, netopýři). Vlnová délka ultrazvuku je menší, oproti vlnové délce zvukového vlnění, přičemž tak udává jeho vlastnosti – na rozdíl od zvuku je méně ovlivněn ohybem, méně pohlcován pevnými látkami a kapalinami, významným je také jeho odraz od překážek. Zdrojem ultrazvukového vlnění v praxi bývají destičky udělané z vhodného materiálu (křemen, jiné syntetické látky), jenž se díky periodickému nabíjení elektrickým proudem zmenšují a rozpínají (deformují) a tím tak vzniká mechanické vlnění – piezoelektrický jev. Lékařská sonografie (ultrazvuk) tedy pracuje na principu vysílaných akustických vln a jejich pronikání do těla a následný jejich odraz od jednotlivých orgánů, tj. rovněž od přechodů

daných mezi tkáněmi s odlišnou akustickou impedancí (prostupnost UZ prostředím).

Lékařská ultrasonografie, zobrazovací diagnostická technika, dle Seidla (2012), registruje a zaznamenává ultrazvuk, který se odráží od tkání. Je užíváno piezoelektrické sondy o frekvenci 2-18 MHz. Aby se podařilo registrovat takové vlnění, je ultrazvuk vysílán v mikrosekundových impulzech, kdy se taková frekvence opakuje (ne však kontinuálně) a registruje se tímto způsobem intenzita odrazu a doba, za jakou se vrátí po vyslání zpět do senzoru. Intenzita takového vlnění je exponenciálně klesající, proto se z důvodu dobré vizualizace tento signál zesiluje úměrně době od jeho vyslání. Jelikož vzduch má pro ultrazvukové vlnění velmi zvýšenou impedanci, je nutné splnit podmínku, aby vlnění procházelo jen vodním prostředím. Běžným takovým opatřením bývá důkladné pokrytí povrchu sondy gelem (EKG gel), který způsobuje dobrý průchod tomuto vlnění ze sondy do kůže.

Dle Seidla (2012) A mód (amplitude mode) využívá jednorozměrného zobrazení, na kterém jsou vidět amplitudy odražených signálů a výsledkem je křivka, zobrazující vazbu mezi měnící se intenzitou odraženého signálu a uplynulém čase od vyslaného signálu. Tento mód disponuje přesností v měření vzdáleností. Je v něm složitá orientace, protože vyšetřující musí mít správnou představivost v trojrozměrné struktuře organismu pomocí jednoho zkoumajícího paprsku.

B mód (brigtness mode) nabízí jednorozměrné zobrazení, kde se však amplitudy odražených signálů zobrazují ve stupnici šedi. Výsledným výstupem je tedy úsečka z pixelů, odpovídající takové stupnici jasu, aby jasný bod byl shodný s vrcholem křivky „A módu“ a stejně tak tmavý bod shodně zobrazoval nulovou linii křivky z téhož módu. „B mód“ je podkladem dalšího zobrazování.

M mód (movement mode) jednorozměrně zobrazuje pohybující se struktury, obvykle srdce. Nejčastěji bývá součástí echokardiografie při vyšetření srdce. Dvojměrného obrazu 2D se dosahuje získáním řady vedle sebe položených úseček jednorozměrného zobrazení v „B módu“ využitím několika paprsků řady měničů pracujících současně (array). Dle uspořádání sondy rozlišujeme sondy lineární, konvexní, sektorové.

3D mód je již moderním zobrazováním, které využívá principu počítačové rekonstrukce řady dvojrozměrných snímků. Využití tohoto je zejména v porodnictví, ale například i v ortopedii. Tímto způsobem lze zobrazovat data v reálném čase a pak hovoříme o tzv. real-time 3D sonografii, avšak také potažmo o 4D sonografii.

Dopplerovská ultrasonografie vychází z Dopplerova jevu. Klasická sonografie zprostředkovává obraz statických tkání, avšak s použitím právě Dopplerova jevu lze získávat informaci o rychlostech pohybu tkání, zejména průtoku krve, ale jen rychlostní složky k sondě nebo od sondy. Záleží zde na správné poloze sondy k vyšetřované oblasti, z čehož vyplývá, že pokud umístíme sondu měřící průtok krve kolmo na cévu – naměří se nulová rychlost. Obecně rozlišujeme měření doplerem ve dvou módech. CW – u tohoto módu vysílající měnič stále vysílá UZ. Druhý mód PW nevysílá UZ stále, ale v pulzech.

3.2.2 Ultrazvuk a primodiagnostika

Pokud jde o projevené typické klinické příznaky Crohnovy nemoci hned v počátku onemocnění je, dle Hustého (2012), většinou indikováno endoskopické vyšetření jako cesta k potvrzení nebo vyloučení diagnózy. Nicméně je celá řada pacientů, u kterých se tyto klinické příznaky projevují mírně nebo nespecificky, což nevede k jednoznačnosti indikace endoskopického vyšetření. Endoskopické vyšetření je obzvláště u dětí či mladých pacientů velmi zátěžové a stresující, které rovněž vyžaduje i celkovou anestezii. V těchto případech nabízí právě ultrazvuk dobrou a vhodnou první volbu. Ultrazvuk tak dobře zobrazuje ileocekální oblast a většinu tlustého střeva, kdy je možno posoudit přítomnost nebo nepřítomnost naznačujících známek pro diagnózu Crohnovy nemoci. Stejně tak v první fázi vyšetření napomůže ultrazvuk vyloučit i další možné obtíže, kterými mohou být např. appendicitis nebo malabsorpční syndromy.

3.2.3 Ultrazvuk a průběžné sledování

Hustý (2012) dále uvádí, že žádný způsob léčení Crohnovy nemoci není kurativní, ale hlavním cíleným faktem je vyvolat co nejdelší remisi tohoto onemocnění. Včasná detekce možnosti reaktivace onemocnění a relapsu má rozhodující vliv na relevantní změnu terapie. Bez ohledu na klinické či laboratorní výsledky bývá relaps nemoci zejména možné detekovat endoskopickou cestou. Avšak tahle volba může být příliš často a opakovaně pro pacienta traumatická a navíc bývá i problematické posoudit orální partii. Z tohoto důvodu je ultrazvuk ideální zobrazovací metodou první volby. Ultrazvukem je tak posouzen aktuální nálezný na střevě, je detekována případná reaktivace a navíc lze posoudit i možnost projevených případných komplikací. Problém tedy není použít ultrazvuk opakovaně k vyšetřování, protože není nijak zátěžový pro pacienta. Při použití dopplera během vyšetření poskytuje relativně vysoké hodnoty sensitivity a specificity.

3.2.4 Ultrazvuk a způsob vyšetření

Pro vyšetření ultrazvukem, dle Hustého (2012), není třeba nějaké náročné přípravy. Není ani potřeba být nalačno, naopak je vhodnější být lehce najezený. Jediné co se doporučuje, aby pacient těsně před vlastním vyšetřením nepil větší množství tekutin (hlavně sycené), protože může dojít ke zkreslení některých parametrů (hypersekrece, peristaltika). Poloha pacientů při vyšetřování bývá vleže. Jako standard je používání sektorové sondy k základnímu přehlednému zobrazení anatomických poměrů, orientační posouzení dalších orgánů v dutině břišní a přítomnosti komplikací. Nadále je vhodná také vysokofrekvenční sonda lineární k účelu detailního zobrazení. Kompromisně se nabízí použít sondu s rozsahem 5-12 MHz, ale také je třeba mít nachystanou např. 9-3 MHz pro pacienty většího habitu a stejně tak ještě je třeba mít pro opačný případ štíhlých pacientů nebo dětí např. 17-5 MHz.

3.2.5 Výhody a nevýhody ultrazvuku

Dle Lahnera (2012) je všeobecná výhoda využití ultrazvuku ve srovnání např. s endoskopií nebo jinými technikami především v možnostech zhodnocení

veškerých transmurálních a extraintestinálních vlivů Crohnovy nemoci. Ačkoliv je toto dostupné i jinou současnou modalitou, přesto však ultrazvuk je sám o sobě modalitou velmi dobře a snadno dosažitelnou z důvodu *absence radiační zátěže, není třeba speciální přípravy* (lačnění, vyprazdňování apod.), *rychlost – dostupnost – nízká cena, komfort pacienta*. Z druhého hlediska jako nevýhoda je například skutečnost, že není možné pomocí ultrazvuku zobrazit úplnou délku trávicí trubice. U těch partií, které jsou přístupny k zobrazení, nepřináší často velkou výpovědní hodnotu z důvodu nespecifických výsledků. Zkreslené výsledky mohou také být při vyšetřování obézních pacientů a další fakt je, že díky plynové náplni střeva jde spíše ve většině případů o posouzení jeho ventrální stěny. Dalším negativním faktorem při vyšetření ultrazvukem jsou rovněž pacienti po operačních výkonech nebo s pokročilým a chronickým onemocněním. V takových případech dochází k matoucí změně anatomie břišních struktur atakem zánětlivých procesů, ale také následné fibrotizace tkáně.



Obrázek 4 - Ultrazvuková sonografie

Zdroj: <http://www.austerlitz.cz/slavkov/dialyza/ultrazvuk-lazensky-dum-slavkov-u-brna.html>

3.3 Výpočetní tomografie - CT

Během dvacátého století prošla standartní rentgenová diagnostika prudkým vývojem. Kropová (2014) uvádí, že zde byly jak úspěchy, tak se projevil i její nedostatky. Především jde o to, že snímek vzniklý z RTG záření je pouze

dvourozměrný, ačkoliv objekt je trojrozměrný. Jednotlivé orgány, kterými projde RTG paprsek, se zobrazují sumačně, tj. jejich obrazy se překrývají. Tuhle problematiku s trojrozměrným objektem a sumací (superpozicí) se podařilo vyřešit s metodou nazývanou tomografie – řezy, vystihující vnitřní strukturu a orgány těla. Z hlediska historického vývoje se podařilo udělat dvojí provedení takového přístroje. Jednak se jednalo o geometrické (konvenční) provedení tomografie a po té došlo ke vzniku výpočetní tomografie až po současnost. Konvenční tomografie přispěla v radiodiagnostice principem zobrazení řezu orgánů ve zvolené rovině. To dalo vzniknout základu, který se uplatnil jak ve výpočetní tomografii, tak i v ultrazvukové diagnostice a rovněž u magnetické rezonance. V 80. letech 20. století se ukončilo zdokonalování klasických tomografických přístrojů, protože se zavedly do rentgenové diagnostiky počítače, což způsobilo i vzniku prvního výpočetního tomografického přístroje. Roku 1917 to byl rakouský matematik Johann Radon, kdo učinil teorii rekonstrukce dvourozměrného obrazu z jednorozměrných projekcí, která dala matematický základ z této transformace pro výpočetní tomografii. Roku 1956 byla provedena první praktická aplikace Radonových výpočtů australským fyzikem a matematikem Ronaldem Newboldem Bracewellem. Následně v době 1961–1963 převedli Oldendorf, Kuhl, Edwards a Cormack rekonstrukční techniky do lékařství. Allan McLeod Cormack z Tuftske Univerzity v roce 1963 měl svůj příspěvek v časopise *Journal of Applied Physics*, který pojednával o teorii snímkování vrstev, jenž obsahoval všechny podstatné prvky výpočetní tomografie. Onu podstatnou revoluční změnu v diagnostickém zobrazování způsobila práce britského vědce sira Godfreye Newbolda Hounsfielda, který jako první složil první výpočetní tomograf. Tento tomograf disponoval zdrojem záření Americium 95 (zdroj gama záření) a 160 detektory, kdy mezi zářičem a detektory byl objekt, který se otáčel. Množství absorbovaného záření společně s polohou zdroje záření, jako dílčí informace, pak zpracovával počítač. Avšak sběr těchto informací probíhal 9 dnů a samotná rekonstrukce prvního obrazu zabrala 2,5 hodiny. První klinicky používaný CT skener byl dán v nemocnici Atkinson-Morley ve Wimbledonu v Anglii v roce 1971. Zde se uskutečnilo za dohledu G.N. Hounsfielda a J. Ambrose dne 1. 10. 1971 první klinické vyšetření hlavy u pacienta s podezřením na tumor frontálního laloku. Tento prototyp CT skeneru mohl snímat pouze mozek. Díky propojenosti s laboratoří EMI a

získáním velkého obnosu financí bylo možné s výzkumem pokračovat a to zapříčinilo, že firma EMI uvedla roku 1975 na trh celotělový CT skener typu EMI - 7070. V USA na tento trend reagovala první firma Nuclear-Ohio Inc., která vyvinula CT skener typu Delta – Scan 50, který uměl snímat dva řezy najednou. Tento model byl v roce 1978 pořízen na radiologické klinice v Hradci Králové, kde byl v činnosti 12 let. Dnešní špičkové CT přístroje jsou pokrokem v oblastech elektrotechniky, mechaniky a programování. V průběhu 40 let tohoto zdokonalování se nastavila jistá hranice úrovně, z které si berou příklad i dnešní konstruktéři těchto přístrojů. Z hlediska těchto inovací lze tyto systémy rozlišit na *konvenční/standardní CT*, *helikální/spirální CT*, *subsekundové CT*, *„real time“ CT*, *vícevrstvé „multi-slice“ CT* a *rychlé 3D CT (4D CT)*.

3.3.1 Generační linie CT

Seidl (2012) uvádí, že:

1. generace kolimuje RTG záření z rentgenky do tenkého svazku válcově-tužkového tvaru a po té, co je pacient prozářen, je tento svazek detekován protilehlým jedním detektorem, který je rotující společně i s rentgenkou.

2. generace RTG záření kolimuje do tvaru vějíře a po té, co projde pacientem, je zachyceno větším počtem detektorů v jedné řadě na kruhové výseči naproti rentgence. Tyto detektory jsou rotující společně s rentgenkou, což značně zrychlilo vyšetření pacienta.

3. generace RTG záření podobně kolimuje jako u 2. generace do tvaru většího vějíře, ale detekce prošlého záření pacientem je detekována velkým počtem detektorů ve více řadách umístěných na kružnicovém oblouku a snímá tak více řezů – tzv. multi-slice CT. Tento typ CT se ještě následně modifikoval na spirální a vysokorychlostní multidetektorové systémy MDCT.

4. generace nabízí uspořádání detektorů do stacionárního kruhu nebo-li do prstence, resp. více prstenců poskládaných vedle sebe kolem pacienta. Rotující je v tomto případě pouze rentgenka.

5. generace je speciální kardio-tomograf s elektronovým svazkem, tzv. Electron Beam CT (EBT). Modely 4. a 5. generace se moc nerozšířily, jednak pro svůj

cenový přesah a jednak také pro svoji zásadní zanedbatelnou klinickou praxi ve srovnání s moderními inovativními přístroji 3. generace.

3.3.2 Popis a princip použití

Podle Kropové (2014) spočívá základní princip CT v rotaci rentgenky kolem vyšetřovaného objektu – pacienta, v detekci prošlého RTG záření a následnou digitální rekonstrukcí ze získaných dat. Rentgenka i s detekčním systémem jsou upevněny v mohutném prstencovém stojanu zvaném gantry. Rentgenka obíhá kolem pacientova těla o 360°, dojde ke zpracování dat a následuje vodorovný posuv stolu s pacientem o určitou pozici či vrstvu vpřed/dovnitř gantry a celý tento vyšetřující proces se opakuje. Postupně tak vznikne řada obrazů příčného řezu, kdy vlastní princip tohoto sběru obrazových dat je v postupném měření absorpce rtg záření při rotačním pohybu soustavy rentgenky a detektoru. Řez tkání je elementárně rozdělen na jednotlivé objemy, zvané voxely (volume element). Všechny voxely jsou stejných geometrických rozměrů. Takový transverzální řez je tvořen více jak 250 000 voxely. Třírozměrný voxel se na monitoru zobrazuje jako dvourozměrný elementární bod, zvaný pixel (picture element). Každý pixel má určenou hodnotu o absorpci voxelu v daném místě řezu, čímž se celkově získá obraz absorpcí, konkrétního řezu. Po té následuje rekonstrukce obrazu, která je složitým procesním matematickým výpočtem zvládnutelným jen počítačem a od toho je odvozen název výpočetní tomografie. Modernější multidetektorové CT (MDCT) využívají izotropní voxely, které mají stejné rozměry v ose x, y, z, díky kterým je možné postprocessingové rekonstrukce ve všech rovinách s nulovou ztrátou informace. Výsledná intenzita voxelu (odstínu šedi) je udáno jako CT číslo a vyjádřeno v Hounsfieldových jednotkách. Hounsfieldem je určená stupnice denzit zobrazovaných tkání v rozmezí od -1000 HU do +3096 HU, takže počítač zpracovává 4096 odstínů šedi, přičemž se rovněž vychází ze dvou pevně daných bodů v celé škále této stupnice. Jedná se o denzitu vzduchu či vakua (-1000 HU) a o denzitu vody (0 HU), kdy každá hodnota CT čísla z každého voxelu je srovnávána s hodnotou vody. Protože monitor není schopen vizualizovat celou tuto stupnici, tak pro zobrazení tkání je nadefinován dle Hounsfieldové stupnice určitý úzký úsek z celé škály, tzv. denzitní okna. Jiné je okno např. pro vyšetření mozku a jiné

pro plíce nebo skelet. Pro účely vyšetřování s aplikací kontrastní látky je k dispozici automatická a synchronně řízená pumpa-injektomat s řídicí jednotkou na ovladovně pro nastavení bolusu.

3.3.3 CT enterografie

Podle Hájkové (2013) spočívá výhodnost této metody vyšetření v její vysoké rozlišovací schopnosti, rychlosti a také komplexnosti vyšetření. Je preferovanější metodou před CT enteroklýzou (CT-EK) především z hlediska vyššího komfortu pacienta a také z hlediska snadnější volby pro personál. Crohnova nemoc často zapříčiní vznik obstrukcí tenkého střeva, které jsou právě dobře odhalitelné pomocí CT enterografie. Kvalita tohoto vyšetření je v důsledné přípravě pacienta před samotným vyšetřením. Pacient se musí den předem vyprázdnit a přijít na vyšetření nalačno. Před vyšetřením ještě probíhá příprava až hodinu, kdy musí pacient pozřít frakcionovaně endoluminální kontrastní látku v objemu cca 1 500–2 500 ml v závislosti na hmotnosti. Kontrastní látky mohou být roztoky cukerných alkoholů, jako např. Manitol nebo Sorbitol o koncentraci 2,5 %. Ještě před CT skenem se aplikuje intravenózně (i. v.) 100 ml jodového kontrastu rychlostí 3 ml/s. Akvizice dat je uvedena do běhu 20 sekund po dosažení denzitní hodnoty 100 HU distálního úseku hrudní aorty a po té program „bolus-tracking“ vyšetření spustí automaticky. Vyšetření využívá ortogonální roviny transverzální, sagitální a koronární.

3.3.4 CT enteroklýza

Malíková a Míková (2006) uvádějí, že jde o moderní metodu zobrazující tenké střevo v kombinaci klasické enteroklýzy a spirálním CT břicha. Snadno tak využívá obou metod a je omezující jejich nevýhod. Tenké střevo se musí vyplnit negativní kontrastní látkou, která se aplikuje enterální sondou. Negativní kontrast optimalizuje viditelnost střevní stěny a hlavně po aplikaci jodového kontrastu i. v. její enhancement. Jako negativní kontrast lze použít např. roztok metylcelulózy nebo roztok Vidogum GH 250, které jsou nevstřebatelné a účelně distendují tenké střevo. V případě potřeby vyšetřit i tlusté střevo se dá aplikovat voda nebo insuflovat vzduch per rectum. Stejná příprava pacienta

s vyprázdněním jako u CT enterografie. Před vyšetřením musí pacient podstoupit zavedení enterální sondy do duodenojejunálního přechodu gastroenterologem, přičemž skiaskopická kontrola správného zavedení se dělá jen ojediněle. Radiologický asistent rozmíchá roztok (10 ml Vidogum GH 250 s 20 ml glycerinu a 2000 ml teplé vody) a po 20 minutové odstavce tak dohlídne na připravenost tohoto roztoku k použití. Dále se pacientovi zavede periferní žilní kanyla. Připravený pacient se uloží na vyšetřovací stůl a následuje aplikace 2 až 4 l roztoku Vidogum GH 250 přes enterální sondu rychlostí cca 200 ml / min. pomocí tlakové pumpy. Těsně před koncem vpravení tohoto roztoku podáváme spasmolytika, nejčastěji Buscopan v dávce 40 mg i. v. Až po té se sjede CT břicha nativně a postkontrastně, kdy je podáno 80 ml neionického kontrastu i. v. rychlostí 1,5–2 ml/s s pozdržením 55 sekund. Sken se provádí kraniokaudálně od bránice až po symphysu. Postprocesingově se získají skeny po 0,75 mm a z nich se standardně vytváří multiplanární rekonstrukce v koronární rovině a dle potřeby i šikmé a sagitální. Dle Ústavu pro kontrolu léčiv v ČR (SÚKL) není Vidogum GH 250 dostupný, ani známý, ale přesto i tak je v ČR dostupný prostřednictvím Koordinační společnosti pro vědu a medicínu v zastoupení farmaceutických společností (CO ORD-Med, CZ). Místo něj lze užít metylcelulózu nebo vodu s objemem 1 500-2 000 ml.

3.3.5 Výhoda a nevýhoda CT

Dle Lahnera (2012) z pohledu kvalitativního zobrazování technika CT umožňuje mnohem kvalitnější zobrazení celé střešní stěny oproti klasické enteroklyze. Dokáže tak ukázat i na extraintestinální komplikace Crohnovy nemoci, včetně detekce fistulí, abscesů či flegmón. V jedné provedené studii vyšlo najevo, že CT enterografie diagnostikovala CN s přesností 83 %, ačkoliv ve dvou případech došlo k nesprávnému závěru, protože z minimálního zánětlivého poškození nebylo patrné, že šlo o Crohnovo onemocnění, což vedlo k nepotvrzení této diagnózy. Ohledně odhalení fistul nebo abscesů má CT rovněž přednost před kapslovou enteroskopií, která se týká svým zaměřením stěny tenkého střeva. Nevýhoda CT je především v radiační zátěži pacienta, což může vést hlavně u pacientů mladého věku ke kumulativnímu charakteru. Jisté závěry z recentních epidemiologických studií naznačily, že u radiační

zátěže 50–100 mSv může jít o riziko zvyšující rakovinotvornou prognózu. Jiná evropská studie tento obrázek dokresluje svým závěrem, ke kterému došla během 15 let. Je v ní pojednáváno o tom, že u více jak 15 % pacientů s diagnostikovanou Crohnovou nemocí dochází v tomto celém období k překročení radiční kumulativní zátěže o 75 mSv a víc.

V České republice velikost dávky optimalizuje vyhláška č. 307/2002 Sb. a stejně tak stanovené diagnostické referenční úrovně, díky nimž se vychází z typických hodnot efektivních dávek pro jednotlivá CT vyšetření: *CT hlavy 2,3 mSv; CT hrudníku 8 mSv; CT břicha a pánve 10 mSv*. Dle přístupu radiční ochrany lze považovat riziko z efektivní dávky 10–100 mSv obecně za nízké (<https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/zajimavosti-z-praxe-radiacni-ochrany/pouzivani-rentgenu-lekarske-ozareni/>).



Obrázek 5 - Computed tomography CT

Zdroj: <http://www.enrad.com/ei-dallas-texas.html>

3.4 Magnetická rezonance - MR

Kropová (2014) řadí počátky magnetické rezonance do roku 1924 dvacátého století, kdy vznikla kvantová teorie a došlo Wolfgangem Paulimem k objevu spinu. Tento švýcarský fyzik zastával teorii, že v případě, pokud jsou atomová jádra vystavena silnému magnetickému poli, tak by to mělo vyvolat rozštěpení

jejich energetických hladin. Jiný fyzik Isidor Isaac Rabi z Kolumbijské univerzity v roce 1938 i se svými kolegy ukázal na možnost získání informace o chování molekul chloridu lithia prostřednictvím manipulací magnetickými spiny atomových jader molekul. Během roku 1946 nezávisle na sobě americký fyzik Edward Mills Purcell z Harvardské univerzity a Felix Bloch ze Stanfordské univerzity uskutečňovali první pokusy MR se vzorky kapalin nebo pevných látek. Přišli na metodu NMR v závislosti na jádrech atomů vodíku, díky které za svůj objev dostali Nobelovu cenu. Téhož roku 1946 Felix Bloch zveřejnil matematickou formulaci znázorňující jev nukleární indukce, dnes tedy označovanou za magnetickou rezonanci a rovněž dal za vznik dvěma časovým konstantám, které dnes známe jako T_1 a T_2 . V medicíně se první aplikace jevu NMR objevuje v 70. letech minulého století, kdy roku 1971 americký lékař Raymond V. Damadian přichází na to, jak chování různých biologických tkání je magnetickém poli rozdílné. Dokázal tak, že jaderné magnetické relaxační časy jsou u zdravých a nemocných tkání odlišné. A hned v roce 1972 navrhuje, aby se MR začala využívat jako tomografická zobrazovací metoda a apeluje na vědce i lékaře, aby se odstartovalo použití MR pro detekci onemocnění. V roce 1974 americký profesor chemie Paul S. Lauterbur se svým kolegou J.M.S. Hutchinsonem udělali první sken živého organismu na laboratorní myši. Ve stejné době se i anglický fyzik Peter Mansfield věnoval matematické analýze rádiových signálů a jejich následné interpretace do obrazu. Následně roku 1975 švýcarský fyzikální chemik Richard Ernst navrhnul techniky fázového a frekvenčního kódování a dal za vznik Fourierově transformaci k matematické analýze NMR signálů, přičemž je tato metoda podstatou dnešních technik MRI v chemii, ale především i v medicíně. Roku 1977 Peter Mansfield na základě svých výzkumů zlepšuje matematickou analýzu signálů a zabývá se použitím gradientních polí v kódování pozice protonů a také začíná tzv. echo-planární zobrazení (EPI). Stejněho roku dochází ke vzniku prvního celotělového MRI zařízení a k publikaci prvního MR obrazu lidského hrudníku. S příchodem roku 1980 americká firma FONAR zhotovila první komerční MRI systém. Od té doby se začal snižovat potřebný čas k provedení jednoho skenu, což dalo také vzniknout novým zobrazovacím MR technikám a např. umožnilo kontinuální sledovanost srdeční funkce. V roce 1987 se v medicíně začíná první MR angiografie (MRA) k zobrazení krevního řečiště a dokáže se tak společně

s kontrastní látkou na bázi gadolinia zobrazit toto řečiště s vysokým rozlišením a také kontrastem. V roce 1992 vznikla funkční magnetická rezonance (fMRI) a v roce 2002 byla švýcarskému vědci Kurtu Wüthrichovi dána Nobelova cena za chemii, jenž se zasloužil o zlepšení NMR technik v oblasti MR spektroskopie. V současné době je tento vědec jako jeden z nejvýznamnějších, kteří se věnují magnetické rezonanci. Kromě standardních zobrazení magnetickou rezonancí je dnes celá řada dalších speciálních zobrazení, např. funkční (fMRI), mozková difuze (DWI) a perfuze (PWI), spektroskopie (MRS).

3.4.1 Popis a princip použití

Každé jádro atomu je složeno z neutronů a protonů (kladný náboj). Z hlediska lékařské MR má mimořádný význam atom vodíku, který je součástí molekul vody, které jsou obsaženy v lidském těle z více jak 60 %. Proton sám o sobě je v pohybu – mechanickém momentu, kdy rotuje kolem své podélné osy (tento rotační pohyb se nazývá spin). Díky tomuto spinu proton generuje magnetické pole a vytváří i magnetický moment. Pokud se proton v těchto dvou momentech dostane do stacionárního magnetického pole, rotační osa protonu opisuje tvar kuželu a tento pohyb je nazýván precese (točení dětské káče). Frekvence tohoto pohybu je známa jako Larmorova frekvence, která závisí na typu atomového jádra a intenzitě vnějšího magnetického pole, vyjádřena gyromagnetickou konstantou. Statické magnetické pole nadále způsobí rovnoběžné uspořádání protonů se silami magnetického pole, kdy většina z nich se uvede do polohy paralelní (souhlasné) a menší počet se uvede do polohy antiparalelní (opak o 180°). V takovém uspořádání je velikost magnetického momentu protonů vodíku nízká a prakticky neměřitelná. K dosažení měřitelnosti rezonanční frekvence protonů vodíku ve tkáni je třeba vychýlit jejich vektor magnetizace z jeho rovnovážné polohy a způsobit vznik vektoru transverzální tkáňové magnetizace. K takovému vychýlení může dojít jen za použití vysokofrekvenčního elektromagnetického impulsu.

Kropová (2014) uvádí, že k absorpci elektromagnetického vlnění protony je žádoucí, aby byla frekvence vyslaného impulsu stejná s Larmorovou frekvencí zobrazovaných protonů. Tomuto fyzikálnímu jevu se přisuzuje rezonance. Na základě tohoto impulsu protony provedou precesi synchronně a stanou se zdrojem zvýšené transverzální magnetizace a longitudinální magnetizace je

utlumována. Po ukončení tohoto impulsu se protony navrátí do své původní energeticky výhodné paralelní pozice a je skončen jejich synchronní pohyb – což se nazývá relaxace. Zvětšování longitudinální podélné magnetizace a času zotavení tohoto vektoru na 63 % je označován jako T₁ relaxační čas. Zároveň dochází ke zmenšování příčné magnetizace a čas, za který se sníží na 37 % své původní hodnoty je T₂ relaxační čas. Relaxační časy jsou rozdílné v různých biologických tkáních, ale obecně je platný to, že tkáně s velkým obsahem tekutin mají dlouhý relaxační čas a tukové tkáně (velké makromolekuly) mají opačně krátký relaxační čas. Rozdílnost těchto časů ve zdravých i patologických tkáních je základ MR zobrazování. Pro schopnost lokalizace protonů v trojrozměrném prostoru slouží gradientní magnetická pole, umístěná v hlavním statickém poli kolmo na sebe v rovinách x, y, z. Jejich síla ovlivňuje rychlost registrace dat a vyšší rozlišení. Konstrukce obrazu je složitý matematický proces založený na Fourierově transformaci, díky níž je možné převádět signály z trojrozměrného prostoru vyšetřující vrstvy na dvourozměrný obraz. MR má součásti *homogenní stacionární magnet B₀ (např. 1,5 T; 3 T), gradientní cívky, vysokofrekvenční vysílač a cívka (excitace magnetického pole B₁), vysokofrekvenční přijímač a cívka objemová i vyrovnávací, povrchové cívky (např. hlavová, kolenní, hrudní a bederní páteře), počítačový systém, vysokofrekvenční stínění (Faradayova klec), vyšetřovací stůl a další doplňky typu monitorace dechu a srdce, tlakový injektor a anesteziologický přístroj.*

3.4.2 Kontraindikace k vyšetření MR

Seidl (2012) řadí mezi absolutní kontraindikace zejména implantované elektrické nebo elektromagnetické přístroje (kardiostimulátor, kochleární implantát), které nebyly experimenty otestovány v prostředí magnetu. Pokud jde o kovové implantáty, tak je rozhodující složení a magnetické vlastnosti jejich slitiny. Jedná se o hrozbu nebezpečí pohybu a ohřevu takového cizího kovového tělesa. Také tyto implantáty vytvářejí určité artefakty, které zabraňují zobrazit anatomické struktury v jejich bezprostředním okolí. Také by měla být brána velká obezřetnost na cévní svorky, srdeční chlopně, stenty a intravaskulární spirály. Ohledně vyšetřování MR v době těhotenské je převažující názor, že plodu neškodí, avšak tato informace není jednoznačně

potvrzena. Jako problematické také mohou být kontrastní látky s obsahem gadolinia (GdCAs), jelikož mohou vyvolat nefrogenní fibrózu, což může vést až k úmrtí pacienta. Z tohoto hlediska se tedy stávají rizikovou skupinou pacienti s poruchami funkce ledvin nebo před transplantací jater apod.

3.4.3 MR enterografie

Důležitá je připravenost pacienta tak, aby 8–12 hodin lačnil a před samotným vyšetřením asi hodinu frakcionovaně po douškách popíjel 2,5% roztok Manitolu (u dětí a mladých 2,5% roztok Sorbitolu). Při této konzumaci je doporučen občasný pohyb, formou chůze, aby se tato látka dostala pomocí peristaltiky do tlustého střeva. Velmi potřebná je dostatečná distenze kliček tenkého střeva v celém jeho rozsahu, aby mohlo být vyšetření provedeno kvalitně. Pacient by se měl dostavit na vyšetření bez kovových ozdob, v tomto případě hlavně v oblasti břicha (dále viz kontraindikace). Pacient by se měl řídit pokyny od radiologického asistenta ve způsobu ležení bez pohybu a dýchání, tak jak to vyšetření vyžaduje. Kontrastní látka pro vyšetřování MR ovlivňuje obraz magnetické rezonance tím, že usnadňuje relaxaci protonů a tak zkracuje relaxační čas T_1 i T_2 . Jedná se o paramagnetické substance, které v T_1 vážených obrazech způsobují výsledně silnější signál z tkání, do kterých kontrastní látka pronikla. Opačně zeslabení signálu je dosaženo při zkrácení relaxačního času T_2 . Používanou látkou je běžně gadolinium vázané na DTPA. Kontrastní látky mohou i v některých případech zviditelnit takové struktury, jež nebyly od sebe rozpoznatelné na nativním obrazu MR. Dále se podávají kontrastní látky Gadovist nebo Multihance s koncentrací 0,02 mmol/kg váhy pacienta. Nežádoucí účinky na podávané kontrastní látky se téměř nevyskytují. Aby se zpomalila střevní peristaltika, tak se aplikuje 2 ml Buscopanu. Po uložení pacienta správně na stůl hlavou do gantry radiologický asistent instaluje na pacienta břišní cívky k dosažení kvalitnějšího zobrazení střev. Podle Honzíkovej (2012) jako první jsou prováděny nativní skeny, poté postkontrastní. Vyšetření se provádí ve všech rovinách (axiální, koronární, sagitální) a skládá se ze sekvencí dle optimalizovaného protokolu. Rozsah zachycení oblasti břicha je od bránice k symfýze. Podstatné jsou rovněž sekvence se zadržením dechu (breath hold) a dynamické sekvence nativní i po té, co se aplikovala

kontrastní látka. S tímto kontrastem dynamické zobrazení je výtěžnější, tedy zobrazuje kontrastněji stěvu střeuvní a také změny vaskularizace střeua.

3.4.4 Výhoda a nevýhoda MR enterografie

Stejná výhoda podobně jako i u CT techniky spočívá v dobrém zobrazení stěvy střeuvní, mezenteria a přilehlé vaskularizace, extraintestinální okolí a vztahy mezi jednotlivými anatomickými strukturami. Jako příhodnější alternativa k CT je zrovna MR u pacientů s Crohnovou nemocí, která je na celý život, výhodnou volbou pro absenci radiační zátěže. Tato volba se proto preferuje obzvláště u pacientů adolescentních a mladých. Také se uplatňuje u tohoto vyšetření lepší komfort pacienta proti srovnání s klasickou enteroklyzou nebo i kolonoskopií. Jako další výhoda oproti CT enterografii je možnost v celé řadě případů rozlišení mezi akutním a chronickým stádiem Crohnovy nemoci. Lahner (2012) uvádí, že přes všechny výše popsané výhody MR enterografie se tato modalita diagnostiky nevyužívá v první linii, ale jako doplňková modalita. Nedostatkem této diagnostiky může být nedostatek MR přístrojů, nutnost využívání nestandardizovaných sekvencí v průběhu snímkování, nejednotnost protokolů k administraci a také typy podávaných orálních kontrastů. Další nevýhoda je vlastní dlouhý čas celého průběhu vyšetření MR a z ekonomického hlediska její cena.



Obrázek 6 - Magnetická rezonance MR

Zdroj: <http://pardubice.nempk.cz/radiodiagnostika-magneticka-rezonance>

4 PRŮZKUMNÁ ČÁST PRAKTICKÁ

V této práci se výzkum bude zabývat problematikou zjištění a srovnání jistých parametrů dvou CT přístrojů, na kterých se v minulosti a nyní provádí diagnostika Crohnovy choroby. Jedná se o CT SIEMENS Somatom Sensation 16 a CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128 na RDG oddělení v Nemocnici Na Homolce. Z parametrů, které se budou sledovat, to budou zejména dávka radiační zátěže pacienta a šum, který má vliv na kvalitu a diagnostickou čitelnost zobrazeného výstupu. Jako další kritérium budou sledovány i jednotlivé postižené oblasti Crohnovou nemocí, které bude použito níže ve Specifických cílech.

Hlavním cílem je v této práci sledovat a určit přínos diagnostiky CN na novějším modelu CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128 ve srovnání se starším modelem a kritérium patologických lokací výskytu Crohnovy choroby.

4.1 Specifické cíle

1. Zjistit a porovnat parametry z obou CT na konkrétních skupinách šetřených pacientů s Crohnovou nemocí.
2. Zjistit a porovnat parametry CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128 na skupině pacientů bez použití softwaru Safire a s použitím softwaru Safire.
3. Zjistit nejčastější oblast výskytu patologie Crohnovy nemoci na základě těchto CT vyšetření.

4.1.1 Průzkumné otázky

- a) Je přínosnější diagnostika CN na novějším CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128 v porovnání s diagnostikou na starším CT SIEMENS Somatom Sensation 16 z hlediska dávky radiační zátěže?

b) Je přínosnější diagnostika CN na novějším CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128 ve srovnání s diagnostikou na starším CT SIEMENS Somatom Sensation 16 z hlediska kvality signálu s podílem šumu standardní odchylky SD?

c) Je přínosnější diagnostika CN na CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128 z hlediska použití iterativního softwaru Safire?

4.2 Popis metodiky a materiál

K praktickému průzkumu bylo využito metodiky sběru dat ze dvou CT přístrojů. Jedná se o starší CT SIEMENS Somatom Sensation 16 a novější CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128.

CT SIEMENS Somatom Sensation 16

Vybrané technické specifikace: výkon generátoru 60 kW, 16x slices, úplný čas rotace dosahuje 0,42 s, ve spirálním režimu umožňuje sběr dat s 16 slices až na 24 mm (16 x 1,5 mm) na rotaci, průměr gantry 70 cm a maximální váha pacienta 200 kg (<http://www.impactscan.org/reports/MHRA04037.htm>).

CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128

Vybrané technické specifikace: výkon generátoru 200 kW (2 x 100 kW), 2 x 128 slices, úplný čas rotace dosahuje 0,28 s, ve spirálním režimu kombinace dvou rentgenek umožňuje sken v rychlosti až 458 mm/s, průměr gantry 78 cm a maximální váha pacienta 307 kg (<https://www.healthcare.siemens.cz/>).

Průzkum probíhal v Nemocnici Na Homolce na RDG oddělení CT. Zde bylo využito sběru dat z NIS (Nemocniční informační systém), jenž je systémem pro správu údajů o pacientech a jejich obrazové i textové dokumentaci. Následně tento systém NIS spolupracuje s tzv. PACS systémem. PACS (**P**icture **A**rchiving and **C**ommunication **S**ystem) je informační systém obhospodařující a archivující obrazová data v digitální podobě. Je založen na obrazovém protokolu a formátu DICOM, který je závazný pro všechny výrobce přístrojů

v digitálním zobrazení, jako např. pro CT, MRI, angiografii, nukleární medicínu a další. Touto technologií je tak vlastně umožněno jakoukoliv správu a komunikaci těchto dat po síti lokálně nebo i mezi různými pracovišti na velkou vzdálenost. PACS tedy využívá On-line distribuce obrazových dat, což vede k okamžitému přístupu lékaře ke snímkům. Stejně tak zajišťuje automatizaci při archivaci těchto dat a je rovněž provázán s NIS. DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) zahrnuje většinu formátů digitálních obrazů v medicíně a definuje tak celosvětový standard používaný v systémech PACS. DICOM soubor se skládá z **hlavičky** – header, která obsahuje informace o jménu pacienta, druhu snímku, rozměru obrázku atd. a **obrazových dat**, obsahující informace o třech rozměrech. Soubory DICOM lze také úsporně komprimovat za účelem snížení objemu. Taková komprimace souborů však může být ztrátová, ale také bezztrátová na výsledné kvalitě. Společné uložení obrazových a identifikačních údajů tak prakticky zabraňuje možnosti jejich vzájemné záměny nebo ztráty. (Zdroj: autor)

V rámci tohoto průzkumu bylo využito programového nástroje **RadiAnt Dicom Viewer** k zobrazení a porovnání jednotlivých dat ze souborů DICOM šetřených pacientů použitých v tomto výzkumu. Pomocí programu RadiAnt bylo provedeno měření kvality signálu, respektive měření přítomného šumu v obraze pomocí uznávané standardní odchylky SD. Toto měření proběhlo u každého pacienta stejně zvolenou oblastí **ROI** (regional of interest), ve stejné velikosti 1,2 cm². Takto vybraná oblast (ROI) se přibližně stejně u každého měření zacílila na stejnou lokaci terminálního ilea v transverzálním řezu se zvoleným CT protokolem Abdomen k vyšetření oblasti břicha. Tloušťka řezů při skenování, tzv. slices byla u CT Somatom Sensation 16 nastavena 3 mm nebo 5 mm a stejně tak i u CT Definition Flash 2x128.

Jako další parametr byla sledována radiační dávka, přičemž tato dávka je zejména ovlivněna napětím a proudem rentgenky. Všechna vyšetření na obou CT přístrojích proběhla za konstantního napětí 120 kV. Na CT přístroji Somatom Sensation 16 bylo využito efektivního proudu mAs, tj. [(mA x rotační čas)/pitch faktor] a přepočítání mAs je na jeden sekvenční řez, kdy tzv. Pitch faktor je hodnota posunu stolu během jedné rotace. Zatímco s CT přístrojem Definition Flash 2x128 bylo využito referenčního proudu (mAs), odvozeného

automatickou 4D proudovou modulací (CareDose4D, Siemens), odpovídající požadované kvalitě zobrazení. Vlastní radiační dávka byla sledována pomocí parametrů: $CTDI_{vol}$, DLP a efektivní dávky E. (Zdroj: autor)

- **$CTDI_{vol}$** (mGy) = $CTDI_w$ / pitch faktor $CTDI_w$ - dávka v homogenním fantomu
- **DLP** (mGy*cm) = $CTDI_{vol}$ x délka ozářené oblasti
- **E – ef. dávka** (mSv) = E_{DLP} x DLP E_{DLP} – regionálně normalizovaná efektivní dávka vypočítána ze speciálních fantomů nebo matematických modelů.

Pro výpočet v tomto výzkumu odpovídá E_{DLP} stanovené normě pro oblast břicha v číselné hodnotě 0,015.

Dalším parametrickým kritériem v průzkumu bylo u jedné skupiny případů využito na CT přístroji SOMATOM Definition Flash 2x128 softwarového nástroje SAFIRE (*Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction*). Ještě nedávno se tohoto matematického algoritmu na CT nedalo využít, protože jejich starší hardwarová konfigurace by nebyla schopna při rekonstrukci obrazu tuto metodu výpočtu zvládnout za rozumný čas. Nicméně postupné inovace na sebe nenechaly dlouho čekat a postupně se vývoj této technologie začal zdokonalovat. Nejprve se objevila metoda zpětné projekce FBP (Filtered Back Projection) a její další stupeň WFBP (Weighted Filtered Back Projection). Po té nastoupila iterativní rekonstrukce v obrazovém prostoru IRIS, přinášející další korekci rekonstruovaných obrazových dat. IRIS rekonstruuje obrazová data po zpětné projekci, zatímco nová iterativní rekonstrukce SAFIRE využívá rekonstrukci hrubých dat. Rekonstrukční smyčka je v rámci iterace několikrát opakující, kdy v každé z nich je aplikovaný dynamický model šumu vycházející z hrubých dat – což ve výsledku přináší snížení obrazového šumu, aniž by tak došlo k pozorující ztrátě ostrosti obrazu. Tento optimalizující proces tedy lépe využívá diagnostické informace získané z hrubých dat. Uživatel má možnost v rozsahu 1-5 ovlivnit míru iterativních výpočtů, jejichž vliv je následně projeven na výsledných snímcích. Použití takové metody může také vést např. k vylepšení

geometrických nedokonalostí ve výsledném obrazu. SAFIRE na základě své iterace tak nepřispívá jen k redukci šumu ve výsledném obraze, ale stejně tak důležitě umožňuje u některých případů i výrazně snížit dávku záření se zachováním optimální kvality obrazu pro diagnostické účely (https://w5.siemens.com/web/cz/cz/corporate/portal/home/o_nas/publikace/Documents/Trend-02-2013-web.pdf).

4.2.1 Průzkumný soubor

Do průzkumu bylo zahrnuto celkem 160 pacientů s CN, kteří prošli CT vyšetřením s rozdělením do 3 skupin. První skupina v počtu 60 byla vyšetřována na CT Somatom Sensation 16. Na druhém CT Definition Flash 2x128 jich bylo dohromady 100, ale tento celek byl rozdělen na dvě skupiny v počtu 50 bez použití softwaru Safire a na skupinu v počtu 50 s použitím softwaru Safire. Dohromady se tak jednalo také o 81 mužů a 79 žen, kdy věkově byla nejsilněji zastoupena část pacientů ve 20-30 věku a následně i ve 30-40 věku.

4.3 Výsledky

Specifický cíl č. 1 - Parametry obou CT

Jednotlivé sledované parametry dávky CTDIvol, DLP, efektivní dávka E + kvalita signálu v závislosti na šumu SD na obou CT, kdy na prvním starším CT Somatom Sensation 16 byla skupina 60 pacientů a na druhém novějším CT Definition Flash 2x128 bylo 50 pacientů (bez užití Safire). Hodnoty jsou nasbírány z jednoho skenu a vypočteny celkovým průměrem.

Tabulka 1 Parametry dávky a šumu SD na obou přístrojích CT

CT (Výsledný průměr hodnot)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy*cm)	Šum SD (St. odchylka)	E - eff. Dávka (mSv)
Somatom Sensation 16	11,6	459	35,7	6,9
Definition Flash 2x128	10,6	473	30,3	7,1

Zdroj: autor

Specifický cíl č. 2 - Parametry se/bez SAFIRE na CT Definition Flash

Jednotlivé sledované parametry dávky CTDIvol, DLP, efektivní dávka E + kvalita signálu v závislosti na šumu SD na CT Somatom Definition Flash 2x128 za nepoužití a použití softwarového nástroje Safire. Celkový počet pacientů 100 na tomto CT je v tomto sledování rozložen dle neaktivního Safire na počet 50 a na aktivní Safire v počtu také 50. Hodnoty jsou nasbírány z jednoho skenu a vypočteny výsledným průměrem.

Tabulka 2 Parametry dávky a šumu v závislosti na Safire

CT Definition Flash 2x128 (Výsledný průměr hodnot)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy*cm)	Šum SD (St. odchylka)	E - eff. Dávka (mSv)
Safire - NE	10,6	473	30,3	7,1
Safire - ANO	5,9	276	26,3	4,1

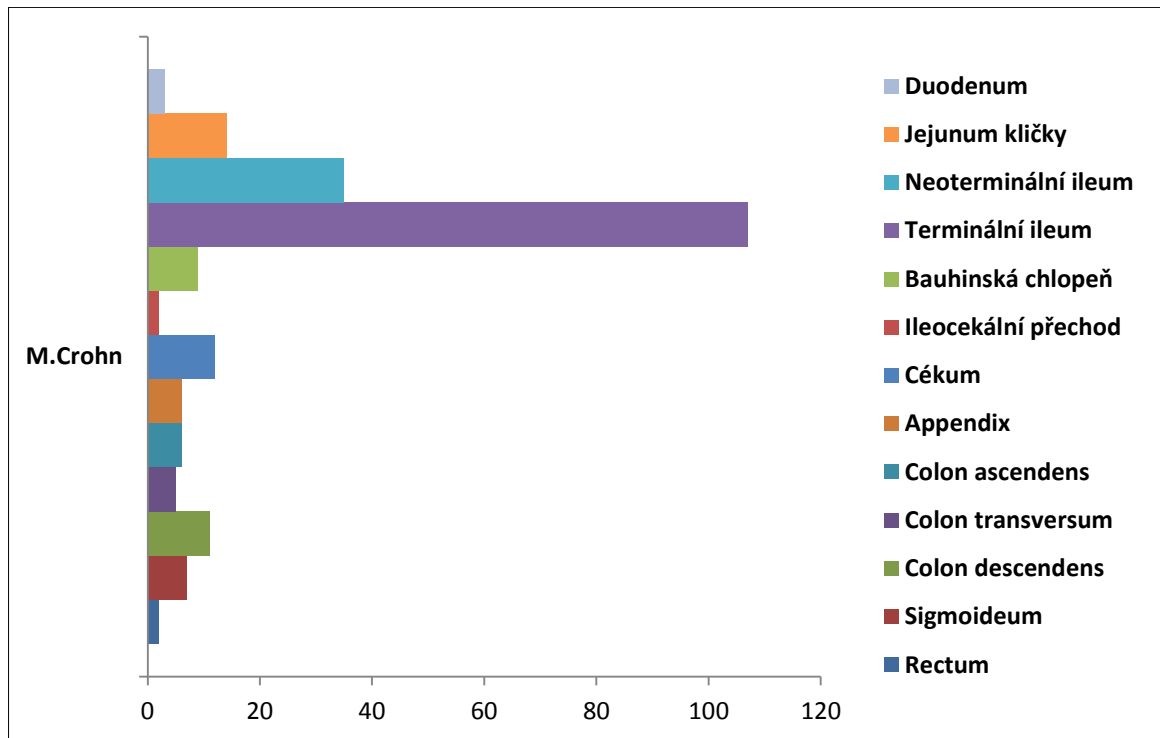
Zdroj: autor

Specifický cíl č. 3 - Oblast nejčastějšího výskytu CN

Tento cíl sleduje, které oblasti jsou Crohnovou nemocí nejčastěji napadány v rámci těchto CT vyšetření ve výzkumu. Nebylo cílem zvolit tu nejvíce napadenou oblast u jednoho pacienta, ale pokud jich bylo více, tak každá z nich je do výsledku započtena jednotlivě.

Neoterminální ileum – nedá se chápat jako běžná anatomická oblast, ale jedná se o chirurgické řešení v případech resekce terminálního ilea, kdy se v zájmu zachování anastomózy zbývající část koncové kličky ilea našije na cékum, aby znovu vznikl nový ileocekální přechod. Právě ta část našitého ilea

je obnovením terminálního ilea, tedy neoterminálním ileum. Pro druhou nejčastější četnost jeho napadení CN je rovněž započtena do této celkové statistiky jako další lokace tohoto výskytu.



Graf 2 Přehled oblastí s diagnostikovanou Crohnovou nemocí

Zdroj: autor

5 DISKUZE

V teoretické části bakalářské práce sledujeme a porovnáváme zejména různé alternativy metod radiologického vyšetření při diagnostice a sledování Crohnovy choroby. Jednou z těchto metod je i vyšetření na CT přístroji. Protože nevýhodou CT vyšetření je určitá radiační zátěž pacienta, tak byly v průzkumné části sledována dvě CT a jejich parametrické výsledky právě na velikost dávky a také v souvislosti na kvalitu výsledného diagnostického výstupu v závislosti na kvalitě signálu s poměrem šumu SD.

Průzkum, který sledoval tato hlediska, se prováděl v Nemocnici Na Homolce na starším CT Somatom Sensation 16 a novějším CT Definition Flash 2x128.

U cíle č. 1. při sledování dat a výsledků ze staršího CT Sensation 16 a novějšího CT Definition Flash 2x128 (tab. 1), by se dalo očekávat zmenšení radiační dávky u novějšího CT, ale výsledky výzkumu ukázaly opak, právě nepatrné překročení a zvýšení u hodnot DLP z 459 na 473 (mGy*cm) a efektivní dávky E z 6,9 na 7,1 (mSv). Je možné, že toto zvýšení se mohlo projevit v důsledku skladby pacientů s vyšší hmotností, objemností a tak i výškou, což má dost výrazný vliv na zvětšení dávky v poměru k dosažení optimálního prozáření vyšetřované oblasti. Další zvyšující parametr může být i vlastní čas tohoto šetření a záření. Na druhou stranu u kvality šumu SD se očekávání potvrdilo ve zlepšené hodnotě z 35,7 na 30,3.

U cíle č. 2. při sledování dat a výsledků za použití nebo nepoužití softwaru Safire na CT Definition Flash 2x128 (tab. 2) se očekávané hodnoty projevíly jak ve snížené radiační dávce, tak i ve zlepšeném výstupu signálu v poměru šumu SD. U dávky např.: DLP ze 473 na 276 (mGy*cm), efektivní dávka E ze 7,1 na 4,1 (mSv). Můžeme tedy říci, že došlo ke snížení až o menší polovinu radiační dávky. Tak i kvalita výstupního obrazu dosáhla zlepšení z 30,3 na 26,3 standardní odchylky šumu SD. Nejsledovanějším faktorem tohoto cíle bylo sledování aktivity nebo absence Safire. Je zde patrné, že ke zmenšení dávky a zlepšení kvality obrazu došlo při použití této iterativní rekonstrukce, která nejen

zkracuje čas vyšetření a záření, ale také dopočítává vyšší kvalitu výstupního obrazu.

Pro širší a objektivnější posouzení tohoto výsledku využití softwaru Safire v otázce snížení dávky radiační zátěže pacienta je využito v následujícím srovnání ve třech dalších studiích.

Studie první:

Dle Patino et al. (2015) byl proveden průzkum na nemalém vzorku pacientů (přesnější zastoupení není uvedeno), který se věnoval iterativním rekonstrukčním technikám v šetřené oblasti břicha a pánve na CT. Z tohoto průzkumu je však patrné, že se jednalo o pacienty např. s ledvinovými kameny, pankreatitidou a rovněž i s Crohnovou nemocí. Při použití výpočtu pomocí Safire se ukázaly břišní CT obrazy se zachováním kvality obrazu a s dávkou 2,7-6,8 mGy proti běžnému standardu 10,5-13,6 mGy. Pokud zde vypočtu průměr těchto výsledků, což je 4,75 mGy ze standardu 12,05 mGy, tak z toho rovněž vychází snížení radiační dávky více jak o polovinu. Výsledek je tedy zhruba stejný v porovnání i s průzkumem v této práci s výsledkem 5,9 mGy s ohledem na orientačně poloviční snížení dávky. Jinak je zřejmé, že detailněji je tento výsledek ještě nižší a tím i přínosnější. Ale i s tímto výsledkem se musí brát ohled na jisté možné zkreslení z hlediska jiného zastoupení pacientů na základě hmotnosti atd.

Studie druhá:

Gandhi et al. (2016) uskutečnili studii se zaměřením na diagnostickou přesnost v rámci CT enterografie u pacientů s Crohnovu chorobou s aktivním zánětem v oblasti terminálního ilea. Také v této studii šlo o zjištění využitelnosti a přínosu software Safire s ohledem na radiační dávku. Konkrétně se vytvořily dvě skupiny pacientů po 45. První skupina měla zánět CN a druhá skupina neměla zánět CN. Společně činili skupinu 90 pacientů v této studii. Byla použita běžná metoda šetření FBP (Filtered Back Projection) s průměrným výsledkem 14,5 mGy a metoda pomocí Safire s průměrným výsledkem 7,25 mGy u plných dávek, neboť zde byly užity i poloviční dávky těchto dávek. Je zde také vidět úbytek dávky až na polovinu s použitím Safire. Pokud podrobíme tento zmíněný

výsledek 7,25 mGy srovnání s výsledkem průzkumu této práce 5,9 mGy, dojdeme k závěru, že výsledky zhruba vzájemně odpovídají na poloviční snížení dávky. Ale pokud vyvodíme přesný závěr, potom zdejší průzkum vykazuje nižší dávku o 1,35 mGy proti této druhé studii. Je však na místě i uvážit skladbu pacientů z hlediska např. hmotnosti aj., což rámci průzkumu v této práci mohlo být jinak zastoupeno, a proto i tento přesnější výsledek může takto být víc nebo méně zkreslen.

Studie třetí:

Studie je publikována Ferdou a kol. (2013), kde šlo o srovnání efektivní dávky na dvou CT s dualní energií první generace Somatom Definition Dual Source 64 a druhé generace Somatom Definition Flash 128. Není zde zřejmé o kolik šlo dohromady pacientů, ale průzkum proběhl v 11 skupinách po 40 vyšetřeních v režimech jednozdrojového vyšetření a s DECT (dual energy CT) s použitím iterativní rekonstrukce Safire. Vyšetření proběhla v zájmových oblastech hrudníku a břicha. Výsledek ke srovnání je sledován jen z vyšetření břicha s ohledem na potenciální vyšetření pacientů i s Crohnovou chorobou. Z tohoto šetření je znám průměrný výsledek 8,6 mSv z CT první generace tohoto testu a výsledek 4,8 mSv z CT druhé generace tohoto testu s použitím Safire. V této studii je opět prokázání snížení radiační dávky až o polovinu s použitím Safire. Lze tedy konstatovat stejný výsledek i s výsledkem průzkumu v této práci.

S cílem č. 3. byly sledovány jednotlivé lokace zasažené CN u všech pacientů sledovaných v tomto výzkumu (graf 2). Z něj vyplývá, že v tomto výzkumu a na tomto vzorku 160 pacientů, je největší výskyt CN na terminálním ileu, neotermínálním ileu (pooperační náhrada terminálního ilea) a pak ještě např. na jejunálních kličkách. Pokud se tento výsledek porovná i s výsledky jiných zdrojů a statistik, tak se potvrzuje např. nejčastější výskyt právě na terminálním ileu.

Původní plán tohoto průzkumu bylo vytvořit celkový vzorek 150 pacientů s 3 skupinami po 50. Tento záměr se povedl naplnit i s minimálním přesahem v celku o 10 pacientů, protože celkový vzorek pacientů se rovná 160. Protože se v tomto průzkumu nesledovala hmotnost a výška pacientů, stejně jako čas

diagnostiky, tak tyto výsledky jsou tímto v jisté míře neúplné a do značné míry i zkreslené a pro podrobnější a víc přesnější výsledky by bylo třeba udělat podrobnější průzkum i s těmito hodnotami.

Doporučení pro praxi

CT diagnostika jako vyšetřující radiologická metoda CN nebývá jedinou indikovanou metodou pro celkovou diagnostiku a sledování jejího průběhu. Jako první volba diagnostiky se může např. preferovat vyšetření pomocí UZ a v jiných případech může jít o doplňující indikaci dle potřeby. Při ojedinělých případech se může zvolit již zastaralá metoda RTG enteroklýzy. Pokud je cílem vyšetření podrobnější a přesnější potvrzení patologií CN, tak se může odebrat histologický vzorek např. pomocí Push-enteroskopie formou biopsie. Podobně jako CT, stejně tak MR dokáže dobře zobrazit střevní stěny, mezenteria, přilehlé vaskularizace, extraintestinální okolí a vztahy jednotlivých anatomických struktur. CT diagnostika a konvenční RTG metody radiodiagnostiky zatěžují pacienty ionizační dávkou záření. Pokud se zaměříme zejména na pacienty mladé a v adolescenci, pak je preferovanější volbou diagnostická metoda bez radiační zátěže, kterou může být zmíněná endoskopie, ale především UZ a MR. Další rozhodující hledisko může být ještě samotný čas diagnostiky a ekonomické hledisko zvolené metody vyšetření společně s dostupností jednotlivých metod v konkrétních zdravotnických zařízeních.

Jak už bylo zmíněno v teoretické části této práce, tak Lahner (2012) uvádí, že jedna evropská studie trávající 15 let, připustila ve svém závěru, že u 15 % pacientů s diagnostikovanou Crohnovou chorobou došlo ke kumulativní radiační zátěži s překročením až o 75 mSv a více. Lze tedy doporučit sledovat takový vývoj na CT vyšetřeních, který povede k celkovému snížení dávky záření, aniž by to vedlo ke snížení komfortu diagnostické analýzy nejen u těchto pacientů s CN. V České republice se postupuje dle radiační ochrany, kterou vystihuje vyhláška č. 307/2002 Sb., jenž stanovuje velikost dávky pro CT vyšetření břicha a pánve na 10 mSv., z které obecně vyplývá, že rozmezí efektivní dávky 10–100 mSv je rizikově nižší (<https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/zajimavosti-z-praxe-radiacni-ochrany/pouzivani-rentgenu-lekarske-ozareni/>).

ZÁVĚR

Bakalářská práce je zaměřená na sledování Crohnovy choroby pomocí radiologických metod šetření. Jedná se o nemoc s nejasnou příčinou vzniku a řadí se tak k idiopatickým střevním zánětům (IBD). Nejvíce touto nemocí trpí lidé v rozhraní věku 20-30 let, což ukazuje i tento výzkum. Z hlediska pohlaví je víceméně toto rozložení stejné. V teoretické části rozvádíme jednotlivé radiologické metody nejen z perspektivy vlastních metod, ale také jakou přináší výhodu a nevýhodu. Je tak možné využít radiodiagnostiku pomocí přístrojů ultrazvuku, rentgenu, computer tomografu a magnetické rezonance.

Z praktického hlediska si bakalářská práce klade za cíl odpovědět na 3 průzkumné otázky:

a) Je přínosnější diagnostika CN na novějším CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128 v porovnání s diagnostikou na starším CT SIEMENS Somatom Sensation 16 z hlediska dávky radiační zátěže?

Výsledek ukazuje, že bez užití Safire u nového CT přínos není, je zde menší přesah do vyšších hodnot. Zatímco s užitím podpory Safire přínosnější rozhodně je, protože výsledek vykazuje snížení radiační zátěže až o menší polovinu.

b) Je přínosnější diagnostika CN na novějším CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128 ve srovnání s diagnostikou na starším CT SIEMENS Somatom Sensation 16 z hlediska kvality signálu s podílem šumu standardní odchylky SD?

Ano, diagnostika na novějším CT je opravdu přínosnější z hlediska kvality signálu s podílem šumu standardní odchylky SD. Dle výsledků je zřejmé, že i tato hodnota je nižší.

c) Je přínosnější diagnostika CN na CT SIEMENS Somatom Definition Flash 2x128 z hlediska použití kernelového softwaru Safire?

Ano, diagnostika s použitím iterativního softwaru Safire je přínosnější a smysluplná, protože dle výsledků dosahuje až o téměř polovinu redukce radiační zátěže a rovněž vykazuje zlepšení kvality obrazu v závislosti na šumu SD.

Také tři další studie zmíněné a porovnané s průzkumem této bakalářské práce v části diskuze snížení dávky až o polovinu potvrzují.

Cíle bakalářské práce stanovené v jejím Úvodu se nám podařilo naplnit.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ANON, 2004. *Siemens Sensation 16 CT Scanner Technical Evaluation* [online]. MHRA Evaluation Report – MHRA 04037, March. [cit. 10. 10. 2017]. Dostupné z: <http://www.impactscan.org/reports/MHRA04037.htm>

ČERMÁKOVÁ, J., 2008. Crohnova choroba - vyšetřovací metody a léčba. *Sestra*. 18(12), 26. ISSN 1210-0404.

ČIHÁK, R., 1988. *Anatomie 2*. 1. vyd. Praha: Avicenum. ISBN 978-247-08-060-88.

DRASTICH, P., 2007. Kapslová endoskopie a její současné postavení při vyšetřování gastrointestinálního traktu. *Praktický lékař*. 87(4), 245-249. ISSN 0032-6739.

FERDA, J. a kol., 2013. CT s duální energií záření - redukce efektivní radiační dávky pomocí iterativní rekonstrukce dat algoritmem sinogram affirmed iterative reconstruction. *Česká radiologie*, 2013, roč. 67, č. 1, s. 73-80. ISSN: 1210-7883.

GANDHI, S. N. et al., 2016. Diagnostic Accuracy of CT Enterography for Active Inflammatory Terminal Ileal Crohn Disease. In: *Radiology: Volume 280: Number 2—August 2016*. [online]. s. 436 – 444. [cit. 15. 3. 2018]. Dostupné z: <https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiol.2016151281>

HÁJKOVÁ, Š., 2013. *Využití radiologických metod při diagnostice a sledování Crohnovy choroby*. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Palackého v Olomouci. Fakulta zdravotnických věd.

HONZÍKOVÁ, K., 2012. *Enteroklýza v CT a MR obrazech*. Bakalářská práce (Bc.). Západočeská univerzita v Plzni. Fakulta zdravotnických studií.

HRDLIČKA, L., 2011. Doporučený postup pro vyšetření tenkého střeva u pacientů s Crohnovou chorobou. *Gastroenterologie a hepatologie*. 65(2), 65-69. ISSN 1804-7874.

HUSTÝ, J., 2012. *Využití kontrastního ultrazvuku v diagnostice aktivity Crohnovy nemoci*. Disertační práce. Masarykova univerzita v Brně. Lékařská fakulta.

JEDLIČKOVÁ, S., 2011. *Moderní trendy v ultrasonografii*. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Palackého v Olomouci. Fakulta zdravotnických věd.

KOHOUT, P. a kolektiv. *Možnosti neinvazivního vyšetřování tenkého střeva*. 1. vyd. 2002. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-141-6.

KOL. AUTORŮ, 2013. Řešení kompromisu šum versus dávka. In: *Trend magazín pro partnery a zákazníky sektoru Healthcare*. [online]. 2, s. 8-9. [cit. 14. 8. 2017]. Dostupné z: https://w5.siemens.com/web/cz/cz/corporate/portal/home/o_nas/publikace/Documents/Trend-02-2013-web.pdf

KOL. AUTORŮ, 2015. *Somatom Definition flash – Technical Specifications*. [online]. Siemens Healthineers. [cit. 8. 7. 2017]. Dostupné z: <https://www.healthcare.siemens.cz/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-definition-flash/technical-specifications>

KONEČNÝ, M. a J. EHRMANN, 2014. Pokroky v diagnostice a léčbě nespecifických střevních zánětů. *Vnitřní lékařství*. 60(7-8), s. 625-629. ISSN 0042-773X.

KROPOVÁ, I., 2014. *Historie diagnostického zobrazování*. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Palackého v Olomouci. Fakulta zdravotnických věd.

LAHNER, A., 2012. *Moderní zobrazovací postupy v detekci zánětlivého poškození tenkého střeva při Crohnově chorobě*. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Palackého v Olomouci. Fakulta zdravotnických věd.

LUKÁŠ, M., 2014. Etiologie a patogeneze idiopatických střevních zánětů. *Vnitřní lékařství*. 60(7-8), s. 640-644. ISSN 0042-773X.

MACHKOVÁ, N., M. BORTLÍK, E. BOUZKOVÁ et al., 2011. Jednobalonová enteroskopie u nemocných s Crohnovou chorobou - zkušenosti jednoho centra. *Gastroenterologie a hepatologie*. 65(4), 215-219. ISSN 1804-7874.

MALÍKOVÁ, H. a B. MÍKOVÁ, 2006. Naše první zkušenosti s CT enteroklýzou. *Časopis lékařů českých*. 45(11), 879-883. ISSN 0008-7335.

NAŇKA, O. a M. ELIŠKOVÁ, 2009. *Přehled anatomie*. 2. doplněné a přepracované vydání. Praha: Galén, Karolinum. ISBN 978-80-7262-612-0.

PATINO, M. et al., 2015. Iterative Reconstruction Techniques in Abdominopelvic CT: Technical Concepts and Clinical Implementation. In: *American Journal of Roentgenology*. 2015;205: W19-W31. 10.2214/AJR.14.1340 [online]. [cit. 15. 3. 2018]. Dostupné z: <https://www.ajronline.org/doi/pdf/10.2214/AJR.14.13402>

SEIDL, Z. a kol., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.

SUJB. *Používání rentgenů – lékařské ozáření* [online]. [cit. 20. 4. 2017]. Dostupné z: <https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/zajimavosti-z-praxe-radiacni-ochrany/pouzivani-rentgenu-lekarske-ozareni/>

SVITKOVSKÁ, Veronika a Lukáš KOBER, 2014. Kvalita života s Crohnovou nemocí. *Sestra*. 24(5), 38-40. ISSN 1210-0404.

TACHECÍ, I., Š. SUCHÁNEK, P. DRASTICH et al., 2011. Standard ČGS pro kapslovou endoskopii tenkého střeva I. *Gastroenterologie a hepatologie*. 65(4), s. 195-201. ISSN 1804-7874.

ÚZIS ČR, 2013. *Dispenzarizovaní pacienti pro vybrané diagnózy na 10 000 obyvatel. Činnost oboru gastroenterologie v ČR v roce 2012*. [online]. 43, s. 7. [cit. 4. 5. 2017]. Dostupné z: <http://www.uzis.cz/rychle-informace/cinnost-oboru-gastroenterologie-cr-roce-2012>

VACHKOVÁ, L., 2008. Výzkum Crohnovy nemoci v regionu Pardubice. *Sestra*. 18(12), s. 25-26. ISSN 1210-0404.

VOKURKA, Martin a Jan HUGO, 2013. *Kapesní slovník medicíny: výkladový slovník lékařských termínů pro širokou veřejnost: [3500 nejdůležitějších hesel]*. 3. vyd. Praha: Maxdorf. ISBN 978-80-7345-369-5.

VRCHOTOVÁ, Eva, 2007. Dvojbalonová enteroskopie, vyšetřování tenkého střeva. *Sestra* [online]. Mladá fronta. [cit. 8. 7. 2017]. Dostupné z: <http://zdravi.euro.cz/clanek/sestra/dvojbalonova-enteroskopie-vysetrovani-tenkeho-streva-319769>

PŘÍLOHY

Příloha A – Rešeršní protokol I

Příloha B – Čestné prohlášení studenta k získání podkladů pro zpracování
bakalářské práce II

REŠERŠNÍ PROTOKOL

Radiologické metody při diagnostice a sledování Crohnovy choroby

Vít Raclavský

Jazykové vymezení: čeština, angličtina

Klíčová slova: Crohnova choroba, Computed tomograf, Idiopatické střevní záněty, Magnetická rezonance, Rentgen, Ultrazvuk, Crohn's disease, Computed tomography, Inflammatory bowel disease, Magnetic resonance, Roentgen (X-ray), Ultrasound (Sonograph).

Časové vymezení: 1999-2017

Druhy dokumentů: vysokoškolské práce, knihy, články a příspěvky ve sborníku, elektronické zdroje

Počet záznamů: 55 (vysokoškolské práce: 10, knihy: 15, články a příspěvky ve sborníku: 15, elektronické zdroje: 15)

Použitý citační styl: Harvardský, ČSN ISO 690-2:2011(česká verze mezinárodních norem pro tvorbu citací tradičních a elektronických dokumentů)

Základní prameny: - katalog Národní lékařské knihovny (www.medvik.cz)

- Jednotná informační brána (www.jib.cz)

- Souborný katalog ČR (<http://sigma.nkp.cz>)

- databáze vysokoškolských prací (www.theses.cz)

- online katalog NCO NZO

- specializované databáze (EBSCO, PubMed)“

Čestné prohlášení k získání podkladů pro zpracování bakalářské práce

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem zpracoval podklady pro praktickou průzkumnou část bakalářské práce s názvem: „ *Radiologické metody při diagnostice a sledování Crohnovy choroby* “ v rámci studia/odborné praxe realizované na Vysoké škole zdravotnické , o.p.s., Duškova 7, Praha 5.

V Praze dne 15.2.2018

Vít Raclavský