

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Bc. Kamila Šlapáková

Srovnání MR vyšetření prsu na přístrojích 1,5 T a 3 T

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Lucia Veverková, Ph.D.

Olomouc 2023

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

Olomouc 14. května 2023

Kamila Šlapáková

Chtěla bych poděkovat MUDr. Lucii Veverkové, Ph.D. za její odborné vedení mojí diplomové práce a za veškerou pomoc, rady a připomínky, které mi poskytla při jejím zpracování. Rovněž bych ráda poděkovala MUDr. Ľubici Löwové a všem zaměstnancům FNOL, kteří mi pomohli při zpracování praktické části této práce a RNDr. Evě Reiterové Ph.D. za její přispění ke statistickému zpracování dat.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Srovnání MR vyšetření prsu na přístrojích 1,5 T a 3 T

Název práce: Srovnání MR vyšetření prsu na přístrojích 1,5 T a 3 T

Název práce v AJ: Comparison of MR breast examination on 1,5 T and 3 T devices

Datum zadání: ve formátu 2022-07-29

Datum odevzdání: ve formátu 2023-07-30

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Autor práce: Bc. Kamila Šlapáková

Vedoucí práce: MUDr. Lucia Veverková, Ph.D.

Oponent práce: MUDr. Lubica Löwová

Abstrakt v ČJ: Cílem práce je zjistit, zda výkonnější přístroje s větším magnetickým polem přinášejí z hlediska kvality obrazu a množství použité kontrastní látky značné výhody v diagnostice nádoru prsu. Teoretická část popisuje princip vyšetření a předkládá přehled základních technických parametrů magnetické rezonance. Charakterizuje jejich vliv na kvalitu zobrazení a vztah s velikostí intenzity magnetického pole. Také pojednává o používaných kontrastních látkách. Dále pojednává o roli radiologických asistentů v otázce MR vyšetření prsu. Výzkumné šetření bylo provedeno způsobem kvantitativního výzkumu, který se opíral o retrospektivní analýzu vyšetření prsu z magnetické rezonance. Data byla získána z nemocničních systémů. Výzkumný vzorek tvořilo 47 pacientek, které podstoupily vyšetření prsu na magnetické rezonanci o intenzitě 1,5 T a zároveň absolvovaly stejné vyšetření i na magnetické rezonanci o intenzitě 3 T na Radiologické klinice ve Fakultní nemocnici Olomouc. Získané snímky z vyšetření byly porovnávány a hodnoceny z hlediska míry absorpce v prsní tkáni, prostorového rozlišení na Field of View, poměru signálu k šumu mezi prsní tkání a okolím, průměrné hodnoty signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastní látky, přítomnosti a množství artefaktů, kontrastu v nativu, syčení kontrastem a celkové hodnotitelnost vyšetření.

Abstrakt v AJ: The goal of this paper is to determine whether more powerful diagnostic machines with larger magnetic field bring better results for breast cancer diagnosis in terms of image quality and contrast agent used. Theoretical part describes the principle of examination and presents an overview of basic technical parameters of an MRI. It further characterizes their influence on the image quality and the relationship with the magnitude of the magnetic field intensity. It also discusses the contrast agents used and the role of radiological assistants in the issue of MR breast examination. The research investigation was carried out in the manner of quantitative research, which were based on a retrospective analysis of breast magnetic resonance imaging. Data were collected from hospital systems. The research sample consisted of 47 patients who underwent a breast magnetic resonance examination with both

a 1,5 T and the same examination on a 3 T MRI at the Clinic of Radiology at The Faculty Hospital Olomouc. The images obtained from examinations were compared and evaluated in terms of the use of certain amount of contrast material, the degree of absorption in the breast tissue, the special resolution of Field of View, the signal-to-noise ratio between the breast tissue and the surrounding area, the average signal value in the arteria mammaria interna post-contrast, the presence and amount of artefacts, native contrast, saturation with contrast and overall evaluability of the examination.

Klíčová slova v ČJ: Magnetická rezonance, kontrastní látka, vyšetření prsu, 1,5 a 3 T, míra absorpce, prostorové rozlišení, poměr signálu k šumu a artefakty

Klíčová slova v AJ: Magnetic resonance imaging, contrast agent, breast examination, 1,5 and 3 T, absorption rate, spatial resolution, signal-to-noise ratio and artifacts

Rozsah: počet stran 88/ 3 přílohy

Obsah

Úvod.....	7
1. Rešeršní strategie.....	8
2. Karcinom prsu	9
3. Metody používané v mamologické diagnostice	13
3.1 Mamografie	13
3.2 Tomosyntéza prsu neboli 3D mamografie	14
3.3 Ultrasonografie.....	16
3.4 Magnetická rezonance.....	16
3.5 Další zobrazovací metody pro vyšetření prsu	19
4. Princip magnetické rezonance.....	20
4.1 Sekvence.....	23
4.2 Tvorba MR obrazu a kvalita obrazu.....	24
4.3 Porovnání 1,5 a 3T magnetické rezonance.....	27
5. Kontrastní látky využívané pro MR prsu	30
5.1 Paramagnetické kontrastní látky	30
5.2 Superparamagnetické kontrastní látky	31
5.3 Druhy kontrastních látek pro MR.....	32
5.4 Vlastnosti kontrastních látek	33
5.5 Nežádoucí reakce na kontrastní látky.....	34
5.6 Kontraindikace kontrastních látek.....	34
6. Magnetická rezonance prsu z pohledu radiologického asistenta	35
7. Výzkumná část diplomové práce	37
7.1 Cíle práce	37
7.2 Výzkumné otázky	37
7.3 Hypotézy práce	38
7.4 Charakteristika výzkumného vzorku	41

7.5	Metoda sběru dat.....	41
7.6	Realizace výzkumu	42
7.7	Metody zpracování dat.....	49
7.8	Výsledky výzkumu ve vztahu k cílům práce	50
7.8.1	Míra absorpce	50
7.8.2	Prostorové rozlišení	51
7.8.3	Poměr signálu k šumu.....	51
7.8.4	Průměrná hodnota signálu	51
7.8.5	Přítomnost a množství artefaktů	52
7.8.6	Korelace v hodnocení přítomnosti a množství artefaktů	52
7.8.7	Kontrast v nativu	53
7.8.8	Korelace v hodnocení kontrastu v nativu	54
7.8.9	Sycení kontrastem.....	55
7.8.10	Korelace v hodnocení sycení kontrastem	56
7.8.11	Celková hodnotitelnost	57
7.8.12	Korelace v posuzování celkové hodnotitelnosti	57
7.8.13	Množství kontrastní látek	58
	Diskuse	60
	Závěr.....	73
	Referenční seznam	74
	Seznam zkratk	81
	Seznam tabulek	83
	Seznam obrázků	83
	Seznam příloh.....	83
	Přílohy	84

Úvod

Rakovina prsu je druhým nejčastějším maligním nádorem u žen v celosvětovém měřítku. Řadí se mezi takzvané civilizační nemoci. Incidence tohoto onemocnění nejrychleji roste u žen po padesátém roku jejich života a za posledních třicet let se zvýšila dvojnásobně. Karcinom prsu má více typů a každý se projevuje jinak. Proto je velmi obtížné zvolit optimální diagnostickou metodu. Včasná diagnostika, ale může zásadně ovlivnit úspěšnost léčby a prognózu pacientek. Mezi nejpoužívanější metody se řadí mamografie a ultrasonografie. V současnosti je čím dál více využívána i magnetické rezonance, která je ale bohužel pořád považována pouze za doplňkovou metodu. Magnetická rezonance prsu umožňuje získání velmi detailních obrazů a detekci i velmi malých nádorů. V posledních letech se objevují i moderní MR přístroje s magnetickým polem o intenzitě 3 T, které nabízejí ještě lepší prostorové rozlišení, lepší poměr signálu k šumu, vyšší senzitivitu, lepší specificitu a vyšší signál na jednotku času. (Vomáčka, 2015, s. 111)

Tato diplomová práce na téma “ Srovnání MR vyšetření prsu na přístrojích 1,5 T a 3 T “ se zaměřuje na porovnání diagnostických hodnot magnetické rezonance prsu prováděných na přístrojích s magnetickým polem o intenzitě 1,5 T a 3 T. Cílem práce je zjistit, zda výkonnější přístroje s větší intenzitou magnetického pole přinášejí z hlediska kvality obrazu a množství použité kontrastní látky značné výhody v diagnostice prsní tkáně.

Tato práce se skládá ze dvou základních částí – teoretické a praktické. První část teorie popisuje různé druhy karcinomu prsu a jak vypadají na snímcích z magnetické rezonance. Dále popisuje metody používané v mamologické diagnostice. Obecný princip magnetické rezonance a vznik jednotlivých skenovacích sekvencí jsou dalšími tématy, která jsou v této části rozebírána. Teoretická část se rovněž zabývá problematikou tvorby obrazu a porovnáním 1,5 a 3T magnetické rezonance. Nakonec jsou v ní popisovány kontrastní látky používané během vyšetření a role radiologického asistenta při MR vyšetření prsu.

V rámci praktické části práce byly navzájem porovnávány obrazy MR vyšetření prsu. Srovnání bylo provedeno u souboru 47 pacientek, které prodělaly vyšetření na obou přístrojích, jak na 1,5 T, tak i na 3 T magnetické rezonanci. Získané obrazy byly porovnávány a hodnoceny z hlediska míry absorpce v prsní tkáni, prostorového rozlišení na Field of View, poměru signálu k šumu mezi prsní tkání a okolím, průměrné hodnoty signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastní látky, přítomnosti a množství artefaktů, kontrastu v nativu, sycení kontrastem a celkové hodnotitelnosti vyšetření.

1. Rešeršní strategie

Rešeršní činnost byla prováděna v databázích EBSCO, Medvik, Scopus, Pubmed a Proquest od ledna 2020 do března 2020 pomocí Booleovských operátorů AND a OR. Články byly dohledávány v českém a anglickém jazyce. Pro vyhledávání v českém jazyce byla použita tato klíčová slova: prs*, magnetická rezonance, MRI, tesla, porovnání a MR vyšetření prsu. Pro vyhledávání v anglickém jazyce byla použita slova: MR breast, MR imag* breast, magnet* resonance* image*, MRI, MR, breast cancer, breast tissue, compare*, versus, screen*, 1,5 T a 3 T. Období pro výběr článků bylo zvoleno od roku 2012 do roku 2022. Dalším vyřazujícím filtrem při výběru článků byla možnost dostupnosti plného textu. Bylo dohledáno celkem 118 článků v anglickém jazyce a pouze jeden článek v českém jazyce. Z toho bylo vyloučeno 90 článků kvůli nesplnění předem daných kritérií (nehodící se téma a duplicita článků). Celkem tedy bylo použito 64 zdrojů, z toho 5 akademických prací, 29 odborných článků, 21 monografií a 9 webových stránek. V přílohách je uvedené schéma popisu rešeršní činnosti s využitím algoritmu rešeršní strategie této diplomové práce.

2. Karcinom prsu

Rakovina prsu je druhým nejčastějším maligním onemocněním postihující ženy. Na prvním místě jsou nádory kůže. Ve Spojených státech amerických je prsní karcinom nejčastější příčinou úmrtí žen, které jsou starší padesáti let. Různé faktory, jako je například typ rakoviny, stádium nádoru v době diagnózy či typ léčby, mohou ovlivnit celkovou prognózu a progresi nemoci. Proto má včasná diagnóza největší vliv v boji proti této chorobě. Nádory prsů mají různou etiologii, ale na jejich vzniku se podílí mnoho známých faktorů, jako je například pozdní menopauza, špatný životní styl, rodinná anamnéza nebo časná menarché. (Seidl, 2012, s. 213), (Vomáčka, 2015, s. 111) a (Ding, 2016, s. 744)

Každoročně se ve vyspělých zemích zvyšuje výskyt tohoto onemocnění až o dvě procenta. Většinou se odvíjí od věku pacientek. Před dvacátým rokem života je patologie v prsní tkáni vzácná. Po padesátém roce života je pravděpodobnost výskytu nádorů nejvyšší. Podle dat z Národního onkologického registru České republiky bylo na přelomu století evidováno 92,4 případů žen s prsními nádory na 100 000 žen. Za posledních třicet let se jedná o více než zdvojnásobení počtu případů s tímto onemocněním. Bohužel se počet pořád navyšuje. U mužů je výskyt karcinomu menší než jedno procento. Je zajímavé, že se karcinom tvoří nejčastěji u mužů s Klinefertovým syndromem (přítomností nadpočetného chromozomu X). Dříve se zase objevoval spíše u mužů, kteří podstupovali léčbu rakoviny prostaty pomocí estrogenů. (Šlampa, 2007, s. 205-214)

V dalším zdroji se naopak uvádí, že podle průzkumu, který se prováděl o pět let později, tohle závažné onemocnění zůstává z dlouhodobého hlediska stabilní. V roce 2005 byla v České republice zaznamenána incidence 105,4 případů žen s karcinomem na 100 000 žen. Celkem se tedy jednalo o 5 533 případů žen s prsním nádorem. To představuje asi jednu čtvrtinu z celkového počtu nově diagnostikovaných nádorových onemocnění. Úmrtnost žen je z dlouhodobého hlediska rovněž stagnující. V tomto roce zemřelo 1916 pacientek. V jiném zdroji je uvedeno, že úmrtnost spojená s tímto onemocněním se postupně snižuje. (Mužík, 2009, s. 7), (Epidemiologie karcinomu prsu, 2019)

Nádory prsu jsou velmi heterogenní a vykazují proměnlivé chování v progresi a odpovědi na případnou terapii. Predikce tohoto chování je velmi důležitá při rozhodování o výběru terapie. Mezi konvenční prognostické faktory, které jsou běžně využívány v predikci vývoje a chování rakoviny, patří velikost primárního nádoru, charakter primárního nádoru

a stav lymfatických uzlin. Také se pro hodnocení vyžívají imunohistochemické prognostické faktory. (Choi, 2017, s. 133)

Nádorové onemocnění prsu se nejčastěji nachází v levém prsu a více jak v polovině případů je v zevním horním kvadrantu žlázy prsu. (Dohnalová, 2014, s. 133-135)

Nádory lze rozdělit podle histopatologie na několik základních typů. Duktální a lobulární karcinomy a jejich in situ formy jsou nejčastější druhy, a proto se jimi bude tato kapitola zabývat. Duktální typ novotvaru vychází z ductu (mlékovodu). Lobulární postihuje především lobuli (prsí lalůčky). Duktální a lobulární karcinomy mohou tedy být buď neinvazivní nebo invazivní. U invazivních karcinomů je malignita zcela rozvinutá. V případě, že ještě nedošlo k rozvinutí malignity, tak se jedná o nádory označované jako karcinomy in situ. Jedná se o tzv. preinvazivní typ karcinomu. Jsou od sebe odlišeny molekulárními, genetickými, histologickými a biologickými markery. Například může být duktální karcinom in situ, což je preinvazivní typ duktálního karcinomu. (Pavlišta, 2008, s. 11-25), (Dohnalová, 2014, s. 133-135), (Heřman, 2014, s. 236), (Neuwirth, 2018, s. 110) a (Yilmaz, 2018, s. 27)

Mezi nejčastější typ prsního nádoru patří invazivní duktální karcinom (IDC). Ten tvoří až šedesát pět procent všech invazivních nádorů. Tomuto typu novotvaru se také říká novějším označením NST (No Special Type, nespecifikovaný invazivní karcinom). DC má všelijaké prognózy. Grading duktálního karcinomu se provádí histologicky. Metody léčby se mění podle toho, v jakém stádiu se nádor zrovna nachází. Provádí se buď zachovávající chirurgická excize nebo úplná mastektomie. Pro volbu správné léčebné terapie je vždy pro lékaře nápomocné využití zobrazovacích metod. (Pavlišta, 2008, s. 11-25), (Neuwirth, 2018, s. 110) a (Yuan, 2020, s. 1)

Duktální karcinom in situ (DCIS) tedy představuje přímý pre-stadium některých typů invazivních prsních karcinomů. Histologický rozvoj DCIS se může zastavit v jakékoliv fázi vývoje, a to i na několik let. Až v polovině všech případů by se duktální karcinom in situ i bez léčby nerozvinul do invazivního stádia, kdy dochází k závažnému ohrožení pacientek na životě. I přesto se toto onemocnění podrobuje důkladné léčbě. Podle názorů některých lékařů je léčba až nadbytečná. Dalo by se tedy tvrdit, že i přes to, že je DCIS předstupeň duktálního invazivního karcinomu, má spíše rysy benigního nádoru. Této skutečnosti by se dalo využít, například při zobrazování prsu na magnetické rezonanci, kdy lze velmi snadno odlišit tento druh novotvaru od jiného. Výsledek vyšetření pak může vést ke správnému výběru léčby

a případně nedochází k nadbytečné terapii pacientek. Pro diagnostiku je využívána také mamografie. (Pavlišta, 2008, s. 11-25), (Rahbar, 2016, s. 125-129) a (Neuwirth, 2018, s. 110)

Před zavedením preventivního screeningu tvořil DCIS pouze malé procento ze všech detekovaných nádorů, ale s rozšířením screeningu v praxi se jeho prevalence podle studií ze Spojených států amerických zvýšila až desetkrát. (Greenwood, 2020, s. 697)

V současné době se léčba DCIS skládá ze samostatné lumpektomie, mastektomie nebo lumpektomie doplněné o radiační terapii. Po pěti letech po diagnostice karcinomu je míra lokální recidivity v rozmezí deseti až dvaceti procent, přičemž až v polovině případů se jedná o recidivu ve formě invazivního nádoru. Mezi rizikové faktory, které se podílejí na vzniku opětovného novotvaru, se řadí hlavně přítomnost pozitivních resekcčních okrajů. Také se na jeho opětovném vzniku podílí nedokonalá chirurgická excize, kdy nedojde k odstranění všech ložisek tumoru. (Pavlišta, 2008, s. 11-25), (Greenwood, 2020, s. 700)

Nyní je zde vhodné uvést dva základní pojmy – multifokalita a multicentricita. Multifokalita označuje jev, kdy se vyskytuje více než jedno ložisko ve stejném kvadrantu jako primární nádor. Multicentricita je popisována jako stav, kdy se sekundární ložiska objevují v jiném kvadrantu prsa, než je primární karcinom. Oba pojmy lze uplatnit u všech novotvarů, například i u duktálního karcinomu in situ. Pro tento typ nádoru je většinou typická multifokalita. Multicentricita není u tohoto typu nádoru příliš projevována (Pavlišta, 2008, s. 11-25)

Dalším typem nádoru u žen je invazivní lobulární karcinom (ILC). Ve své četnosti výskytu je řazen na druhé místo, hned za duktální karcinomy. Obvykle je rozptýlen do jednoho nebo více prsních kvadrantech (multicentricita a multifokalita) a může postihovat i oba prsy najednou. V tomto případě je nazýván jako bilaterální novotvar. Mamografická metoda často nedokáže přesně zachytit tento typ karcinomu, protože často roste okolo ductů. Z tohoto důvodu je využívána magnetická rezonance, jenž má nicméně jednu nevýhodu, a sice dochází u ní ke vzniku vysoké pravděpodobnosti falešné positivity. Proto se tento invazivní nádor řadí mezi nejčastěji přehlednutý typ karcinomu prsu. (Petráková, 2016, s. 166-169) a (Neuwirth, 2018, s. 110)

Pět až patnáct procent všech případů rakoviny prsu je tvořeno invazivním lobulárním karcinomem. Jeho morfologie bývá často jiná, než je u invazivního duktálního karcinomu. Jedná se o atypické epiteliální proliferace. Jsou pro něj charakteristické, kulaté a malé buňky.

Většinou rostou lineárně, protože jednotlivé buňky postihují stroma v „jednosložkovém“ vzoru. Prsní tkáň je následně infiltrována ze stroma do tukové tkáně. To vše se děje bez vzniku desmoplastické reakce. Tudíž nedochází ke vzniku hmoty a rakovinové buňky neničí anatomickou strukturu prsu. Z tohoto důvodu je ILC velmi těžko detekovatelný jak radiologicky, tak i klinicky. Nicméně často bývá prognóza stejně dobrá nebo i lepší než u IDC. Většinou má tento typ méně sekundárních novotvarů v lymfatických uzlinách. (Choi, 2017, s. 133-134) a (Neuwirth, 2018, s. 110)

Na mamografickém snímku je ILC projevován jako denzní oblast (zastínění, stín, transparentní) v porovnání z okolí tkání prsu. Tvar ložiska je často nepravidelný a může mít i na okrajích ostré hrany (tzv. spikuly). Na snímcích z mamografie jsou jen zřídka zřetelné mikrokalcifikace, které jsou spíše typické pro DCIS. Jsou detekovány až ve dvaceti osmi procentech případů. Magnetická rezonance je vždy doplněna pro vyloučení oboustranného či vícečetného karcinomu. Na mamografickém obrazu také nemusí být zachycen lobulární karcinom in situ (LCIS). (Šlampa, 2007, s. 206), (Molleran, 2014, s. 49) a (Neuwirth, 2018, s. 111)

3. Metody používané v mamologické diagnostice

Brzká diagnostika má velmi zásadní vliv na léčbu, dobu přežití, nebo na případné vyléčení choroby. Proto je velmi důležité zvolit správnou diagnostickou metodu a nepodceňovat prevenci. Mezi základní diagnostické metody používané pro vyšetření prsu se řadí mamografie, tomosyntéza prsu neboli 3D mamografie, ultrasonografie, magnetická rezonance a PET/CT. (Vomáčka, 2015, s. 111)

3.1 Mamografie

Mamografie je metoda, která využívá měkké rentgenové záření k detekci patologie prsu, pokud možno v raných stádiích onemocnění. Až z 95 % je schopna zachytit maligní nádor prsu. U žen nad 45. rok života se mamografie považuje za základní zobrazovací metodu pro vyšetření prsu. Jedná se o takzvaný mamografický screening. V České republice je k tomuhle vyšetření potřeba žádanka od praktického lékaře nebo gynekologa a vyšetření je hrazeno zdravotní pojišťovnou jedenkrát za dva roky. Mamografie se také provádí u všech pacientek, které si za pomoci palpce nahmataly ložisko v prsní tkáni, podpaží, trpí sekrecí s příměsí krve z bradavky, nebo u nich dochází k zarudnutí prsu. V takovém případě se jedná o diagnostickou mamografii a žádanku k vyšetření může kromě praktického lékaře a gynekologa vypsát i onkolog či chirurg., (Heřman, 2014, s. 231), (Vomáčka, 2015, s. 112) a (Súkupová, 2018, s. 91)

Mamograf je speciálně upravený rentgenový přístroj pro snímání prsů, jenž se od klasického rentgenu odlišuje v několika podstatných prvcích. Nejzásadnější je jeho menší kilovoltáž oproti normálnímu rentgenu. Pohybuje se v rozmezí od 17 do 35 kV. Snížená kilovoltáž je žádoucí pro mamografické vyšetření, jelikož umožňuje vznik tzv. měkkého záření. To zajišťuje lepší rozlišení tkání, a tudíž lékař dokáže lépe detekovat rozdíly v prsní tkáni. (Vomáčka, 2015, s. 112-113)

Další rozdíl je ve velikosti ohnisek. U mamografu jsou obě ohniska daleko menší než u klasického rentgenu. Navíc rentgenka je tvořena z rhodiové nebo molybdenové anody, která je důležitá pro správnou tvorbu velkého množství fotonů charakteristického záření s požadovanou energií. Mezi další zásadní rozdíly se řadí jiné složení filtrů, které filtrují vycházející primární svazek fotonů. Filtry jsou většinou rhodiové nebo molybdenové. Při konstrukci rentgenky pak dochází ke kombinaci různých materiálů anody a filtrů. Pouze jediná kombinace materiálů se v praxi nevyužívá – a to molybdenový filtr a rhodiová anoda. Poslední zvláštností je, že záření z rentgenky mamografů vychází přes tzv. beryliové

okénko, které slouží k filtraci vycházejících fotonů o velmi malé energii. Fotony o velmi malé energii se totiž nepodílí na vzniku obrazu, ale pouze zvyšují radiační zátěž pacientek. (Súkupová, 2018, s. 94-97)

Při screeningové mamografii se většinou provádějí snímky obou prsů ve dvou základních projekcích. Jsou to kraniokaudální a šikmé projekce. Při nejasném nálezů, většinou kvůli sumaci, se pak doplňují tzv. rolované snímky nebo další šikmé projekce pod jinými úhly sklopení rentgenky. Správně by měl být na kraniokaudálním snímku zachycený celý petorální sval a na šikmém snímku by měla být zase zachycena celá axila. U mužů se se provádí pouze šikmá projekce. (Heřman, 2014, s. 231) a (Vomáčka, 2015, s. 113)

Mamografické zobrazení je také velmi nápomocné např. při stereotaktické biopsii. Při tomto vyšetření je velmi důležité správně zaměřit rentgenem punkční jehlu pro odebrání vzorků. V dnešní době se, ale pro toto vyšetření využívá spíše navigace pomocí 3D mamografem (tomosyntézou) namísto klasickým mamografem. Radiologický asistent je velmi důležitou součástí každého mamografického vyšetření. Musí nejen dobře umět ovládat přístroj, ale i napolohovat pacientku dle potřeby. A hlavně zajistit radiační ochranu všem zúčastněným. (Vomáčka, 2015, s. 112-113)

Mamografie má velkou výhodu v tom, že je to jediná metoda, která dokáže spolehlivě detekovat mikrokalcifikace v duktálním karcinomu in situ. Má také velkou senzitivitu u pacientek s tukovou involucí. Hlavně umožňuje porovnávání jednotlivých vyšetření v průběhu času. Mezi limitující faktory této metody patří přítomnost ionizujícího záření, nižší senzitivita u žen s denzními prsy (vyšší podíl žláz), neschopnost rozlišit cystické ložisko od solidního ložiska a možnost tzv. overdiagnose (jedná se například o zobrazení karcinomů in situ, které jsou zatím benigní). (Neuwirth, 2018, s. 115)

Mezi kontraindikace mamografického vyšetření patří první trimestr těhotenství. V případě podezření na karcinom u těhotných žen v pokročilém stádiu těhotenství může být mamografie indikována. Avšak ženy musí být vybaveny ochrannými pomůcky proti radiačnímu záření. (Krška, 2011, s. 35)

3.2 Tomosyntéza prsu neboli 3D mamografie

Tomosyntéza je inovativní metoda. K získání řady snímků prsní tkáně z různých úhlů využívá stejně jako mamografie měkké rentgenové záření, rentgenku z wolframu a hliníkový filtr. Většinou se jedná o kraniokaudální a mediolaterální projekce doplněné o šikmé projekce pod různými úhly. Pomocí speciálního počítačového softwaru je následně z těchto snímků

vytvořen trojrozměrný obraz prsu s vysokým rozlišením. K rekonstrukci se využívá zpětná filtrovaná nebo iterativní rekonstrukce. Tomosyntéza je také schopna okolní tkáň odfiltrovat a zobrazit pouze oblast zájmu. Pomocí rekonstrukčního algoritmu je okolní tkáň rozostřena a tkáň, která je v ohniskové rovině, zůstává vyobrazena ostře. Díky tomu se minimalizuje sumace a strukturální překrytí normálních a patologických změn. Také se zvyšuje citlivost a přesnost detekce případné patologie. Pomocí 3D obrazu lze lépe lokalizovat a charakterizovat nalezené změny. Vyšetření prsu se provádí bez použití kontrastních látek. Je neinvazivní a méně bolestivá než klasická mamografie. Není potřeba žádná speciální příprava. Tato technika se používá zejména u pacientek s hustou tkání prsu, u kterých může být tradiční mamografie méně spolehlivá. Na vyšetření prsu metodou digitální tomosyntézy nechodí klientky, které mají prsní implantáty. Z tomosyntézy ženy obdrží stejnou dávku záření jako z vyšetření klasickým mamografickým přístrojem. Radiační zátěž je přibližně 1,3 – 1,6 mSv. Digitální tomosyntézu lze tedy použít jako screeningovou metodu u žen s denzními prsy. (Hofvind, 2019, s. 795-805) a (Daneš, 2021, s. 111-113)

Náběr dat se provádí buď kontinuálně (rentgenka snímkuje a zároveň se pohybuje) nebo step and shoot mód (rentgenka najede do zvolené pozice, zastaví se, provede expozici a najede do další pozice). Probíhá v kyvech s rozsahem $\pm 50^\circ$. V určené projekci je snímkován prs ve vrstvách, tudíž se v jedné projekci vytvoří několik snímků (vrstva cca po 10 mm). Každá vrstva představuje jeden snímek a díky postprocesingu jsou jednotlivé vrstvy složeny na sebe, čímž se vytvoří obraz daného prsu. (Daneš, 2021, s. 111-113)

Výhodou 3D tomosyntézy je možnost rekonstrukce snímků ve specifických rovinách, což lékařům umožňuje detailněji prozkoumat podezřelé oblasti. Díky tomu jsou lékaři schopni detekovat i drobné léze a lépe je odlišit od benigních změn. To znamená, že se zvyšuje procento včasného odhalení rakoviny prsu a snižuje se riziko falešně pozitivních výsledků. Kromě diagnostiky rakoviny prsu má 3D tomosyntéza také potenciál ve využití v plánování a sledování léčby. Lékaři mohou pomocí této techniky lépe posoudit rozsah a lokalizaci nádoru, což je klíčové při rozhodování o vhodném léčebném postupu. Díky 3D obrazu lze také přesně sledovat účinnost léčby. (Daneš, 2021, s. 111-113)

Oproti digitální mamografii má tato metoda nevýhody v nižším kontrastu, delším času hodnocení snímků, vyšší ceně zařízení i vyšetření, delším času skenování a možnosti vzniku pohybových artefaktů. (Daneš, 2021, s. 111-113)

V současné době je tomosyntéza brána za pokročilou a perspektivní metodu v oblasti zobrazování prsu. Je třeba zdůraznit, že 3D tomosyntéza nenahrazuje tradiční diagnostické metody, jako je mamografie či ultrazvuk prsu, ale spíše je doplňuje a poskytuje další informace pro lékaře. Tato technika také vyžaduje specializované vybavení a zkušené odborníky, kteří jsou schopni interpretovat získané trojrozměrné snímky. (Hofvind, 2019, s. 795-805) a (Daneš, 2021, s. 111-113)

3.3 Ultrasonografie

U žen do 40. roku života, u těhotných a kojících žen se považuje za metodu první volby ultrazvukové vyšetření. U starších žen se používá jako doplňující vyšetření k mamografii v případě nálezu ložiska, nebo když je obraz hůře čitelný (přehledný). Vyšetření se provádí v celém objemu obou prsou a podpažích. Axily se kontrolují kvůli možným zvětšeným uzlinám a možnému metastatickému postižení. Vyšetření lze provést pomocí klasické (lineární) ultrazvukové sondy o frekvenci 7-15 MHz nebo pomocí dopplerovského ultrazvuku. V ojedinělých případech se provádí US elastografie. Radiologický asistent se účastní vyšetření pouze v přípravné části, kdy zadává informace o pacientce do přístroje a připravuje potřebné pomůcky pro samotné vyšetření (dostatek gelu, správné sondy, příprava vyšetřujícího stolu). Větší spoluúčast ze strany radiologického asistenta je pak potřeba u intervenčních výkonů. U nich musí připravit sterilní stůl podle příslušného druhu vyšetření a lékaři je během výkonu k ruce. (Heřman, 2014, s. 231), (Vomáčka, 2015, s. 111-112) a (Neuwirth, 2018, s. 115)

Výhodou této metody je, že dokáže od sebe rozlišit solidní a cystické ložisko. Další výhodou je snadná navigace při prováděných intervenčních výkonů. Mezi nevýhody této metody je skutečnost, že neodhalí mikrokalcifikace a je u ní vysoké riziko vzniku falešné pozitivivity nálezů. To však lze minimalizovat doděláním případné mamografie. Kontraindikace u ultrazvuku nejsou známy. (Vomáčka, 2015, s. 111-112) a (Neuwirth, 2018, s. 115)

3.4 Magnetická rezonance

Vyšetření prsu pomocí magnetické rezonance se začalo provádět teprve v devadesátých letech minulého století. Bylo to pouhých dvacet let od doby, kdy byl vynalezen samotný přístroj magnetické rezonance. (Molleran, 2014, s. 1)

Magnetická rezonance prsu je doplňková metoda k primárním vyšetřovacím metodám (mamografie a ultrasonografie). Využívá se v situacích, kdy základní zobrazovací metody zklamaly či byly nedostačující. Dokáže totiž lépe rozeznat některé typy karcinomu prsu v porovnání s jinými metodami. Její zastoupení v diagnostice v současnosti stále více roste,

především díky rostoucímu technickému rozvoji přístrojů, povrchových cívek a nových skenovacích sekvencí. Slouží jako preventivní vyšetření (screening) k nalezení nádorů u žen s vysokým rizikem vzniku nádoru prsu (rodinná anamnéza a genetická mutace – BRCA1, BRCA2 a P53), k zhodnocení léčby, k lokálnímu stagingu již prokázaného karcinomu (vyloučení multicentricity, multifokality, druhostranného okultního novotvaru a zpřesnění rozsahu postižení), k rozlišení benigních lézí od maligních, pro posouzení neoadjuvantní léčby a radioterapie a k hledání primárního tumoru, při přítomnosti metastáz v axilárních uzlinách a negativním, nebo nejednoznačném UZ a MG vyšetření. (Řezáčová, 2009, s. 61-62), (Krška, 2011, s. 36), (Heřman, 2014, s. 231), (Vomáčka, 2015, s. 114), (Neuwirth, 2018, s. 115) a (Daneš, 2021, s. 137)

Běžně se využívá pro vyšetření prsu magnetická rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T, nicméně stále častěji se zavádějí i 3 T přístroje, které přinášejí nové možnosti ve vysokorozlišovacím zobrazování. (Ferda, 2017, s. 10)

Lehotská a spol. ve své studii zkoumaly a měřily diagnostickou přesnost různých zobrazovacích metod (MG, UZ, MR) při vyšetření invazivních typů nádorů prsu. Výsledky ukázaly, že MRI má diagnostickou přesnost 72,48 %, mamografie má 69,12 % a ultrazvuk má pouze 59,87 %. Dále zjistily, že samotná mamografie správně identifikovala malignitu invazivního lobulárního karcinomu pouze u 25 lézí z 52, samotný ultrazvuk správně označil 45 lézí z 52, kombinace mamografie a ultrazvuku správně odhalila 45 lézí z 52 a samotná magnetická rezonance identifikovala dokonce 50 lézí z 52. Proto samotná mamografie není účinná při detekci ILC v prsu. U IDC kombinace mamografie a ultrazvuku správně identifikovala 195 lézí z 202. Kombinace mamografie a MRI správně identifikovala všechny léze se 100% citlivostí (senzitivita). U IDC s rozsáhlou intraduktální komponentou (EIC) byl pozorován největší rozdíl v senzitivitě, kde samotná mamografie správně identifikovala 42 lézí ze 72, samotný ultrazvuk určil pouze 38 lézí ze 72 a MRI odhalila 65 lézí ze 72 (citlivost byla 90,28 %). Magnetická rezonance je proto vysoce účinným nástrojem pro detekci karcinomu prsu a jeho rozsahu, zejména u IDC s EIC. Výsledky vyšetření magnetickou rezonancí je určitě třeba vzít v úvahu při rozhodování o další léčbě pacientek. (2015, s. 269)

Několik autorů uvádí, že senzitivita u tohoto typu vyšetření je velmi vysoká, dokonce se výsledky nachází mezi 94 až 100 %. Nicméně má ale nižší specificitu, jak ukazují některé studie. V případě DCIS se specificita udává v rozmezí mezi 40 až 85 %. Toto velmi široké rozpětí je způsobeno různými technikami, kterými se získává a zpracovává magnetická

rezonance prsu. Také ho může ovlivnit nesprávná indikace k MR prsu a zkušenost hodnotících lékařů. (Molleran, 2014, s. 1) a (Daneš, 2021, s. 134)

Například několik autorů uvádí, že magnetická rezonance je nejcitlivější metodou v zobrazování všech stádií duktálního karcinomu in situ (DCIS). I přes to, že v minulosti byla tato metoda vyšetření pro tyto účely zobrazování považována za málo citlivou. Změna v přístupu je dána hlavně kvůli většímu výkonu MR přístrojů a v důsledku zavádění nových skenovacích sekvencí, hlavně těch pulzních. (Greenwood, 2020, s. 697-699)

Pro úspěšné zobrazení obou prsů je potřeba použít speciální bimamární cívku. Vyšetření lze provést nativně nebo za použití kontrastní látky, ale většinou je to kombinace obojího. V případě kontroly prsních implantátů záleží na indikaci vyšetření. Pokud se hodnotí pouze celistvost implantátů kontrast se během snímání pacientce nepodá. Pokud ale pacientka má prsní implantát a současně karcinom prsu, tak se kontrast podá. Cílem kontrastního vyšetření je zobrazit a posoudit nasycení patologického ložiska místo posuzování jeho struktury. Tato analýza lze udělat i u miniaturních invazivních karcinomů, protože i ty jsou zásobeny z cév, a tudíž dochází k jejich syčení kontrastem. Nasycené oblasti v prsu vždy neznamenají, že se jedná o novotvar. Například také benigní a zánětlivé léze se mohou sytit. Také u mléčné žlázy dochází v závislosti na hormonech k syčení. Cílem magnetické rezonance tedy není objasnit biologickou funkci nalezené léze, ale spíše zobrazit léze, které by mohly být přehlédnuty při mamografickém nebo ultrazvukovém vyšetření. (Krška, 2011, s. 36), (Schneiderová, 2013, s. 6-9), (Heřman, 2014, s. 231), (Vomáčka, 2015, s. 114) a (Neuwirth, 2018, s. 115)

Nejdříve se snímá nativně a pak je naaplikována intravenózně kontrastní látka a dochází k dynamickému zobrazení. Většinou se používá kontrastní látka obsahující gadolinium (Gd-DTPA). Kontrastní látka působí na průběh vyšetření tak, že zkracuje T1 relaxační čas. To se na výsledném obrazu projeví tak, že objekty, které jsou nasyceny kontrastem, se zobrazují světleji a jsou snadněji viditelné a rozeznatelné od zbylé tkáně. U některých lézí je syčení a následné vymývání kontrastu relativně rychlé, zatímco u některých tomu tak nemusí být. (Molleran, 2014, s. 22-25), (Heřman, 2014, s. 231) a (Neuwirth, 2018, s. 116)

Jedná se tzv. multiparametrické MR zobrazování. Ke kvantifikaci a specifitě (přesnost diagnostiky) vyšetření se využívají perfúzní parametry a popis lézí. Popis se provádí na základě rozboru posouzení struktury (ta je zřetelná po nasycení léze) a kinetických přeměn v čase (určuje se rychlost vymytí kontrastní látky). Pro karcinomy prsu jsou typické kinetické křivky,

na kterých je znázorněné rychlé nasycení a vymytí kontrastní látky. Ale křivky sycení se liší v závislosti na typu karcinomu. Při hodnocení také dochází k zhodnocení spektroskopických, DTI a DWI map. (Krška, 2011, s. 36), (Molleran, 2014, s. 22-25), (Heřman, 2014, s. 231), (Vomáčka, 2015, s. 114) a (Neuwirth, 2018, s. 115)

Výhodou magnetické rezonance je, že nepoužívá ionizující záření, proto je pro pacientky zcela bezpečná z pohledu radiační zátěže. Mezi nevýhody magnetické rezonance se řadí vysoká pořizovací cena, dlouhá doba vyšetření (20-60 minut), velký hluk přístroje a vysoká cena jednotlivých vyšetření. Ty se pohybují okolo šesti až osmi tisíc korun. Mezi relativní kontraindikace patří první trimestr těhotenství a klaustrofobie. Mezi absolutní kontraindikace se řadí kovové špony v oku, MR nekompatibilní kardiostimulátor, elektricky řízené implantáty a kochleární implantát. (Heřman, 2014, s. 231) a (Michálková, 2015, s. 31)

Magnetická rezonance je pak důkladněji popsána v dalších kapitolách této práce.

3.5 Další zobrazovací metody pro vyšetření prsu

Ostatní zobrazovací metody, které se využívají v diagnostice prsu, jsou v praxi uplatňovány velmi málo. Mezi již nevyužívané patří např. xeroradiografie a termografie. Pneumocytografie a výpočetní tomografie nemají také moc velké použití. Tomografie může být prospěšná například jako navigační metoda před radioterapií nebo jako terciální prevence u žen k vyloučení metastáz po léčbě nádoru prsu. (Vomáčka, 2015, s. 114)

Dalším modalitou, kterou lze využít, je PET/CT. Jedná se o nastavbovou metodu kvůli vyšší náročnosti samotného vyšetření a menší dostupnosti. Během vyšetření dochází k fúzi anatomického obrazu z tomografie s funkčním obrazem z pozitronové emisní tomografie. Jedná se o tzv. anatomicko-funkční zobrazení. Provádí se na oddělení nukleární medicíny. Pacientkám je intravenózně aplikováno radiofarmakum (fluorodeoxyglukóza – F18-FDG), které se následně akumuluje v místech se zvýšeným prokrvením. V těchto místech může být jak zánět, tak i nádorová ložiska. Proto je tato metoda hlavně využívána při stanovení TNM kvalifikace, nalezení možných metastáz a při sledování choroby po operaci. Mezi kontraindikace vyšetření patří první trimestr těhotenství. (Votrubová, 2009, s. 138-142) a (Vomáčka, 2015, s. 114)

4. Princip magnetické rezonance

Principem magnetické rezonance je detekce změn v magnetických momentech všech jader prvků s lichým protonovým číslem. Pro zaznamenání změn je důležité, aby jádra prvků byla uložena v silném statickém magnetickém poli a byl aplikován radiofrekvenční pulz. (Heřman, 2014, s. 25)

Z důvodu toho, že má vodíku (^1H) v jádře pouze jeden proton a žádný neutron, tak ho lze považovat za nejvhodnější prvek, který se může použít pro lékařské využití tohoto typu přístroje. Další jeho výhodou je v tom, že je hojně rozšířen v lidských tkáních, a to zejména v molekulách vody. Ty jsou zastoupeny až ze sedmdesáti procent v lidském těle. (Heřman, 2014, s. 25)

Při vystavení vyšetřované oblasti silnému zevnímu magnetickému poli, začnou atomová jádra vodíku rotovat kolem svojí dlouhé osy (vytvářejí spin) a řadí se podle směru působení vnějšího pole. Jejich směr vždy není stoprocentně stejný. Mohou se uspořádat do dvou možných (opačných) směrů, buď do paralelního nebo antiparalelního postavení. Paralelní postavení se vyskytuje u protonů, kteří svojí rotací kopírují směr vnějšího magnetického pole. Zatímco antiparalelní postavení nastává u protonů, jejichž spin je v opačném směru působení (je otočený o 180 stupňů). Paralelní postavení má většinou nižší energetickou náročnost, takže počet protonů v této poloze je obvykle větší než v té antiparalelní. Protože dochází k anulaci magnetických momentů protonů v antiparalelním a paralelním postavení, tak celý proces konečného určení směru magnetického pole lidské tkáně závisí na několika nadbytečných protonech, který zůstanou v jednom ze směrů. Většinou se jedná o ty v paralelním postavení. Jedná se tedy o jednosměrný magnetický moment (magnetické pole) lidské tkáně. (Heřman, 2014, s. 25-26) a (Vomáčka, 2015, s. 47)

Vnější (statické) magnetické pole, které působí na atomová jádra, se označuje jako pole B_0 . Směr, ve kterém působí, se nazývá jako longitudinální. Směr kolmý na longitudinální se označuje jako transverzální. Intenzita zevního magnetického pole se popisuje jednotkou Tesla (T). V současné době mezi nejčastěji používané přístroje patří ty o intenzitě magnetického pole 1,5T. Ale stále častěji se využívají i ty s 3 nebo 7T intenzitou magnetického pole. (Molleran, 2014, s. 10) a (Vomáčka, 2015, s. 47)

Protože zevní magnetické pole je mnohem silnější než vzniklé magnetické pole protonů, nelze v paralelním postavení měřit magnetické momenty přebytečných protonů. Musí se tedy provést další krok, kterým dojde k vychýlení magnetického momentu jednotlivých

protonů a ke synchronizaci jejich pohybů (jejich pohyb není koherentní). Protony vlivem zevního magnetického pole vykonávají kromě rotace kolem své osy i další pohyb, a to precesi (tu se lze představit, jako pohyb atomů po plášti imaginárního kuželu). Aby se mohly měřit magnetické momenty protonů, musí se tedy použít radiofrekvenční pulz (RF pulz) o frekvenci odpovídající frekvenci precesnímu pohybu protonů. Radiofrekvenční pulz je elektromagnetické vlnění s krátkými vlnovými délkami. Díky pulzu dojde na principu rezonance k požadované synchronizaci pohybu všech protonů a vychýlení jejich magnetického momentu o předem určitý úhel (excitace). (Heřman, 2014, s. 26) a (Vomáčka, 2015, s. 47-48)

Síla vnějšího magnetického pole a gyromagnetický poměr ovlivňují precesní pohyb protonů a frekvenci tohoto pohybu. Pro výpočet frekvence lze použít Larmorovu rovnici $\omega = \gamma \cdot B_0$, kdy ω je rychlost otáčení protonu, B_0 síla vnějšího magnetického pole a γ je gyromagnetická konstanta, která se liší v závislosti na prvku. (Nekula, 2007, s. 7-10)

Po ukončení působení radiofrekvenčního pulzu dojde k desynchronizaci precesního pohybu protonů a k pozvolnému návratu magnetických momentů protonů do stavu jejich počátečního směru (proces se nazývá relaxace). Doba, která je k tomu potřebná, se nazývá jako relaxační čas. Rozlišují se dva časy. T1 relaxační čas popisuje návrat magnetického momentu a T2 relaxační čas se zabývá tzv. rozsynchronizací precesního pohybu protonů. Délka časů je ovlivněna složením hmoty v okolních strukturách zkoumaných protonů. (Heřman, 2014, s. 26) a (Vomáčka, 2015, s. 48)

Sekvence je v podstatě série radiofrekvenčních pulzů, která je nutná k získání měřitelného signálu (jde o elektromagnetické vlnění). Proto je zde velmi podstatné zmínit další významné pojmy, protože většina sekvencí je založena na opětovném použití RF pulzu. Jedná se o pojmy – čas echa (TE) a repetiční čas (TR). TE je čas, který uplyne od středu 90° radiofrekvenčního excitačního pulzu do středu echa. TR je čas mezi dvěma excitačními radiofrekvenčními pulzy. Pro T1 vážené obrazy jsou typické krátké TE i TR časy. Na druhou stranu pro T2 vážený obraz je to naopak, TE a TR jsou dlouhé. Proton denzitní (PD) vážený obraz je dán krátkým TE a dlouhým TR. (Seidl, 2012, s. 55-57), (Heřman, 2014, s. 26) a (Vomáčka, 2015, s. 51)

Na T1 vážených obrazech je signál tekutin hyposignální (tmavý), tuků je hypersignální (světlý), proudící krve či kompakty je asignální a solidní tkáň je hypersignální (velmi světlý). Tyto obrazy tvoří základ pro kontrastní vyšetření. Naopak signál na T2 vážených obrazech se projevuje jako hyposignální (tmavý) u pevné tkáň, hypersignální (světlý) u tekutin,

opět asignální u proudící krve či kompakty a izosignální (středně světlý) u tuku. PD obrazy ukazují spíše tmavší tekutinu, protože její signál závisí na hustotě protonů v okolní tkáni. Tyto obrazy mají zastoupení především v zobrazování muskuloskeletálního systému. (Vomáčka, 2015, s. 49-52)

Délka relaxačních časů se liší v závislosti na tkáni a tyto rozdíly jsou pak zaznamenávány na jednotlivých sekvencích. Signály, které vznikají na základě série různých RF pulzů, jsou detekovány pomocí přijímacích cívek. V cívkách dochází k přeměně elektromagnetické energie na elektrickou energii, která je následně měřena. Cívky jsou umístěny, co nejbližší tělu pacienta, a to kvůli tomu, aby byl získán co nejkvalitnější obraz. Proto existuje pro každé vyšetření speciální cívka, která je specificky uzpůsobená podle lokality vyšetřované oblasti. Existují cívky určené buď pro vysílání nebo přijímání signálu. Většinou se jedná o přijímací cívky. Ale například celotělová cívka je zároveň jak vysílací, tak i přijímací. (Heřman, 2014, s. 26) a (Vomáčka, 2015, s. 48)

Gradientsy jsou v podstatě proměnlivá magnetická pole, která jsou vždy silnější v určitém směru. Díky použití gradientních cívek je možné změnit intenzitu zevního magnetického pole. Jsou také zdrojem typického hluku pro MR. Pomocí gradientů a speciálně upravených RF pulzů o určité frekvenci lze tedy vybrat signál pouze z určitého řezu a vrstvy. Tento postup umožňuje přesnou selekci a výběr roviny, ze kterého bude signál přijímán. (Seidl, 2012, s. 57), (Heřman, 2014, s. 26) a (Vomáčka, 2015, s. 48)

Existují i speciální postupy, které se velmi přibližují cílenému zobrazování molekulárních struktur. Mezi ně se řadí funkční MR, MR spektroskopie a DWI. Difúzně vážené obrazy (DWI) jsou nekontrastní MR technika, která přináší informace o hustotě buněk, integritě membrány, organizaci buněk a integritě tkáňové struktury pomocí měření pronikání molekul vody přes rakovinové buňky. Na základě Brownova pohybu a difúze vody ve tkáních dokáže tato technika odhalit mikrostrukturální vlastnosti tkání. Na základě tepelné energie může DWI studovat molekuly vody, které mají nahodilý pohyb, podle aparentního difúzního koeficientu (ADC). Následně dokáže poskytnout důležité morfologické informace. Ty jsou užitečné například při léčbě karcinomu prsu, protože použití DWI zvyšuje senzitivitu a specifitu zobrazování. (Vomáčka, 2015, s. 57), (Ding, 2016, s. 744-758) a (Boulogianni, 2016, s. 192-193)

Podle studie Bassiounyho a spol. se specifita kontrastního vyšetření prsu pohybuje na škále od 68 do 96%. Limitou tohoto zobrazení je to, že po aplikaci kontrastní látky mohou

některé benigní léze (například fibroadenomy) vykazovat shodné chování jako maligní léze a jejich křivky sycení se mohou překrývat. Při použití DWI jako doplňkového vyšetření ke kontrastnímu může zvýšit specifitu ze 75 na 83,3%. (Bassiouny, 2012, s. 311-312)

4.1 Sekvence

Signál, který vzniká během vyšetření na magnetické rezonanci, je získáván pomocí dvou základních technik (sekvencí). Tyto techniky se nazývají gradientní echo (GE) a spin echo (SE) sekvence. (Seidl, 2012, s. 58)

Spinechová sekvence používá 90° excitační pulz následovaný 180° refokusačním pulzem po čase $TE/2$. Druhý pulz vytvoří echo v čase TE . Tento cyklus pulzů se opakuje do té doby, než je získán dostatečný signál pro danou studii. SE sekvence nejsou negativně ovlivněny případnou nehomogenitou zevního magnetického pole. Primárně se používají pouze k vytvoření T1 vážených obrazů. (Seidl, 2012, s. 58) a (Mechl, 2014, s. 7)

K defázi a následné refázi využívají gradientechované sekvence gradienty opačné polarity. Používá se tam, kde je zkrácená doba snímání. V podstatě se jedná o náhradu 90° a 180° vychýlení za menší vychylovací úhel ($10-50^\circ$). Doba vyšetření, se díky použití těmito sekvencí, zkrátí na desítky až jednotky sekund. Tento typ sekvencí je náchylnější ke vzniku artefaktů. Ty se nejčastěji tvoří na rozhraní tkání, které mají jinou susceptibilitu (chování v zevním magnetickém poli). Nicméně tento jev může být použit například při zobrazování malých hemoragických lézí. Ty jsou právě kvůli zvýšené citlivosti sekvence na susceptibilitu dobře zobrazitelné. Tento jev je způsoben nepřítomností 180° refokusačního pulzu, při kterém dochází ke kompenzaci nehomogenit v magnetickém poli. (Seidl, 2012, s. 58) a (Vomáčka, 2015, s. 50)

Inversion recovery sekvence jsou založené na opačném postupu. Do tkáně se nejprve odešle 180° RF impulz a následně se ještě vyšle 90° radiofrekvenční impulz. Používají se při vyšetření, kde je potřeba potlačit signál tuku nebo vody. Do těchto sekvencí lze zahrnout speciální techniky STIR a FLAIR. (Nekula, 2007, s. 11) a (Vomáčka, 2015, s. 49-50)

STIR (short tau inversion recovery) je sekvence, při které dochází k potlačení signálu tuku. Tato technika se používá kvůli tomu, že tuk je na PD a T1 vážených obrazech hypersignální (světlý) a mohlo by kvůli němu docházet k případnému zastínění patologie. Proto se aplikuje tato sekvence, která umožní potlačení přicházejícího signálu z tuku. I při malý rozdíl v rezonančních frekvencích mezi vodou a tukem (například na přístroji o magnetické

intenzitě 1,5 T jde o rozdíl pouze okolo 220 Hz) lze využít potlačení signálu tuku a zvýraznění případných lézí. Pro tuto eliminaci se před začátkem sekvence aplikuje krátký pulz, jenž vybudí pouze protony, které se vyskytují v tukových strukturách. Tato magnetizace je poté počítačově potlačena, aby tuk neposkytoval signál a na konečném obrazu byl tmavý. Při vyšetření prsu je žádoucí potlačit signál tuku, protože léze s podobnou intenzitou signálu by mohly být přehlédnuty v hypersignálním (světlém) tuku. (Seidl, 2012, s. 58-61) a (Molleran, 2014, s. 20)

Mezi inverzní sekvence se řadí i technika, která se nazývá jako FLAIR (fluid-attenuated inversion recovery). Většinou se kombinuje se SE sekvencemi. U této techniky dochází k potlačení signálu vody, protože u T2 vážených obrazů je hypersignální a může zamaskovat případnou patologii. (Seidl, 2012, s. 60)

Při zobrazování prsu je taky výhodné použít funkci softwaru tzv. subtrakci. Tato funkce umožňuje odečíst obraz před podáním kontrastní látky od postkontrastního obrazu, který obsahuje nasycené ložisko. Na subtrahovaných obrazech budou následně znázorněny pouze struktury, které jsou nasyceny kontrastem. Tento typ zobrazení je velmi užitečný, protože nezvyšuje dobu akvizice dat. Vyžaduje pouze dodržení stejných parametrů pro nasnímaní prekontrastních a postkontrastních obrazů. Navíc vzniklé snímky jsou velmi přehledné. (Molleran, 2014, s. 21)

4.2 Tvorba MR obrazu a kvalita obrazu

Výsledné zobrazení závisí hlavně na kódování prostorových souřadnic a na výběru vrstvy. Při výběru vrstvy a její šířky je rozhodující použití gradientních cívek, které dokážou rozdělit magnetické momenty do třech základních rovin (x, y, z). Kódování prostorových souřadnic se provádí v horizontálním směru či jako spirála. (Vomáčka, 2015, s. 50)

Obrazy z magnetické rezonance se mění pomocí tzv. Fourierovy transformace. Ta dokáže přesně určit místo, odkud přijímaný signál přišel a následně mu dokáže přiřadit odpovídající hodnotu zčernání na finálním obrazu. Za pomoci této rekonstrukce lze vytvářet 2D i 3D obrazy ze všech krajin těla. Primární MR obraz je dvojrozměrná rovina. Ta je rozdělena na jednotlivé pixely pomocí mřížky. Standardní obrazy jsou tvořeny šachovnicí o 256 sloupcích a 256 řádcích pixelů. A každému z pixelů ve mřížce je přidělena hodnota, které odpovídá intenzitě detekovaného signálu. Fourierova transformace tedy umožňuje vytvářet přehledné obrazy, které zobrazují konkrétní detaily z lidského těla. (Seidl, 2012, s. 62)

Plocha, na které se shromažďují všechny signály z vyšetření, se nazývá K-prostor. Signál, který vychází z centra K-prostoru je daleko výraznější než ten z periferních oblastí.

Toho využívají moderní přístroje, které vynulují signály z periferií a tím výrazně zkrátí rekonstrukční dobu tvorby obrazu. Kvalita vzniklého obrazu se následně hodnotí pomocí kontrastu a prostorového rozlišení detailů. Výsledný obraz je podmíněný vnějšími a vnitřními podmínkami. (Vomáčka, 2015, s. 50)

Mezi vnitřní podmínky patří počet volných protonů vodíků v jednotce objemu (spinová hustota). Protože čím více jich je, tím je i větší intenzita signálu. Například volné protony ve vodě nebo v tucích poskytují větší signál než například v kostech nebo kalcifikacích. Ty nedávají žádný signál, protože mají minimální množství volných protonů. Další faktor, který zvyšuje spinovou hustotu je síla zevního magnetického pole. Čím silnější je, tím více protonů aktivuje. Třetí vnitřní podmínka, která se podílí na výsledném obrazu, je magnetická susceptibilita. Je to schopnost lidské tkáně stát se magnetickou vlivem působení magnetického pole. Této skutečnosti hlavně využívají paramagnetické kontrastní látky. Poslední podmínkou jsou různé relaxační časy jednotlivých tkání. Například tuky mají kratší relaxační čas než například molekuly vody. (Vomáčka, 2015, s. 50)

Mezi vnější podmínky patří hodnoty TE a TR. Při jejich úpravě dochází ke změně intenzity signálu. Další podmínka je velikost zevního magnetického pole. S druhou mocninou velikosti zevního pole roste intenzita signálu. Bohužel s ní roste i velikost šumu. Důležitá je i homogenita magnetického pole. Kvalitnější obraz je pořízen u polích, které jsou homogenní. Nízká homogenita spolu s vysokým SAR (specific absorption rate) jsou nejčastější limitací vysokých magnetických polí. Čtvrtý faktor je šířka vrstvy a velikost matice. Užší vrstva je přínosná pro lepší rozlišení, ale zároveň vede i k vyššímu šumu. Běžně se využívá šířka vrstvy okolo 5-6 mm. Pro velikost matice platí to stejné. Při použití menšího objemu voxelů lze získat detailnější obraz, ale také vzroste šum. Ten snižuje obrazovou kvalitu a zhoršuje poměr signálu k šumu. Poslední podmínkou je počet excitací. Kvalita obrazu roste s větším počtem excitací. Bohužel s tím roste i doba vyšetření. (Vomáčka, 2015, s. 51) a (Žižka, 2015, s. 16)

Parametry, který pomáhají kvantifikovat kvalitu obrazu, jsou rozlišení při nízkém kontrastu, prostorové rozlišení (rozlišení při vysokém kontrastu neboli velikost voxelů), artefakty a šum. Kontrast lze popsat jako rozdíl v intenzitě signálu snímané tkáně a pozadí. Prostorové rozlišení udává, jak moc malý detail je ještě rozlišitelný v obrazu. Při malé matici je i malé prostorové rozlišení a je tedy daleko náročnější detekovat v obrazech detaily. Rozlišení při nízkém kontrastu je popisována jako schopnost přístrojů zobrazit malé přeměny ve stupních šedi a odlišit je od šumu. (Mechl, 2014, s. 10) a (Súkupová, 2018, s. 65-81)

Šum vzniká náhodnými elektrickými impulzy z celého těla. Může vzniknout i mimo vyšetřovanou oblast. Na šumu se také spolupodílí tepelné proudy z okolí. Při zmenšení voxelů a zvolení slabší vrstvy se zvýší intenzita signálu a na obrazu budou patrné větší detaily. To se však děje za cenu zvětšení šumu a zhoršení poměru signálu k šumu (signal to noise ratio). Velikost zevního magnetického pole má také vliv na šum. Čím větší je B_0 , tím je šum větší. Šum roste lineárně. Naopak signál roste kvadraticky s velikostí magnetického pole. Také kvalita cívek ovlivňuje šum. Cívky by správně neměly přesahovat geometrii vyšetřovaného objemu a měly by jí pouze obkružovat. Například celotělová cívka má vyšší šum než povrchová cívka. To je dáno tím, že přijímá mikroproudy z celého lidského těla. (Vomáčka, 2015, s. 51) a (Žižka, 2015, s. 14)

Poměr signálu k šumu (SNR) je obecný termín, který je měřítkem skutečného signálu (tj. odrážejícího skutečnou anatomii) k šumu (např. náhodné kvantové skvrnění). Na MR se poměr signálu k šumu často měří výpočtem rozdílu v intenzitě signálu mezi oblastí zájmu a pozadím (obvykle se volí ze vzduchu obklopujícího objekt). (Signal-to-noise ratio (MRI), 2021)

Prostorové rozlišení závisí na FoV (Field of View). Zorné pole (FOV) označuje vzdálenost (v cm nebo mm), na kterou je pořízen nebo zobrazen snímek MR. FOV je obvykle rozděleno na několik stovek obrazových prvků (pixelů), z nichž každý má velikost přibližně 1 mm^2 . Velikost pixelu tedy ovlivňuje FoV. Pixel zase ovlivňuje intenzita magnetického pole. Takže lze říct, že intenzita pole má vliv na FoV, šířku vzorkovacího pásma a matici obrazu. Rozměr strany pixelu je v určitém směru dán podílem akvizitní matice a velikostí zobrazeného pole FoV. V případě, že se změní velikost FOV a rozměr matice zůstane stejný, tak poměr signál k šumu se změní kvadraticky. To platí samozřejmě i naopak, když se změní rozměr akvizitní matice. Pokud se změní plocha pixelu na polovinu, tak získaný signál klesne na pouhou jednu čtvrtinu původní hodnoty. (Mechl, 2014, s. 10) a (Elster, 2023)

Časové parametry sekvence se dělí podle toho, zda jejich parametry ovlivní poměr signálu k šumu nebo kontrast obrazu. Působení časových parametrů na kontrast obrazu je ovlivněn použitím konkrétní sekvence (vliv TE, TR). Téměř u každé sekvence roste signal to noise ratio. (Mechl, 2014, s. 11)

Artefakty lze popsat jako falešné změny ve tvaru a poloze snímaného objemu a v intenzitě signálu, které nebyly způsobeny patologií, ale byly vytvořeny až během zobrazení. Většinou artefakty snižují kvalitu a výpovědní hodnotu výsledného obrazu. Za nedostatky

v obrazu mohou biologické procesy v pacientovi nebo nedostatku přístrojů magnetické rezonance. První velkou skupinou artefaktů jsou pohybové artefakty. Ty vznikají například srdeční pulzací, dýcháním, peristaltické pohyby střev a krevním tokem. Pohyb hrudníku a bránice při dýchání lze eliminovat použitím rychlých sekvencí při zadržení dechu. Srdeční pohyby lze zvládnout synchronizací s EKG. Druhou skupinou jsou artefakty chemického posunu (chemical shift). Ty jsou způsobeny změnou frekvence ve vyšetřovaném místě. Tento artefakt se na obrazu projevuje zvýšením nebo snížením intenzity signálu na rozhraní dvou tkání, které mají velký obsah vody a tuku. Poslední skupinou jsou susceptibilní artefakty. Projevují se jako nehomogenita v magnetickém poli. Ty mohou způsobit zkreslení geometrie obrazu a signálu. Lokální změny mohou být zapříčiněny přítomností endoprotéz, střeplin a implantátů, které jsou kovové. Artefakty také mohou vznikat nízkou hustotou bodů v K-prostoru. Zvláštní typem artefaktů je aliasing, který je tvořený převážně uživatelem. (Seidl, 2012, s. 63-65), (Mechl, 2014, s. 11) a (Vomáčka, 2015, s. 51)

4.3 Porovnání 1,5 a 3T magnetické rezonance

Magnetická rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T je v současnosti v praxi nejpoužívanějším typem přístroje. Umožňuje provádět všechny druhy vyšetření. Avšak stále častěji se objevují i ty s 3 nebo 7 T intenzitou magnetického pole. Ty mají, v důsledku lepšího poměru signálu k šumu, kvalitnější obrazy s vyšším prostorovým rozlišením. Je také známo, že čím menší rozměry má snímáný objekt, tím lépe mohou vyniknout přednosti 3 T přístroje. Další výhodou mají v kratší době samotných skenovacích sekvencí. Nevýhodami jsou dražší pořizovací náklady a složitější provoz přístroje. Další nevýhodou je možnost většího rizika úrazu, který je způsobený rychle se pohybujícím volným kovovým předmětem, který je v ultravysokém magnetickém poli přitahován dvojnásobně vyšší silou než u 1,5 T. Také je u 3 T přístrojů vyšší hlučnost než u těch s menším polem. (Seidl, 2012, s. 53-54), (Vomáčka, 2015, s. 53) a (Žižka, 2015, s. 12, 16)

Ve srovnání s nejpoužívanějším typem přístrojů vznikají v 3 T poli úplně nové fyzikální problémy. Jedná se například o obrazové artefakty. Ty je potřeba při hodnocení obrazů dobře znát. Problém těchto artefaktů je částečně vyřešen využíváním nových skenovacích sekvencí, které je cíleně potlačují. (Seidl, 2012, s. 53)

Magnetická rezonance s vyšší intenzitou magnetického pole také potřebuje zcela novou (složitější) konstrukci vyšetřovacích cívek a také i celého hardwaru. Cívky nelze vzájemně zaměňovat mezi jednotlivými typy magnetických polí. (Seidl, 2012, s. 53)

Použití dvojnásobného pole je také spojeno i s vyšší tepelnou zátěží pro lidský organismus. Je udávána ve veličině SAR (specific absorption rate, měrný absorbovaný výkon). Ta je definována jako množství absorbované energie. Její jednotkou je watt na kilogram tělesné hmotnosti (W/kg). SAR roste s druhou mocninou zevního magnetického pole. Tedy u 3 T přístrojů je čtyřnásobně větší než u 1,5 T magnetů. Tepelnou energii lze dopředu vypočítat a tím zajistit optimální průběh vyšetření, v kterém nebude organismus zbytečně prohříván a poškozován, ale bude zachován dostatečný obrazový kontrast a schopnost detekovat patologii. Hodnota SAR by podle hygienických norem neměla překročit 2 W/kg tělesné hmotnosti při celotělové expozici. (Seidl, 2012, s. 53) a (Žižka, 2015, s. 10, 15, 16)

Měření Shellock a spol. na druhou stranu prokázalo, že je za stejných podmínek tepelný ohřev v poli 3 T menší než v poli 1,5 T. Avšak je důležité zmínit, že vznik možných rizik je srovnatelný. (Shellock, 2013)

Další nevýhodou je, že 3 T přístroje mají vyšší technické nároky na konstrukci dýchacích zařízení, které se používají při celkové anestezii. Je také důležité dávat pozor na to, na jakém přístroji, mohou být vyšetřeni pacienti například s kardiostimulátorem nebo kochleárním implantátem. Ty mohou být určeny pouze do jednoho ze dvou zmíněných typů polí. Vždy se musí postupovat podle podmínek uvedených u zařízeních a podle instrukcí kardiologa či jiného odborníka. Větší možnost potencionálního nebezpečí je u přístrojů s větším magnetickým polem. (Seidl, 2012, s. 54)

V důsledku většího magnetického pole dochází také k prodloužení T1 relaxačního času zhruba o třicet procent. Tato skutečnost má své negativní, ale i pozitivní dopady. Například při použití delšího TR lze dosáhnout podobného kontrastu T1 vážených obrazů jako na magnetickém poli o menší indukci. To sice prodlužuje samotné měření, ale lze nabrat větší počet vrstev. Další nevýhodou je, že dochází ke ztrátě kontrastu obrazu následkem snížení rozdílů mezi tkáněmi. To však lze změnit použitím kontrastních látek, které zvětšují rozdíl mezi opacifikovanými a neopacifikovanými tkáněmi. Lze tedy říct, že kontrastní T1 vážené obrazy mají větší kontrast a lepší detekční schopnost patologie se zvyšujícím se magnetickým polem. U T2 vážených obrazů dochází ke zkrácení zhruba o 15 procent se zvyšujícím se magnetickým polem. (Žižka, 2015, s. 14-15)

Také vlivem lokální nehomogenity magnetického pole, nebo různé susceptibility tkání (například paramagnetické látky v měkkých tkání či kalcifikace) dochází k poklesu signálu. Při větším poli je tento efekt ještě výraznější. Změny v signálu lze pozorovat jak ve zdravé

tkáni, tak i v kalcifikacích nebo v patologiích označených paramagnetickými látkami. (Žižka, 2015, s. 15)

Je důležité se také zaměřit na šířku pásma zobrazovací sekvence. Ta by se měla teoreticky zdvojnásobit u vyšších magnetických polí. To je však bohužel spojené se snížením poměru signálu k šumu. Ale všechno je jenom o kalkulaci. V důsledku vyššího magnetického pole se poměr signál ke šumu zdvojnásobí, ale současně vlivem zvýšené šířky pásma dochází k jeho poklesu zhruba o 30 procent. Výsledný benefit poměru signálu k šumu je tedy ± 40 procent. (Žižka, 2015, s. 16-17)

Další výhodou je získání vyššího signálu u 3 T MR. Signál roste kvadraticky s magnetickým polem, protože je v daném místě přítomno více polarizovaných jaderných spinů, které právě tvoří signál. Tato skutečnost lze využít tam, kde nedostatek signálu u 1,5 T MR může způsobovat obtíže při hodnocení získaného obrazu. Například se používá pro vyšetření malé pánve u žen a prostaty u mužů, při funkčním vyšetření mozku, při DTI (difuzní tenzorové zobrazení) a při spektroskopii. Obecně lze říct, že použití 3 T přístrojů při fMRI, spektroskopii, perfuzi a DTI zvyšuje přesnost, kvalitu a rychlost dosažených výsledků oproti přístrojům s nižší intenzitou magnetického pole. Také platí tvrzení, že je dvojnásobný poměr signálu k šumu u 3 T magnetu. (Seidl, 2012, s. 54), (Žižka, 2015, s. 14)

5. Kontrastní látky využívané pro MR prsu

Kontrastní látky lze obecně popsat jako látky, kterými lze přesněji zobrazit lidské tkáně. Umožňují buď zlepšit rozlišení mezi zdravou a patologickou tkání nebo pomáhají zobrazit tkáně, které by za normálních okolností nebyly vidět či pomáhají zobrazit jejich funkci. Nejběžnější místo pro podání kontrastní látky je cévní řečiště, jedná se takzvané intravenózní podání kontrastu. (Heřman, 2014, s. 33) a (Mechl, 2014, s. 15)

Zobrazení tkání na magnetické rezonanci funguje na principu snímání všech intenzit signálů z různých částí těla. Proto pro odhalení patologické tkáně je výhodné změnit její intenzitu signálu. Bohužel často dochází k vzájemnému překrytí zdravé a abnormální tkáně díky jejich stejným relaxačním časům. To je pro správné zobrazení nežádoucí a snižuje celkovou výtěžnost vyšetření. Tento problém lze však vyřešit použitím speciálních sekvencí či aplikací kontrastní látky. Právě ta umožňuje změnit relaxační časy a v důsledku toho se pak změní i signální intenzita abnormální tkáně. Patologická tkáň se stává hyperintenzní (má vyšší signál). Kontrastní látka se vždy aplikuje v T1 váženém obrazu a zkracuje T1 a T2 relaxační časy. Zlepšuje poměr signálu k šumu a výsledkem použití kontrastu je přehlednější obraz. (Seidl, 2012, s. 80) a (Súkupová, 2017)

V roce 1988 se na trhu objevila první kontrastní látka pro magnetickou rezonanci. Látky, které se využívají pro zobrazení na magnetické rezonanci, se mohou dělit podle různých kritérií. Nejčastěji se dělí podle svých magnetických vlastností na látky paramagnetické nebo superparamagnetické. Mohou se také dělit podle místa jejich distribuce. Jsou buď extracelulárně orgánově nespecifické nebo intracelulárně orgánově specifické. Také je lze třídit podle toho, jakým způsobem jsou aplikovány. Kontrast se aplikuje buď intravenózně, nitrokloubně nebo perorálně. Do intravenózní aplikace lze zahrnout velkou část orgánově nespecifických i specifických preparátů. Perorálně se podávají kontrastní látky pro zobrazení gastrointestinálního traktu. Mezi tyto látky spadá voda nebo zředěné paramagnetické a superparamagnetické látky. (Nekula, 2007, s. 26-27), (Seidl, 2012, s. 81), a (Mechl, 2014, s. 15)

5.1 Paramagnetické kontrastní látky

Paramagnetické látky se využívají pro zvýšení tkáňového kontrastu. Hlavním prvkem těchto látek jsou kovy. Nejčastěji se používá vzácný kov gadolinium, který je základem většiny extracelulárních látek. Ale dají se samozřejmě využít i jiné kovy, jako je například železo, mangan nebo chrom. Tato skupina látek obsahuje atomy (kovy) s nepárovými elektrony,

které při vystavení magnetickému poli začnu vykazovat paramagnetické chování a ovlivňovat signál magnetické rezonance. (Seidl, 2012, s. 81-82) a (Vomáčka, 2015, s. 70)

Ionty kovů používané v kontrastech jsou samy o sobě pro lidské tělo velmi toxické, proto jsou uměle navázány na ligandy. Takto jsou tvořeny stabilní a netoxické sloučeniny tzv. cheláty. Ve vzniklých komplexech tedy ionty způsobují paramagnetický efekt a ligandy naopak zodpovídají za farmakokinetickou stránku. Jejich farmakokinetika je podobná jako u jodových vodných nefrotropních kontrastních látek. (Válek, 1996, s. 26), (Seidl, 2012, s. 81-82) a (Vomáčka, 2015, s. 70)

Vlastnost chelátů je, že jsou vysoce hydrofilní. Takže krátce po jejich aplikaci a proběhnutí krátké intravaskulární fáze procházejí do intersticiálního prostoru. Přítomnost nepárových elektronů v těchto prostorech umožní vzniku vnitřního magnetického momentu atomů neboli paramagnetismu. Vystavení tkání vnějšímu magnetickému poli způsobí jejich spinové paralelní uspořádání a vznik indukce magnetizace. Míra indukce je dána právě intenzitou vnějšího pole, které generuje přístroj magnetické rezonance. Většinou se jedná buď 1,5 T, nebo 3 T přístroj. U paramagnetických látek lze magnetický moment vypočítat jako vektorový součet orbitálního a spinového momentu. (Válek, 1996, s. 26), (Seidl, 2012, s. 81-82) a (Vomáčka, 2015, s. 70)

Použití kontrastu výrazně zkracuje T1 relaxační čas. Při vysokých tkáňových koncentracích může ovlivnit také i T2 relaxační čas. Nezmetabolizované sloučeniny kontrastní látky jsou z těla vyloučeny přibližně za devadesát minut, a to pomocí ledvin. K její eliminaci dochází do dvaceti čtyř hodin. Paramagnetické látky se nacházejí například v komerčních preparátech Dotarem, Gadovist a MultiHance. Doručené dávkování těchto látek je 0,1 mmol/kg váhy nebo 0,2ml/kg tělesné váhy. (Válek, 1996, s. 26) a (Seidl, 2012, s. 81-82)

5.2 Superparamagnetické kontrastní látky

Superparamagnetické látky pro zvýšení tkáňového kontrastu využívají SPIO částice, které jsou většinou na základu oxidů železa nebo manganu. Sloučeniny těchto kontrastních látek mají docela malé částice (rozměrově jsou menší než 100 nm), a proto snadno pronikají do buněk tkání. Mezi jejich další výhody se řadí jejich velká plocha povrchu, vysoký magnetismus (dobře působí na pohyb nabitých částic) a nízká toxicita. Superparamagnetické kontrastní látky si mohou po speciální úpravě na sebe navázat různé biomolekuly. Tato schopnost má velký přínos v tom, že takto mohou zabránit svému shlukování a nevyžádané reakci s krevní plazmou. Mají také pozitivní dopad na zvýšení rozlišovací

schopnosti a tvoření většího kontrastu v měkkých tkáních. Při jejich použití také dochází ke zkrácení T1 a T2 relaxačních časů o jeden až dva řády. To dává prostor pro pozorování změn i na úrovni buněk, což u klasických paramagnetických látek nelze. Většinou se používají pro zobrazení jater. Nejznámější komerční přípravek je Resovist. (Válek, 1996, s. 26), (Kluchová, 2009, s. 1-27), (Kolářová, 2013, s. 20) a (Vomáčka, 2015, s. 70)

V dnešní době bylo z trhu, zejména v Evropské unii, staženo mnoho klinicky schválených superparamagnetických (SPIO) kontrastních látek. Důvodem je, že SPIO kontrastní látky nejsou v současnosti ještě zcela stoprocentní ve svých diagnostických výsledcích a jejich výroba je pořád velmi nákladná. Proto se v praxi moc nevyužívají. Ale i přes to vědci pokračují ve zkoumání SPIO kontrastních látek a jejich přínosu při zobrazování na magnetické rezonanci. Tyto látky by totiž měly zvyšovat senzitivitu a specificitu MR zobrazení. (Vomáčka, 2015, s. 70) a (Wáng, 2017, s. 1-10)

5.3 Druhy kontrastních látek pro MR

Mezi nejpoužívanější dostupné kontrastní látky se řadí Magnevist, Gadovist, ProHance (extracelulární nespecifické látky), Vasovist (intravaskulární látka) a MultiHance (částečně hepatospecifická látka). Pro zobrazení prsů na magnetické rezonanci se většinou používají ve Fakultní nemocnici Olomouc kontrastní látky Dotarem a Gadovist, ale může se také použít například ProHance. (Mechl, 2014, s. 15-16)

Kontrastní látka Dotarem je používána hlavně pro vyšetření páteře, hlavy, břicha, prsu, kostí, srdce a kloubů. Dá se samozřejmě použít i pro zobrazování dalších struktur v těle. Hlavní výhodou této kontrastní látky je, že neexistuje žádná kontraindikace, při které by ji nešlo pacientovi podat. Je zde však pravidlo, že by měl pacient před vyšetřením informovat lékaře nebo radiologického asistenta o svých alergiích, předchozích nežádoucích reakcích na podání kontrastní látky, astmatu, mozkových, nebo kardiovaskulárních onemocnění. Podle toho může lékař rozhodnout o možném zrušení nebo pozměnění plánovaného vyšetření. Také by pacient měl sdělit personálu informace o stavu svých ledvin. Dotarem se obvykle neaplikuje dětem do třech let a těhotným ženám. V případě nezbytného ošetření ji však lze podat. Množství kontrastní látky podané pacientovi pro vyšetření míchy, mozku, jater a prsů se většinou odvíjí od jeho hmotnosti. Platí přepočít 0,1 – 0,3 mmol/kg (0,2 – 0,6 ml/kg). Acidum gadotericum (kyselina gadoterová) je základní léčivá látka přípravku. Jeden ml injekčního roztoku obsahuje 279,32 mg kyseliny gadoterové, což odpovídá 0,5 mmol kyseliny gadoterové. (Dotarem, 2010) a (Novák, 2022, s. 220)

Kontrastní látka Gadovist je používána hlavně pro vyšetření páteře, hlavy, břicha, prsu, kostí, srdce a kloubů. Dá se samozřejmě použít i pro zobrazování dalších struktur v těle. Má v podstatě stejné vlastnosti jako kontrastní látka Dotarem. Také nemá žádné kontraindikace. Používá se také za stejných podmínek. Množství kontrastní látky podané pacientovi pro vyšetření míchy, mozku, jater a prsů se většinou odvíjí od jeho hmotnosti. Platí přepočít 0,1 – 0,3 mmol/kg (0,2 – 0,6 ml/kg). Léčivou látkou je gadobutrol. Jeden ml roztoku obsahuje 1,0 mmol gadobutrolu. (Gadovist, 2010) a (Novák, 2022, s. 220)

5.4 Vlastnosti kontrastních látek

Kontrastní látky používané během magnetické rezonance mají podobné vlastnosti jako kontrastní látky na bázi jódu, které mají zastoupení v radiodiagnostice. Většina z nich se vylučuje podobně jako jódomové látky, a to pomocí ledvin. Za normálních okolností neprocházejí přes nepoškozenou hematoencefalickou bariéru (přechod mezi mozkovými kapilárami a mozkovou tkání). Mohou ale přes ní pronikat např. při zánětech, cévních lézích nebo při nádorech. (Nekula, 2007, s. 26-27) a (Seidl, 2012, s. 82)

Může docházet ke kumulaci kontrastních látek v mozku. Ale doposud nebyly prokázány žádné důkazy o tom, že by u pacientů docházelo kvůli ukládání kontrastních preparátů k neurologickým poškozením. Avšak Evropská léková agentura (EMA) doporučila omezení používání kontrastu, aby zabránila potencionálním rizikům spojeným s touto problematikou. Klasické paramagnetické makrocyclické látky (ProHance, Dotarem a Gadovist), které mají silnější vazbu s ligandy, a tudíž mají menší potřebu se uvolňovat z vazby, se mohou i nadále používat ve svých indikacích. Tedy mohou se aplikovat za podmínky, že nelze provést nativní vyšetření. A při jejich podání se musí dbát na použití co nejnižší potřebné dávky. (Seidl, 2012, s. 82), (Mechl, 2014, s. 15) a (Daneš, 2021, s. 11)

Na vlastnostech jednotlivých gadoliniových iontů závisí síla, kterou jsou částice vázány v kontrastních komplexech. Jde také o sílu, díky které by mohlo dojít k transmetalaci (výměně kovu ze sloučeniny za jiný kov) v organismu. Stabilnější jsou cyclické a ionické látky oproti lineárním a neionickým, které jsou nestabilní. Díky vlastnostem kovů lze kontrastní látky dělit do tří skupin – na vysoce, středně a níže rizikové. K vysoce rizikovým kontrastním látkám se řadí Omniscan a Magnevist. Oba tyto preparáty mají lineární řetězce. Mezi středně rizikové látky s lineárním ionickým chelátem patří Vasovist a MultiHance. Látky s nízkým rizikem jsou Gadovist, ProHance a Dotarem. Jedná se o makrocyclické cheláty. (Mladá, 2011, s. 189-190) a (Neuwirth, 2018, s. 451)

5.5 Nežádoucí reakce na kontrastní látky

Z nasbíraných dat v rámci několika studií je patrné, že incidence alergických reakcí na kontrastní látky gadoliniových chelátů je pouze 1-2 %. U pacientů s astmatem nebo alergiemi je tato incidence dvakrát až třikrát vyšší. Lze tedy říct, že se alergické reakce na kontrastní látky objevuje velice málo a v případě, že se projeví, tak je řešena podobně jako nežádoucí reakce u jódových látek. Mezi nejběžnější reakce na podání kontrastu patří nevolnost, bolest hlavy, zvracení, vyrážka, pocit tepla, křeče nebo parestézie. Již šestnáct let je spojován vznik závažné nefrogenní systémové fibrózy s aplikací gadoliniových kontrastních látek. Doposud ale není prokázána žádná souvislost mezi zvyšující se dávkou a vyšším projevem nežádoucích reakcí. (Seidl, 2012, s. 82), (Mechl, 2014, s. 15) a (Daneš, 2021, s. 11)

Nefrogenní fibrotizující dermatopatie neboli systémová fibróza je považována za velmi závažné onemocnění, které někdy může skončit i smrtí. Hlavním projevem této nemoci je nepřirozená tvorba pojivové tkáně v podkoží a kůži. Onemocnění má tři fáze. Pro první fázi je typický zánět, křeče, zvracení, bolest, ztráta vlasů, dušnost, horečka a svědivá a erytematózní vyrážka, která je často doprovázená bolestivým edémem. Nejčastěji vzniká u pacientů na dolních končetinách. Pro druhou a třetí (též chronickou) fázi jsou dominantní fibrotické změny na tkáních, respirační insuficience, svalová atrofie končetin, ztráta tělesné hmotnosti a axonální neuropatie. Léčba systémové fibrózy zatím není zcela známá. Jediná možnost je dodržování důsledné prevence. Mezi preventivní kroky spadá screeningové laboratorní vyšetření ledvin u pacientů, kterým má být při vyšetření aplikována gadoliniová kontrastní látka, která je považována za vysoce rizikovou. Tato látka je také kontraindikována u pacientů podstupující transplantaci jater, u pacientů s těžkým onemocněním ledvin a u novorozenců. Také existuje pravidlo, že by se mělo u rizikových pacientů vždy podávat co nejnižší množství kontrastu a dodržovat časový interval mezi jednotlivými vyšetřeními alespoň 7 dní. Mezi rizikové pacienty se řadí kojenci do jednoho roku a lidé se středním onemocněním ledvin. (Mladá, 2011, s. 189-190)

5.6 Kontraindikace kontrastních látek

Mezi kontraindikace použití kontrastních látek je řazena gravidita, a to z důvodu možného přestupu látek do plodové vody, které mohou následně vést k poškození plodu. Je tedy obecné pravidlo, že u těhotných žen je kontrastní vyšetření prováděno pouze ze života ohrožujících indikací a s písemným souhlasem pacientek. (Seidl, 2012, s. 82) a (Novák, 2022, s. 220)

6. Magnetická rezonance prsu z pohledu radiologického asistenta

Vyšetření prsu pomocí magnetické rezonance se v podstatě neodlišuje od jiných vyšetření prováděných na pracovištích magnetické rezonance a práce radiologického asistenta je také velmi obdobná. Pacientka je zavolána do kabinky, kde je jí odebrána anamnéza a personál s ní pečlivě projde informovaný souhlas s vyšetřením a zkontroluje, zda je pacientkou řádně vyplněný a podepsaný. Následně je pacientka poučena o průběhu vyšetření. Nejlepší doba pro vyšetření prsu je druhý týden menstruačního cyklu, aby nedocházelo k ovlivnění výsledků hormonálními změnami. V čase, kdy si personál zadává pacientku do systému (zadáva její jméno, věk, rodné číslo, pohlaví, svoje jméno a jméno vyšetřujícího lékaře), se pacientka v kabině připravuje na vyšetření (vysvléká se, obléká si na sebe jednorázovou košili a odkládá si všechny kovové předměty). Poté ji personál vyzve, aby si sedla do křesla v aplikační místnosti a je jí personálem zavedena kanyla do periferní žíly, a to při přísném použití všech předepsaných hygienických zásad. Ke kanyle se hadičkou připojí stříkačka s fyziologickým roztokem. Pacientka odchází na vyšetřovnu. Lehne si hlavou směrem do tunelu na břicho na vyšetřovací stůl, do pozice prone a prsa si vloží do speciální bimamární cívky. Cívka prsa lehce zkomprimuje a tím pomůže vyrovnat případnou nehomogenitu a umožní stejné stranové uložení obou prsů. Komprese prsu však není tak silná, jako například u mamografie. Před zajetím pacientky do tunelu a zacentrováním na požadovanou oblast pomocí laserů, jsou pacientce nasazena sluchátka či špunty do uší, které alespoň částečně snižují hluk, který magnetická rezonance během vyšetření vydává. Také je pacientce vložen do ruky signální balónek, který může pacientka v případě potíží zmáčknout a personál okamžitě zareaguje a popřípadě vyšetření zastaví. Poté radiologický asistent odchází do ovladovny, kde si již do počítače dříve zadal pacientčiny údaje a nyní vybere správný vyšetřovací protokol. Ve Fakultní nemocnici Olomouc jsou využívány tři vyšetřovací protokoly. Jedná se jeden standardní, druhý je jeho zkrácená verze (většinou se aplikuje u pacientek, které chodí na pravidelné roční kontroly) a třetí je určený pro zobrazení stavu prsních implantátů. Poslední zmíněný protokol je prováděný nativně na rozdíl od prvních dvou. Nejčastěji se zvolí protokol, který již před tím určil vyšetřující lékař. Tímto může začít samotné vyšetření. (Michálková, 2015, s. 50-58), (Janoušková, 2017, s. 41) a (Chalánková, 2021, s. 30-31)

Při použití standardního protokolu se zhruba během prvních dvaceti sekund provede lokalizér (scout či topscan) ve třech základních rovinách. Lokalizér zobrazí hrubý

obraz vyšetřované oblasti a je použit k naplánování dalších sekvencí. Toposcan je v podstatě obdoba topogramu, který je používán pro plánování snímání na výpočetní tomografii. Následně dochází ke snímání dalších sekvencí. Většinou se jedná o čtyři sekvence, s tím že první tři sekvence se provádějí nativně a poslední sekvence je snímána postkontrastně. Po nasnímání prvních dvou sekvencí následuje difúzní sekvence a hned za ní dynamická sekvence, která je rozdělena do pěti fází. První fáze se provede nativně. Pak se udělá malá pauza a pacientce se do předem zavedené kanyly aplikuje kontrastní látka. Na proplach kanyly se využije zbytek fyziologického roztoku, který zůstal ve stříkačce. Poté se v rámci poslední sekvence pořídí alespoň pět bezprostředně po sobě jdoucích snímků, kdy se každý snímá maximálně jednu minutu, aby nedocházelo ke zkreslení výsledné křivky sycení tkáně. Vzniklé snímky může pak vyšetřující lékař mezi sebou srovnat a zhodnotit sycení tkáně kontrastem. (Michálková, 2015, s. 50-58), (Janoušková, 2017, s. 41) a (Chalánková, 2021, s. 30-31)

Pro snímání prsu lze také zvolit zkrácený protokol. Nejprve se udělá jedena sekvence nativně a po naaplikování kontrastní látky pacientce se nasnímá druhá sekvence, která se skládá ze třech fází. (Michálková, 2015, s. 50-58), (Janoušková, 2017, s. 41) a (Chalánková, 2021, s. 30-31)

Po skončení vyšetření radiologický asistent vyjede se stolem ven z tunelu a pomůže pacientce se zvednout. Pacientce je vyndána kanyla a za dohledu asistenta může odejít do kabinky. Následně pacientka ještě chvíli počká v čekárně kvůli možným alergickým reakcím na kontrastní látku. Pokud je pacienta po půl hodině v pořádku, tak může odcházet domů. Výsledek vyšetření je sdělen pacientce buď rovnou po vyšetření hodnotícím lékařem nebo si pacientka pro něj přijde v předem stanovený čas a den. Další je možnost elektronického zaslání výsledku vyšetření odesílajícímu lékaři. Vše závisí na zvyklostech pracoviště. (Michálková, 2015, s. 50-58), (Janoušková, 2017, s. 41) a (Chalánková, 2021, s. 30-31)

Na snímcích by měl být zachycený celý rozsah prsů a obě axily, protože metastáze v axilárních uzlinách jsou častým jevem při karcinomu prsu. T1 vážené obrazy zobrazují cysty v prsou tmavěji než hustou fibroglandulární tkáň. Je to v důsledku toho, že tekutina v cystě má delší T1 relaxační čas, než je relaxační čas ve fibroglandulární tkáni. Ale v T2 vážených obrazech je to právě opačně. Mimo dynamického postkontrastního zobrazení se pro správné vyhodnocení vyšetření využívají také křivky sycení, které se odlišují podle typu karcinomu. Pokud křivka stoupá prudce, jedná se maligní nádor. Při pozvoleném stoupání se jedná o benigní nádor. (Molleran, 2014, s. 22), (Michálková, 2015, s. 50-58), (Janoušková, 2017, s. 41) a (Chalánková, 2021, s. 30-31)

7. Výzkumná část diplomové práce

Praktická část diplomové práce se zabývá MR vyšetření prsu na přístrojích o intenzitě magnetického pole 1,5 T a 3 T a jejich vzájemným porovnáním.

7.1 Cíle práce

Na základě teoretických východisek je zřejmé, že intenzita magnetického pole má dopad na kvalitu výsledného obrazu a dobu vyšetření. Hlavním cílem práce bylo porovnat MR vyšetření prsu podle toho, zda jsou prováděna na přístrojích o magnetické intenzitě 1,5 T, nebo 3 T. Dále zhodnotit, zda bylo dosaženo dostatečné diagnostické výtěžnosti při podání menšího množství kontrastní látky (5-8 ml) u vyšetření prováděných na 3 T magnetické rezonanci v porovnání s vyšetřeními prováděnými na 1,5 T magnetické rezonanci, kde bylo podáno standardizované množství kontrastní látky (8-10 ml). Dalším cílem práce bylo zjistit hodnoty míry absorpce v prsní tkáni (SAR), prostorového rozlišení na FoV (Field of View), poměru signálu k šumu (SNR) mezi prsní tkání a okolím a průměrnou hodnotu signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastní látky na jednotlivých snímcích. Následně zjištěné hodnoty porovnat mezi sebou a jednotlivými přístroji o různé intenzitě magnetického pole. Následujícím cílem bylo porovnání kvality obrazu na jednotlivých intenzitách magnetického pole dvěma radiologii. Lékaři byla posuzována přítomnost a množství artefaktů, kontrast v nativu, syčení kontrastem a celková hodnotitelnost vyšetření. Následně zjištěné výsledky byly porovnány mezi sebou a byla zjištěna míra shody mezi lékaři.

7.2 Výzkumné otázky

Po prostudování literatury a zpracování literární rešerše byly pro diplomovou práci zpracovány tyto výzkumné otázky:

1. Jaká je míra absorpce v prsní tkáni (SAR) u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 a 3T?
2. Jaká je prostorové rozlišení na FoV u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 a 3T?
3. Jaký je poměr signálu k šumu (SNR) mezi prsní tkání a okolím u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 a 3T?
4. Jaká je průměrná hodnota signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastní látky u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 a 3T?
5. Kolik artefaktů je u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 a 3 T?

6. Jaká je korelace mezi hodnocením artefaktů mezi zkušeným a méně zkušeným lékařem u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 a 3 T?
7. Jaký je kontrast v nativu u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 a 3 T?
8. Jaká je korelace mezi hodnocením kontrastu v nativu mezi zkušeným a méně zkušeným lékařem u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 a 3 T?
9. Jaké je sycení kontrastem u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 a 3 T?
10. Jaká je korelace mezi hodnocením sycení kontrastem mezi zkušeným a méně zkušeným lékařem u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 a 3 T?
11. Jaká je celková hodnotitelnost vyšetření u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 a 3 T?
12. Jaká je korelace mezi posuzováním celkové hodnotitelnosti mezi zkušeným a méně zkušeným lékařem u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 a 3 T?
13. Jaké množství kontrastní látky bude dostačující podat pacientkám při vyšetření prsu na magnetické rezonanci o intenzitě magnetického pole 3 T, aby bylo dosaženo dostatečné diagnostické výtěžnosti?

7.3 Hypotézy práce

Následně byly stanoveny výzkumné hypotézy:

H1₀ – Míra absorpce bude stejná, jak u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T, tak i u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T.

H1_A – Míra absorpce bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

H2₀ – Prostorového rozlišení na FoV bude stejné, jak u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T, tak i u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T.

H2_A – Prostorového rozlišení na FoV bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

H3₀ – Poměr signál k šumu (SNR) mezi prsní tkání a okolím bude stejný, jak u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T, tak i u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T.

H3_A – Poměr signál k šumu (SNR) mezi prsní tkání a okolím bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

H4₀ – Průměrná hodnota signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastní látky bude stejná, jak u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T, tak i u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T.

H4_A – Průměrná hodnota signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastní látky bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

H5₀ – Množství artefaktů bude stejné, jak u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T, tak i u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T.

H5_A – Množství artefaktů bude větší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

H6₀ – Hodnocení artefaktů zkušeným lékařem se bude lišit od hodnocení méně zkušeného lékaře u 1,5 T MR.

H6_A – Hodnocení artefaktů zkušeným lékařem bude stejné jako hodnocení méně zkušeným lékařem u 1,5 T MR.

H7₀ – Hodnocení artefaktů zkušeným lékařem se bude lišit od hodnocení méně zkušeného lékaře u 3 T MR.

H7_A – Hodnocení artefaktů zkušeným lékařem bude stejné jako hodnocení méně zkušeným lékařem u 3 T MR.

H8₀ – Kontrast v nativu bude stejný, jak u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T, tak i u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T.

H8_A – Kontrast v nativu bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

H9₀ – Hodnocení kontrastu v nativu zkušeným lékařem se bude lišit od hodnocení méně zkušené lékařem u 1,5 T MR.

H9_A – Hodnocení kontrastu v nativu zkušeným lékařem bude stejné jako hodnocení méně zkušeným lékařem u 1,5 T MR.

H10₀ – Hodnocení kontrastu v nativu zkušeným lékařem se bude lišit od hodnocení méně zkušeným lékařem u 3 T MR.

H10_A – Hodnocení kontrastu v nativu zkušeným lékařem bude stejné jako hodnocení méně zkušeným lékařem u 3 T MR.

H11₀ – Sycení kontrastem bude stejné, jak u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T, tak i u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T.

H11_A – Sycení kontrastem bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

H12₀ – Hodnocení sycení kontrastem zkušeným lékařem se bude lišit od hodnocení méně zkušeným lékařem u 1,5 T MR.

H12_A – Hodnocení sycení kontrastem zkušeným lékařem bude stejné jako hodnocení méně zkušeným lékařem u 1,5 T MR.

H13₀ – Hodnocení sycení kontrastem zkušeným lékařem se bude lišit od hodnocení méně zkušeným lékařem u 3 T MR.

H13_A – Hodnocení sycení kontrastem zkušeným lékařem bude stejné jako hodnocení méně zkušeným lékařem u 3 T MR.

H14₀ – Celková hodnotitelnost bude stejná, jak u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T, tak i u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T.

H14_A – Celková hodnotitelnost bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

H15₀ – Hodnocení celkové hodnotitelnosti zkušeným lékařem se bude lišit od hodnocení méně zkušeným lékařem u 1,5 T MR.

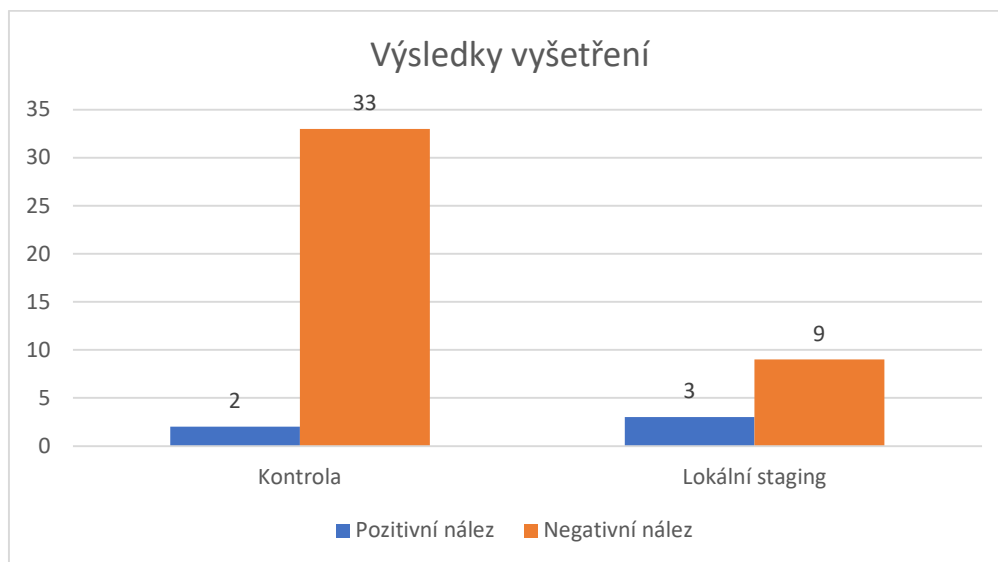
H15_A – Hodnocení celkové hodnotitelnosti zkušeným lékařem bude stejné jako hodnocení méně zkušeným lékařem u 1,5 T MR.

H16₀ – Hodnocení celkové hodnotitelnosti zkušeným lékařem se bude lišit od hodnocení méně zkušeným lékařem u 3 T MR.

H16_A – Hodnocení celkové hodnotitelnosti zkušeným lékařem bude stejné jako hodnocení méně zkušeným lékařem u 3 T MR.

7.4 Charakteristika výzkumného vzorku

Výzkumný soubor tvořily pouze ženy, které podstoupily vyšetření prsu na magnetické rezonanci o intenzitě 1,5 T a zároveň absolvovaly stejné vyšetření i na magnetické rezonanci o intenzitě 3 T na Radiologické klinice ve Fakultní nemocnici Olomouc. Celkově byla získána data od 47 pacientek. Výzkumný vzorek je bez věkového omezení. Celkový průměrný věk pacientek byl 52 let. Nejnižší věk pacientky byl 32 let a nejvyšší 75 let. Počet pacientek, které podstoupily vyšetření prsu na MR vzhledem k vysokému genetickému riziku, bylo 35. Z nich pouze dvě měly pozitivní nález. Z důvodu lokálního stagingu bylo vyšetřeno 9 žen. Z této skupiny měly pozitivní nález tři pacientky. Na grafu jsou graficky znázorněny výsledky vyšetření.



Obrázek 1: Výsledky vyšetření

Zdroj: vlastní výzkum

7.5 Metoda sběru dat

Jednalo se o kvantitativní výzkum, který se opíral o retrospektivní analýzu dat z vyšetření prsu na magnetické rezonanci. V první fázi výzkumného šetření bylo získáno souhlasné stanovisko Etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci s výzkumem (viz příloha 1). Následně byla stanovena Fakultní nemocnice Olomouc za zdravotnické zařízení, kde bude probíhat výzkum. Toto rozhodnutí bylo provedeno, protože se v ní provádí vyšetření prsu, jak na magnetické rezonanci o intenzitě 1,5 T, tak i na té o intenzitě 3 T. Následně bylo ve zmíněné nemocnici požádáno o poskytnutí informací pro studijní účely/sběr dat (viz příloha 2). Žádost byla kladně vyřízena.

Sběr dat proběhl od února do června 2023 z nemocničního informačního systému NIS Medea od společnosti STAPRO s.r.o. a z nemocniční databáze v systému MARIE PACS. Celkově byla získána data od 47 pacientek. Kontrola dat byla provedena v červenci 2023. Informace ze zdravotnické dokumentace byly přepsány do souboru Microsoft Office – Excel (2021/365). Jednalo se především o zaznamenání informací o kvalitě získaných obrazů a subjektivního hodnocení snímků lékaři. Následně byla data zpracována pomocí metody analýzy výsledků a dále bylo provedeno statistické vyhodnocení. Program IBM SPSS Base verze 29 byl použit pro statistické zpracování. Soubor s daty byl uložen a zálohován na USB flash disk s heslem. Všechna data byla anonymizována a účastnice výzkumu byly identifikovány pomocí jednotného kódování. Vzhledem k tomu, že se jednalo o retrospektivní studii, nebyla žádná zátěž ani rizika, která by ohrožovala účastnice výzkumu. Během výzkumného procesu byly dodrženy všechny etické zásady a platná legislativa týkající se práv a ochrany osobních údajů pacientek.

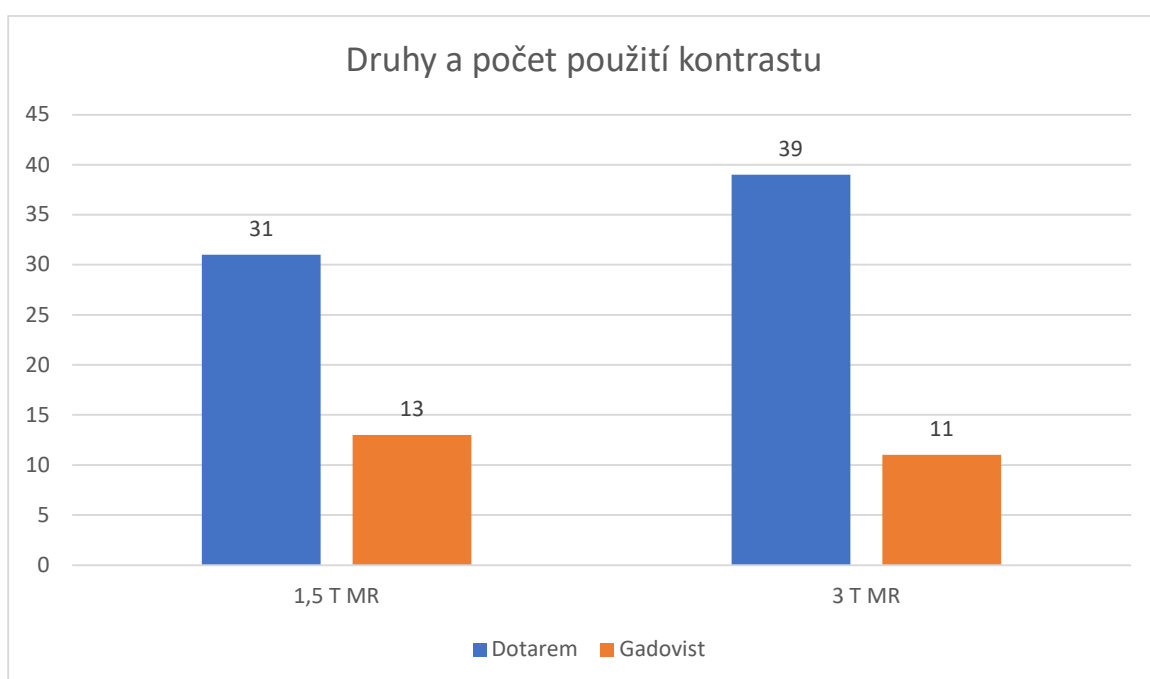
7.6 Realizace výzkumu

Data do výzkumu byly čerpána v časovém rozmezí od 16.4.2012 do 1.3.2023 ve Fakultní nemocnici Olomouc na Radiologické klinice. V tomto období byly vybrány ženy, které podstoupily poslední vyšetření prsu na magnetické rezonanci o intenzitě 3 T a které zároveň v minulosti podstoupily stejné vyšetření na magnetické rezonanci o intenzitě 1,5 T. Celkově byla získána data od 47 pacientek. Následně byly vytvořeny dvě kontrolní skupiny. První skupina obsahovala data o vyšetření prsů získaných z 1,5 T MR. Druhá skupina obsahovala data od stejných pacientek, ale údaje pocházela z 3 T MR.

Jak bylo zmíněno v kapitole Kontrastní látky využívané pro MR prsu – kontrastní vyšetření prsní tkáně se ve Fakultní nemocnici Olomouc provádí pomocí paramagnetických kontrastních látek Dotarem nebo Gadovist. Obě látky se používají pro oba přístroje, jak pro ten s intenzitou magnetického pole 1,5 T, tak i pro ten s větší intenzitou. V rámci výzkumu nebyl brán zřetel na to, zda během vyšetření byla naaplikována látka Dotarem, nebo Gadovist. Bylo stanoveno, že na zařízení s nižší intenzitou pole bude ženám aplikováno standardizované množství kontrastu, tedy 10 ml Dotaremu a 8 ml Gadovistu. A u 3 T strojů bude použito menší množství kontrastní látky, tedy 8 ml Dotaremu a 5 ml Gadovistu. Při rešeršní práci nebyla nalezena žádná studie, která by na podobné téma byla napsána. Tudíž množství použitého kontrastu bylo stanoveno na základě randomizované prospektivní studie z roku 2019, kde byly 104 ženám provedeny dvě vyšetření prsu na 3 T CE-MRI přístroji s odstupem 24–72 hodin. U prvního snímání byla pacientkám

naaplikována tříčtvrtinová dávka (0,075 mmol/kg) vysoce relaxačního GBCA gadobenát dimegluminu. U druhého vyšetření jim byla podána 1,5krát vyšší dávka (0,15 mmol/kg) gadoterát megluminu. Nasnímané obrazy poté hodnotili nezávisle na sobě tři radiologové. Jimi byla hodnocena detekce lézí, specifická a diagnostická přesnost. Výsledky studie ukázaly, že tříčtvrtinová dávka kontrastu nebyla pro detekci prsních lézí horší než vyšší dávka. Také podání menšího množství přineslo vyšší specifitu a diagnostickou přesnost. (Clauser, 2018, s. 1157-1165)

Na grafu je znázorněn počet použití konkrétní kontrastní látky ve vztahu k intenzitě magnetického pole.



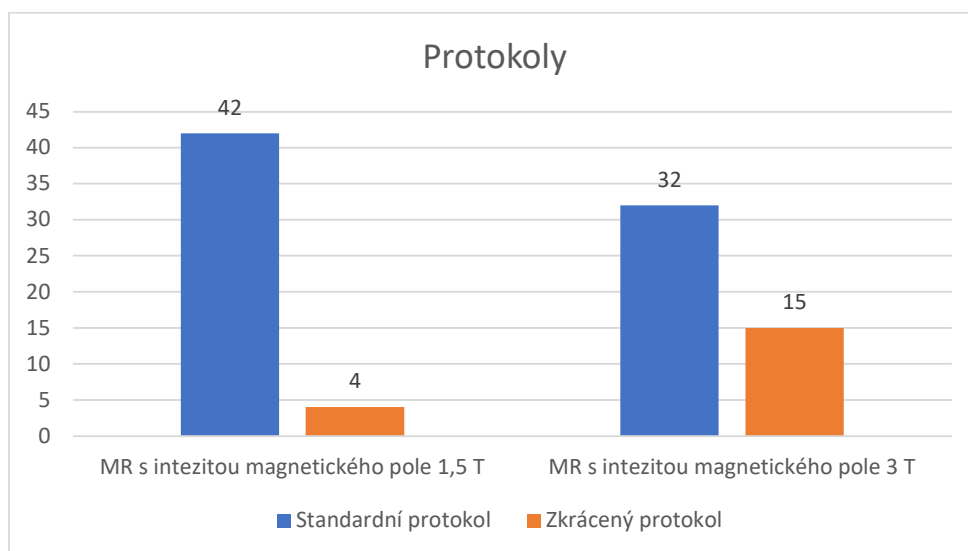
Obrázek 2: Počet použití konkrétní kontrastní látky ve vztahu k intenzitě magnetického pole

Zdroj: vlastní výzkum

Vyšetření prsu se pomocí magnetické rezonance provádí ve Fakultní nemocnici Olomouc na dvou přístrojích. První je Magnetom Aera od značky Siemens Healthineers. Intenzita magnetického pole je 1,5 T. Druhý je Magnetom Vida od značky Siemens Healthineers. Intenzita magnetického pole je 3 T. Vyšetření na obou strojích se uskutečňuje pomocí 18 kanálové bímamární cívkou.

Jak bylo zmíněno v kapitole Magnetická rezonance prsu z pohledu radiologického asistenta, vyšetření prsní tkáně se provádí buď pomocí standardního protokolu, nebo pomocí zkráceného (rychlejšího) protokolu. Oba protokoly se provádí na obou přístrojích. Většinou

se protokol určený pro standardní vyšetření prsu dělá například v případě, že pacientka přichází poprvé na vyšetření prsní tkáně pomocí MR. Zkrácený protokol je pak využíván hlavně při kontrolních vyšetření. V rámci výzkumu nebyl brán zřetel na to, jestli byl proveden standardní nebo zkrácený protokol, a to z důvodu, že to nemá přímý vliv na kvalitu snímků. Na grafu je znázorněn počet provedení standardního a zkráceného protokolu ve vztahu k intenzitě magnetického pole.



Obrázek 3: Počet provedení standardního a zkráceného protokolu ve vztahu k intenzitě magnetického pole

Zdroj: vlastní výzkum

Je zde zcela patrné, že protokoly určené pro snímání prsu se odlišují svou samotnou časovou délkou, ale i délkou jednotlivých sekvencí. Rozdíl je patrný nejen podle toho, zda jde o standardní nebo zkrácený protokol. Odlišnost je i mezi přístroji o různé intenzitě magnetického pole. Magnetická rezonance o vyšší intenzitě magnetického pole umožňuje rychlejší skenování tkáně prsu. Zde jsou uvedeny protokoly s uvedenými délkami jednotlivých sekvencí, které se používají ve Fakultní nemocnici Olomouc.

Protokol určený na standardní vyšetření prsu na přístroji 1,5 T je na Radiologické klinice ve Fakultní nemocnici Olomouc sestavený z následujících částí:

1. toposcan (localizer) 00:11
2. STIR_cor p2 03:47
3. ep2d_diff_tra_spair 02:52

Aplikace kontrastní látky Dotarem 10 ml/ Gadovist 8 ml.

4. T1_fl3d_tra_FS dynam. 1+4 05:50
5. T1_fl3d_sag_spair 02:10

Eventuálně na žádost lékaře se mohou dodělat tyto sekvence:

6. T2_tse_tra_p2 03:42
7. T2_tse_tra_spair 04:33

Celý protokol trvá přibližně 20 minut.

Protokol určený na standardní vyšetření prsu na přístroji 3 T je na Radiologické klinice ve Fakultní nemocnici Olomouc sestavený z následujících částí:

1. toposcan (localizer) 00:11
2. STIR_cor_p3_3 mm 04:58
3. ep2d_diff_spair_tra_p2_s2 02:30

Aplikace kontrastní látky Dotarem 8 ml/ Gadovist 5 ml.

4. T1_fl3d_spair_tra_b1shim_dyn_1+4 05:28
5. T1_fl3d_spair_sag_b1shim_dx 01:20
6. T1_fl3d_spair_sag_b1shim_sin 01:20

Eventuálně na žádost lékaře se mohou dodělat tyto sekvence:

7. T1_fl3d-tra_high_res_VIEWS_b1shim 03:57
8. T2_tse_spair_tra_p2 03:17
9. T2_tse_tra_p2 03:17

Celý protokol trvá přibližně 15 minut

Protokol určený pro zkrácené vyšetření prsu na přístroji 1,5 T je na Radiologické klinice ve Fakultní nemocnici Olomouc sestavený z následujících částí:

1. toposcan (localizer) 00:11

Aplikace kontrastní látky Dotarem 10 ml/ Gadovist 8 ml.

2. T1_fl3d_tra_FS dynam. 1+2 03:40

Celý protokol trvá přibližně 10 minut.

Protokol určený pro zkrácené vyšetření prsu na přístroji 3 T MR je na Radiologické klinice ve Fakultní nemocnici Olomouc sestavený z následujících částí:

1. toposcan (localizer) 00:11

Aplikace kontrastní látky Dotarem 8 ml/ Gadovist 5 ml.

2. T1_fl3d_spair_tra_b1shim_dyn_1+2 03:27

Celý protokol trvá přibližně 8 minut.

Standartní protokoly určené pro vyšetření prsu pomocí magnetické rezonance ve Fakultní nemocnici Olomouc zahrnují následující kroky. Nejdříve se provede lokalizace ve 3 základních rovinách. Ta je stejná a trvá stejně dlouho u obou typů přístrojů. Dále se pořídí STIR snímky v koronální rovině a difúzní vážené obrazy. Snímání STIR snímků je rychlejší u 1,5 T. Ale difúze jsou pak rychlejší u 3 T. Z difúzních obrazů jsou následně tvořeny ADC mapy. Po aplikaci kontrastní látky se nahrají 3D kontrastní obrazy. Kontrastní obrazy se pořizují v transverzální rovině. Nejprve se nasnímá jeden před podáním kontrastní látky a poté čtyři po podání KL. Zde je opět rozdíl v rychlosti snímání. 3 T je o 22 sekund rychlejší. Software jsou následně vytvořené subtrahované obrazy, což jsou obrazy po podání kontrastních látek, ze kterých je odečteno pozadí oblasti před podáním KL. Softwarem jsou také vytvořené MIP (maximum intensity projection) obrazy. Tyto snímky jsou dvourozměrné a zobrazují pouze pixely s nejvyšší intenzitou signálu, které byly pozorovány během vyšetření. Nakonec se pořizují postkontrastní 3D vážené obrazy v sagitální rovině, které slouží k přesné lokalizaci ložisek. Při tomto snímání je rychlejší 1,5 T.

Zkrácené protokoly určené pro vyšetření prsu pomocí magnetické rezonance ve Fakultní nemocnici Olomouc zahrnují následující kroky. Nejdříve se provede lokalizace ve 3 základních rovinách. Ta je stejná a trvá stejně dlouho u typů přístrojů. Po aplikaci kontrastní látky se nahrají 3D kontrastní obrazy. Kontrastní obrazy se pořizují v transverzální rovině. Nejprve se nasnímá jeden před podáním kontrastní látky a poté dva po podání KL. Zde je opět rozdíl v rychlosti snímání. 3 T je o 13 sekund rychlejší. Software jsou následně vytvořeny také subtrahované obrazy.

Po stanovení výzkumného souboru byly v nemocničním systému MARIE PACS na jednotlivých snímcích pacientek hodnoceny tyto parametry: míra absorpce v prsní tkáni (SAR), prostorové rozlišení na FoV (Field of View), poměr signálu k šumu (SNR) mezi prsní tkání a okolím a průměrná hodnota signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastní

látky. Hodnoty byly měřeny u každé pacientky dvakrát. Jednou na 1,5 T a podruhé na 3 T MR. Měření bylo zaslepené a nebylo rozlišeno u 1,5 a 3 T MR.

Intenzita magnetického pole ovlivňuje parametry zobrazování, jako jsou prostorové rozlišení, poměr signálu k šumu (SNR) a další. Díky nim může docházet k zhodnocení kvality MR obrazu. Proto se jimi tento výzkum bude zabývat.

Ve studii, v které došlo k srovnání 1,5 a 3 T přístrojů při vyšetření prsu u nově diagnostikovaných pacientek s rakovinou prsu, bylo uvedeno, že 3 T přístroje mají daleko lepší schopnost detekovat případnou patologii prsní tkáně. A to jednak kvůli vyššímu SNR, tak i díky lepšímu prostorovému rozlišení. V této studii bylo uvedena velikost zorného pole, matice, tloušťka jednotlivých řezů a velikost voxelů u 1,5 a 3 T přístrojů na T1 vážených obrazech. Stroj s menší intenzitou magnetu mělo zorné pole 340 mm, matici 320x320, tloušťku jednotlivých řezů 1 mm a velikost voxelů 1,0x1,0x1,0 mm³. 3 T přístroj měl velikost zorného pole 323 mm, matici 448x448, tloušťku jednotlivých řezů 0,7mm a velikost voxelů 0,7x0,7x0,7 mm³. Autoři také uvedli, že SNR u 3 T přístrojů je 1,7–1,8krát větší než u 1,5T. Proto 3 T MR poskytuje lepší kvalitu obrazu. (Butler, 2013)

Na základě rešeršní činnosti a výše uvedené studie bylo prostorové rozlišení na FoV (Field of View) měřeno na prvních subtrahovaných obrazech. Hodnota prostorového rozlišení byla odečtena z DICOM atributů.

Na základě studie z roku 2007 byla stanovena technika pro měření poměru signálu k šumu (SNR) pro tento výzkum. Ve zmíněné studii autoři měřili SNR na MR obrazech při vlivu vícekanálových cívek, paralelního zobrazování a rekonstrukčních filtrů. Pro měření použili mimo jiné jednu z nejpoužívanějších technik. Ta je založená na porovnání signálu ve dvou oblastech zájmu (ROI) na jednom snímku. Jedna je v tkáni zájmu k určení intenzity signálu a druhá je na pozadí snímku k měření intenzity šumu. Následně byla pomocí níže uvedeného vzorečku vypočtena hodnota SNR. (Dietrich, 2007)

$$SNR_{\text{mean}}(k) = \frac{S_{\text{mean}}}{\sigma_{\text{mean}}} = \frac{\text{mean}(S_N(r,k))}{\sqrt{\frac{2}{\pi} \text{mean}(S_N(r,k))}} = \frac{m_{\text{tissue}}}{\sqrt{\frac{2}{\pi} m_{\text{air}}}}$$

V tomto výzkumu byl taky poměr signálu k šumu měřen mezi prsní tkání a okolním vzduchem. Měření probíhalo na první T1 nativních obrazech. Průměrná hodnota byla stanovena pomocí kruhového označení místa zájmu (ROI) o průměru 3–4 mm a obsahu 6,5 – 13,5 mm². V tkáni byla ROI měřena uprostřed prsu, na úrovni bradavky levého prsu. ROI okolí bylo

zaznamenáváno mezi levým a pravým prsem. Po vložení ROI se zobrazil seznam různých veličin, které se týkaly vybrané oblasti. Mezi nimi byla i hodnota STD. Následně došlo k vypočítání hodnot SNR pomocí výše zmíněného vzorečku.

Na to navázalo měření průměrné hodnoty signálu. Ta byla měřena po podání kontrastní látky v arteria mammaria interna. Měření probíhalo na prvních subtrahovaných obrazech. Hodnota byla stanovena pomocí kruhové označení místa zájmu (ROI) o průměru 2–3 mm a obsahu 3,5 – 6,5 mm². V tkáni byla ROI měřena v arteria mammaria interna, na úrovni bradavky levého prsu. Po vložení ROI se zobrazil seznam různých veličin, které se týkaly vybrané oblasti. Mezi nimi byla i hodnota Avg, neboli průměrného zčernání/zesvětlení obrazu. Podle studie z roku 2012, kde došlo k srovnání 1,5 a 3 T MR u vyšetření karotického ateromu, je poměr kontrastu k šumu daleko vyšší u 3 T přístrojů než u těch 1,5 T. Je až 1,5–1,8krát větší. To pak má pozitivní vliv na SNR, což má významný přínos při zobrazení ateromu na 3 T MR. (Young, 2012)

Na závěr byla měřena specifická míra absorpce (SAR). Ta byla měřena na prvních subtrahovaných obrazech. Hodnota SAR byla odečtena z DICOM atributů. Tato veličina je pro kvalitu obrazu také velmi důležitá. Bohužel nebyl při rešeršní činnosti nalezen žádný výzkum, který by dával do souvislosti SAR a prsní tkáň. Ale v literatuře je uvedeno, že SAR roste s druhou mocninou zevního magnetického pole. Tedy u 3 T přístrojů je až čtyřnásobně větší než u 1,5 T magnetů. (Žižka, 2015, s. 10, 15, 16)

Hodnoty SAR, Avg, SNR a FoV byly následně ještě jednou přeměřeny, překontrolovány a zprůměrovány. Jejich výsledné hodnoty jsou tedy průměr dvou měření. Posléze byly zjištěné hodnoty statisticky zhodnoceny a porovnány mezi jednotlivými přístroji o různé intenzitě magnetického pole.

Dále došlo k zhodnocení získaných snímků, zda bude dosaženo dostatečné diagnostické výtěžnosti vyšetření i přes podání menšího množství kontrastní látky u 3 T přístroje. Hodnocení provedli nezávisle na sobě dvě lékaři. První doktor byl ve výzkumu označen za více zkušeného, díky jeho dvanácti leté praxi v oboru mamární diagnostiky. Druhý doktor byl označen za méně zkušeného, díky jeho kratší praxi v oboru (sedmi leté). Radiology byla posuzována přítomnost a množství artefaktů, kontrast v nativu, sycení kontrastem a celková hodnotitelnost vyšetření. Parametry byly tedy hodnoceny u každé pacientky dvakrát. Jednou na 1,5 T a podruhé na 3 T MR. Měření bylo zaslepené a nebylo rozlišeno u 1,5 a 3 T MR.

Intenzita magnetického pole ovlivňuje parametry zobrazování, jako jsou přítomnost artefaktů, hodnotitelnost a další. Díky nim může docházet k zhodnocení kvality MR obrazu. Proto se jimi tento výzkum bude zabývat. V rámci rešeršní činnosti nebyl nalezen žádný článek, který by srovnával vyšetření prsu na 1,5 a 3 T MR. Proto tohle bude první výzkum, který se tím bude zabývat.

Přítomnost a množství artefaktů bylo hodnoceno subjektivně na prvních T1 nativních obrazech. Byla stanovena škála 0-2, kde byla nula použita do 25 % artefaktů. Jednička byla přiřazena v případě přítomnosti 25-50 % artefaktů a dvojka při artefaktech nad 50 %.

Kontrast v nativu byl hodnocen na prvních T1 nativních obrazech. Opět byla stanovena škála 0-1. Nula byla použita pro horší kontrast a jednička pro lepší. Hodnocení kontrastu bylo provedeno zkušeným lékařem jako podíl v intenzitě tukové tkáně a musculus pectoralis major. Méně zkušený doktor hodnocení provedl subjektivně.

Méně zkušeným lékařem byl hodnocen kontrast po podání kontrastní látky na prvních subtrahovaných obrazech. Zkušeným lékařem bylo provedeno zprůměrování hodnocení mezi prvními subtrahovanými obrazy a MIP obrazy. Opět byla stanovena škála 0-1. Nula byla použita pro horší kontrast a jednička pro lepší. Zhodnocení bylo provedeno v arteria mamaria interna na úrovni bradavky levého prsu.

Hodnotitelnost byla posuzována subjektivně napříč jednotlivými sekvencemi. Opět byla stanovena škála 0-1. Nula byla použita pro horší hodnotitelnost a jednička pro lepší.

Následně byly zjištěné hodnoty statisticky zhodnoceny a porovnány mezi jednotlivými přístroji o různé intenzitě magnetického pole v rámci hodnocení jednotlivých lékařů. Poté byly provedeny korelace mezi lékaři. Bylo souzeno, do jaké míry se jejich hodnocení obrazů shoduje.

7.7 Metody zpracování dat

Získaná data byla převedena do tabulky programu Microsoft Office – Excel (2021/365). Cílem výzkumné části diplomové práce bylo získat odpověď na výzkumné otázky a potvrdit či vyvrátit stanovené hypotézy. Proto bylo zapotřebí zvolit vhodné statistické metody. Za tímto účelem bylo statistické zpracování dat konzultováno se statističkou RNDr. Evou Reiterovou, Ph.D. Ke statistickému zpracování byl využit program IBM SPSS Base verze 29. Byly použity metody parametrického i neparametrického testování statistických hypotéz. Jako nástroj pro zpracování nasbíraných dat byl využit Párový T-Test, Procentový

T-Test a Spearmanova korelace. Cílem bylo zjistit, zda jsou mezi testovanými parametry statisticky významné rozdíly. Parametrický párový T – Test byl využit pro statistické hodnocení míry absorpce v prsní tkáni (SAR), prostorového rozlišení na FoV (Field of View), poměru signálu k šumu (SNR) mezi prsní tkání a okolím a průměrnou hodnotu signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastní látky na jednotlivých snímcích (hypotézy 1-4). Testování probíhalo na hladině statistické významnosti 0,001. Podle výsledků zmíněného testu bylo možné konstatovat, jestli platí nulová nebo alternativní hypotéza.

Neparametrický Procentový T – Test byl použit pro statistické hodnocení přítomnosti a množství artefaktů, kontrastu v nativu, sycení kontrastem a celkové hodnotitelnosti vyšetření (hypotézy 5, 8, 11 a 14). Testování probíhalo na hladině statistické významnosti 0,05. Podle výsledků zmíněného testu bylo možné konstatovat, jestli platí nulová nebo alternativní hypotéza.

Neparametrická Spearmanova korelace byla použita pro testování korelací mezi hodnocení lékařů (hypotézy 6, 7, 9, 10, 12, 13, 15 a 16). Testování probíhalo na hladině statistické významnosti 0,01 pro hodnocení artefaktů a 0,05 pro zbylé tři parametry. Podle výsledků zmíněného testu bylo možné konstatovat, jestli platí nulová nebo alternativní hypotéza. Součástí hodnocení výsledků bylo také popsat limity provedeného výzkumu.

7.8 Výsledky výzkumu ve vztahu k cílům práce

7.8.1 Míra absorpce

Prvním zkoumaným parametrem byla míra absorpce energie (SAR) v prsní tkáni. Zjišťoval se statisticky signifikantní rozdíl mezi hodnotami SAR u obou intenzit magnetického pole. Průměrná hodnota SAR byla u pacientek vyšetřených pomocí 1,5 T MR 0,25, směrodatná odchylka byla 0,09. Průměrná hodnota SAR u pacientek vyšetřených pomocí 3 T MR dosahovala 0,86, směrodatná odchylka byla 0,15.

Pro zjištění statistické významnosti byl proveden Párový T-Test. Byla stanovena hodnota testového kritéria t jako 33,81. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,001. Hodnota p v tomto případě vyšla menší než 0,001. Statistický program jí přesněji nevyčíslil. Tudíž se jedná o statisticky signifikantní rozdíl. Nulová hypotéza H_{10} byla zamítnuta a platí alternativní hypotéza H_{1A} . Míra absorpce bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

7.8.2 Prostorové rozlišení

Druhým zkoumaným parametrem bylo prostorové rozlišení na FoV. Zjišťoval se statisticky signifikantní rozdíl mezi hodnotami prostorového rozlišení u obou intenzit magnetického pole. Pro zjištění statistické významnosti bylo naplánované použít Párový T-Test. Hodnota p v tomto případě byla 1. Tudíž nedošlo k statistickému zhodnocení. A to z důvodu toho, že prostorové rozlišení bylo naprosto stejné u všech vyšetření prováděných na 1,5 T MR, tak i všech na 3 T MR. Na 1,5 T vyšlo FoV 340*340 a u 3 T MR 360*360. Nulová hypotéza H_{20} byla zamítnuta a platí alternativní hypotéza H_{2A} . Prostorové rozlišení bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

7.8.3 Poměr signálu k šumu

Třetím zkoumaným parametrem byl poměr signálu k šumu (SNR) mezi prsní tkání a okolím. Zjišťoval se statisticky signifikantní rozdíl mezi hodnotami SNR u obou intenzit magnetického pole. Průměrná hodnota SNR byla u pacientek vyšetřených pomocí 1,5 T MR 8,73, směrodatná odchylka byla 3,24. Průměrná hodnota SNR u pacientek vyšetřených pomocí 3 T MR dosahovala 16,90, směrodatná odchylka byla 6,60.

Pro zjištění statistické významnosti byl proveden Párový T-Test. Byla stanovena hodnota testového kritéria t jako 13,34. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,001. Hodnota p v tomto případě vyšla menší než 0,001. Statistický program jí přesněji nevyčíslil. Tudíž se jedná o statisticky signifikantní rozdíl. Nulová hypotéza H_{30} byla zamítnuta a platí alternativní hypotéza H_{3A} . Poměr signál k šumu (SNR) mezi prsní tkání a okolím bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

7.8.4 Průměrná hodnota signálu

Čtvrtým zkoumaným parametrem byla průměrná hodnota signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastní látky. Zjišťoval se statisticky signifikantní rozdíl mezi průměrnými hodnotami signálu u obou intenzit magnetického pole. Průměrná hodnota signálu byla u pacientek vyšetřených pomocí 1,5 T MR 137,05, směrodatná odchylka byla 41,12. Průměrná hodnota signálu u pacientek vyšetřených pomocí 3 T MR dosahovala 175,05, směrodatná odchylka byla 45,49.

Pro zjištění statistické významnosti byl proveden Párový T-Test. Byla stanovena hodnota testového kritéria t jako 8,34. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,001.

Hodnota p v tomto případě vyšla menší než 0,001. Statistický program jí přesněji nevyčíslil. Tudíž se jedná o statisticky signifikantní rozdíl. Nulová hypotéza H_{40} byla zamítnuta a platí alternativní hypotéza H_{4A} . Průměrná hodnota signálu v arteria mamma interna po podání kontrastní látky bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

7.8.5 Přítomnost a množství artefaktů

Pátým zkoumaným parametrem byla přítomnost a množství artefaktů. Zjišťoval se statisticky signifikantní rozdíl mezi přítomností artefaktů u obou intenzit magnetického pole.

Přítomnost artefaktů		1,5 T MR		
		0	1	Total
3 T MR	0	24	4	28
	1	28	18	46
	2	8	12	20
Total		60	34	94

Tabulka 1: Hodnocení přítomnosti a množství artefaktů u 1,5 a 3 T MR

Zdroj: vlastní výzkum

Pro zjištění statistické významnosti byl proveden Procentový T-Test. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Procentový test ukázal v součtu procentový výskyt 1 a 2 (množství obrazů s výskytem artefaktů ve škále 25-50% a nad 50%). U 1,5 T MR byl procentuální výskyt artefaktů 36 %. U 3 T MR byl procentuální výskyt artefaktů 91 %. Jedná o statisticky signifikantní rozdíl. Nulová hypotéza H_{50} byla zamítnuta a platí alternativní hypotéza H_{5A} . Množství artefaktů bude větší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

7.8.6 Korelace v hodnocení přítomnosti a množství artefaktů

Šestým zkoumaným parametrem byla korelace v hodnocení přítomnosti artefaktů mezi zkušeným a méně zkušeným lékařem u obou intenzit magnetického pole. Zjišťovala se statisticky signifikantní korelace mezi hodnocení.

Artefakty (zkušený lékař)		MR 1,5 T		
		Do 25 % artefaktů	25–50 % artefaktů	Total
MR 3 T	Do 25 % artefaktů	12	2	14
	25–50 % artefaktů	14	9	23
	Nad 50 % artefaktů	4	6	10
Total		30	17	47

Tabulka 2: Hodnocení přítomnosti a množství artefaktů zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR

Zdroj: vlastní výzkum

Artefakty (méně zkušený lékař)		MR 1,5 T		Total
		Do 25 % artefaktů	25–50 % artefaktů	
MR 3 T	Do 25 % artefaktů	12	2	14
	25–50 % artefaktů	14	9	23
	Nad 50 % artefaktů	4	6	10
Total		30	17	47

Tabulka 3: Hodnocení přítomnosti a množství artefaktů méně zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR

Zdroj: vlastní výzkum

Pro zjištění statistické významnosti byla provedena Spearmanova korelace. U 1,5 T MR byla stanovena hodnota korelačního koeficientu N jako 47. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,01. Hodnota R v tomto případě vyšla 1. Tudiž se jedná o statisticky signifikantní rozdíl. Nulová hypotéza H_{60} byla zamítnuta a platí alternativní hypotéza H_{6A} . Hodnocení artefaktů zkušeným lékařem bylo stejné jako hodnocení méně zkušeným lékařem u 1,5 T MR.

U 1,5 T MR byla stanovena hodnota korelačního koeficientu N jako 47. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,01. Hodnota R v tomto případě vyšla 1. Tudiž se jedná o statisticky signifikantní rozdíl. Nulová hypotéza H_{70} byla zamítnuta a platí alternativní hypotéza H_{7A} . Hodnocení artefaktů zkušeným lékařem bylo stejné jako hodnocení méně zkušeným lékařem u 3 T MR.

7.8.7 Kontrast v nativu

Sedmým zkoumaným parametrem byl kontrast v nativu. Zjišťoval se statisticky signifikantní rozdíl mezi kontrastem v nativu u obou intenzit magnetického pole.

Kontrast v nativu		1,5 T MR		
		0	1	Total
3 T MR	0	0	9	9
	1	72	13	85
Total		72	22	94

Tabulka 4: Hodnocení kontrastu v nativu u 1,5 a 3 T MR

Zdroj: vlastní výzkum

Pro zjištění statistické významnosti byl proveden Procentový T-Test. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Procentový test ukázal v součtu procentový výskyt obrazů s lepším kontrastem. U 1,5 T MR byl procentuální výskyt obrazů s lepším kontrastem 23 %. U 3 T MR byl procentuální výskyt obrazů s lepším kontrastem 90 %. Jedná o statisticky signifikantní rozdíl. Nulová hypotéza H_0 byla zamítnuta a platí alternativní hypotéza H_A . Kontrast v nativu bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

7.8.8 Korelace v hodnocení kontrastu v nativu

Osmým zkoumaným parametrem byla korelace v hodnocení kontrastu v nativu mezi zkušeným a méně zkušeným lékařem u obou intenzit magnetického pole. Zjišťovala se statisticky signifikantní korelace mezi hodnocení.

Kontrast v nativu (zkušený lékař)		MR 1,5 T		Total
		Horší kontrast	Lepší kontrast	
MR 3 T	Horší kontrast	0	8	8
	Lepší kontrast	39	0	39
Total		39	8	47

Tabulka 5: Hodnocení kontrastu v nativu zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR

Zdroj: vlastní výzkum

Kontrast v nativu (méně zkušený lékař)		MR 1,5 T		Total
		Horší kontrast	Lepší kontrast	
MR 3 T	Horší kontrast	0	1	1
	Lepší kontrast	33	13	46
Total		33	14	47

Tabulka 6: Hodnocení kontrastu v nativu méně zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR

Zdroj: vlastní výzkum

Pro zjištění statistické významnosti byla provedena Spearmanova korelace. U 1,5 T MR byla stanovena hodnota kontingenčního koeficientu C jako 0,033. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Hodnota p v tomto případě vyšla 0,401. Tudíž se nejedná o statisticky signifikantní rozdíl. Alternativní hypotéza H_{9A} byla zamítnuta a platí nulová hypotéza H_{90} . Hodnocení kontrastu v nativu zkušeným lékařem se lišila od hodnocení méně zkušené lékařem u 1,5 T MR.

U 3 T MR byla stanovena hodnota kontingenčního koeficientu C jako 0,067. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Hodnota p v tomto případě vyšla 0,647. Tudíž se nejedná o statisticky signifikantní rozdíl. Alternativní hypotéza H_{10A} byla zamítnuta a platí nulová hypotéza H_{100} . Hodnocení kontrastu v nativu zkušeným lékařem se lišila od hodnocení méně zkušené lékařem u 3 T MR.

7.8.9 Sycení kontrastem

Devátým zkoumaným parametrem bylo sycení kontrastem. Zjišťoval se statisticky signifikantní rozdíl mezi sycením kontrastem u obou intenzit magnetického pole.

Sycení kontrastem		1,5 T MR		
		0	1	Total
3 T MR	0	0	26	26
	1	42	26	68
Total		42	52	94

Tabulka 7: Hodnocení sycení kontrastem u 1,5 a 3 T MR

Zdroj: vlastní výzkum

Pro zjištění statistické významnosti byl proveden Procentový T-Test. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Procentový test ukázal v součtu procentový výskyt obrazů s lepším sycením kontrastem. U 1,5 T MR byl procentuální výskyt obrazů s lepším

sycením kontrastem 55 %. U 3 T MR byl procentuální výskyt obrazů s lepším sycením kontrastem 72 %. Jedná o statisticky signifikantní rozdíl. Nulová hypotéza H_{11_0} byla zamítnuta a platí alternativní hypotéza H_{11_A} . Sycení kontrastem bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

7.8.10 Korelace v hodnocení sycení kontrastem

Desátým zkoumaným parametrem byla korelace v hodnocení sycení kontrastem mezi zkušeným a méně zkušeným lékařem u obou intenzit magnetického pole. Zjišťovala se statisticky signifikantní korelace mezi hodnocení.

Sycení kontrastem (zkušený lékař)		MR 1,5 T		Total
		Horší sycení	Lepší sycení	
MR 3 T	Horší sycení	0	14	14
	Lepší sycení	33	0	33
Total		33	14	47

Tabulka 8: Hodnocení sycení kontrastem zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR

Zdroj: vlastní výzkum

Sycení kontrastem (méně zkušený lékař)		MR 1,5 T		Total
		Horší sycení	Lepší sycení	
MR 3 T	Horší sycení	0	12	12
	Lepší sycení	9	26	35
Total		9	38	47

Tabulka 9: Hodnocení sycení kontrastem méně zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR

Zdroj: vlastní výzkum

Pro zjištění statistické významnosti byla provedena Spearmanova korelace. U 1,5 T MR byla stanovena hodnota kontingenčního koeficientu C jako 0,08. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Hodnota p v tomto případě vyšla 0,581. Tudíž se nejedná o statisticky signifikantní rozdíl. Alternativní hypotéza H_{12_A} byla zamítnuta a platí nulová hypotéza H_{12_0} . Hodnocení sycení kontrastem zkušeným lékařem se lišila od hodnocení méně zkušeného lékaře u 1,5 T MR.

U 3 T MR byla stanovena hodnota kontingenčního koeficientu C jako 0,045. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Hodnota p v tomto případě vyšla 0,756. Tudíž se nejedná o statisticky signifikantní rozdíl. Alternativní hypotéza H_{13_A} byla zamítnuta

a platí nulová hypotéza H_{13_0} . Hodnocení sycení kontrastem zkušeným lékařem se lišila od hodnocení méně zkušeného lékaře u 3 T MR.

7.8.11 Celková hodnotitelnost

Jedenáctým zkoumaným parametrem byla celková hodnotitelnost vyšetření. Zjišťoval se statisticky signifikantní rozdíl mezi celkovou hodnotitelností u obou intenzit magnetického pole.

Celková hodnotitelnost		1,5 T MR		
		0	1	Total
3 T MR	0	0	15	15
	1	35	44	79
Total		35	59	94

Tabulka 10: Posuzování celkové hodnotitelnosti vyšetření u 1,5 a 3 T MR

Zdroj: vlastní výzkum

Pro zjištění statistické významnosti byl proveden Procentový T-Test. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Procentový test ukázal v součtu procentový výskyt obrazů s lepší celkovou hodnotitelností. U 1,5 T MR byl procentuální výskyt obrazů s lepší celkovou hodnotitelností 63 %. U 3 T MR byl procentuální výskyt obrazů s lepší celkovou hodnotitelností 84 %. Jedná o statisticky signifikantní rozdíl. Nulová hypotéza H_{14_0} byla zamítnuta a platí alternativní hypotéza H_{14_A} . Celková hodnotitelnost bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T.

7.8.12 Korelace v posuzování celkové hodnotitelnosti

Dvanáctým zkoumaným parametrem byla korelace v posuzování celkové hodnotitelnosti vyšetření mezi zkušeným a méně zkušeným lékařem u obou intenzit magnetického pole. Zjišťovala se statisticky signifikantní korelace mezi hodnocení.

Celková hodnotitelnost (zkušený lékař)		MR 1,5 T		Total
		Horší hodnotitelnost	Lepší hodnotitelnost	
MR 3 T	Horší hodnotitelnost	0	6	6
	Lepší hodnotitelnost	32	9	41
Total		32	15	47

Tabulka 11: Hodnocení celkové hodnotitelnosti zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR

Zdroj: vlastní výzkum

Celková hodnotitelnost (méně zkušený lékař)		MR 1,5 T		Total
		Horší hodnotitelnost	Lepší hodnotitelnost	
MR 3 T	Horší hodnotitelnost	0	9	9
	Lepší hodnotitelnost	3	35	38
Total		3	44	47

Tabulka 12: Hodnocení celkové hodnotitelnosti méně zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR

Zdroj: vlastní výzkum

Pro zjištění statistické významnosti byla provedena Spearmanova korelace. U 1,5 T MR byla stanovena hodnota kontingenčního koeficientu C jako 0,08. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Hodnota p v tomto případě vyšla 0,957. Tudíž se nejedná o statisticky významný rozdíl. Alternativní hypotéza H_{15A} byla zamítnuta a platí nulová hypotéza H_{150} . Hodnocení celkové hodnotitelnosti zkušeným lékařem se lišila od hodnocení méně zkušeného lékaře u 1,5 T MR.

U 3 T MR byla stanovena hodnota kontingenčního koeficientu C jako 0,183. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Hodnota p v tomto případě vyšla 0,202. Tudíž se nejedná o statisticky významný rozdíl. Alternativní hypotéza H_{16A} byla zamítnuta a platí nulová hypotéza H_{160} . Hodnocení celkové hodnotitelnosti zkušeným lékařem se lišila od hodnocení méně zkušeného lékaře u 3 T MR.

7.8.13 Množství kontrastní látek

Cílem práce bylo určit, zda bylo dosaženo dostatečné diagnostické výtěžnosti při podání menšího množství kontrastní látky (5-8 ml) u vyšetření prováděných na 3 T magnetické

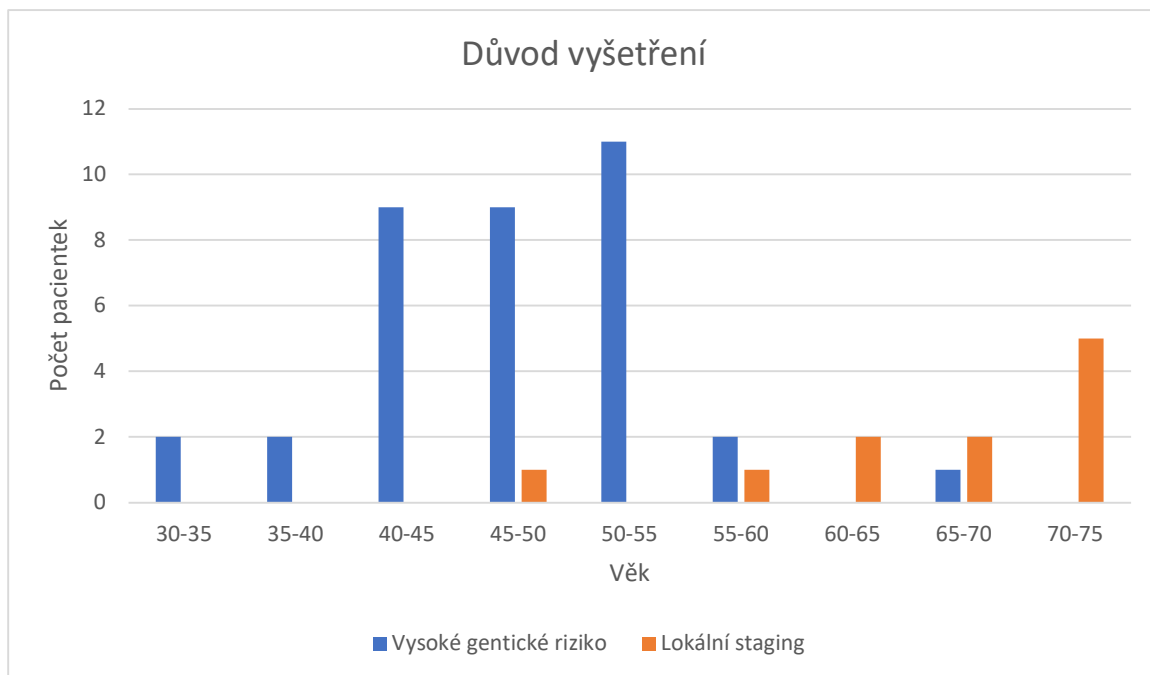
rezonanci v porovnání s vyšetřeními prováděnými na 1,5 T magnetické rezonanci, kde bylo podáno standardizované množství kontrastní látky, tedy 8-10 ml kontrastní látky. Z výše uvedených dat vyplývá, že diagnostická výtěžnost zůstala zachována, i přes podání menšího množství kontrastu u 3 T MR.

Diskuse

V této části diplomové práce je uvedeno celkové shrnutí získaných výsledků a závěrů z provedeného výzkumu. Na základě teoretických východisek je zřejmé, že intenzita magnetického pole má dopad na kvalitu výsledného obrazu a dobu vyšetření. Proto hlavním cílem práce bylo porovnat MR vyšetření prsu podle toho, zda jsou prováděna na přístrojích o magnetické intenzitě 1,5 T, nebo 3 T. Dále zhodnotit, zda bylo dosaženo dostatečné diagnostické výtěžnosti a dobré kvality obrazu při podání menšího množství kontrastní látky (5-8 ml) u vyšetření prováděných na 3 T magnetické rezonanci v porovnání s vyšetřeními prováděnými na 1,5 T magnetické rezonanci, kde bylo podáno standardizované množství kontrastní látky (8-10 ml). V rámci stanovených cílů práce bylo důležité stanovit parametry, které mohou ovlivnit obrazovou kvalitu a s ní související diagnostickou výtěžnost vyšetření. Mezi diskutované ovlivňující determinanty se řadila především míra absorpce v prsní tkáni (SAR), prostorové rozlišení na FoV (Field of View), poměr signálu k šumu (SNR) mezi prsní tkání a okolím, průměrná hodnota signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastní látky, přítomnost a množství artefaktů, kontrast v nativu, sycení kontrastem a celková hodnotitelnost vyšetření. Výsledným výstupem bylo porovnání těchto parametrů mezi jednotlivými intenzitami magnetických polí a jednotlivými hodnoceními dvou lékařů. Získaná data byla následně statisticky zpracována, díky čemuž bylo možné zhodnotit stanovené cíle a potvrdit, či vyvrátit platnost hypotéz.

Kromě již zmíněných parametrů, které byly hodnoceny na snímcích, byl o ženách, zjišťován jejich věk a důvod jejich vyšetření na MR. Celkově byla získána data od 47 pacientek. Celkový průměrný věk pacientek byl 52 let. Nejmladší pacientka měla 32 let a nejstarší 75 roků. Co se týče druhého údaje, tedy důvod vyšetření na MR, tak počet pacientek, které podstoupily vyšetření prsu na MR vzhledem k vysokému genetickému riziku, bylo 35. Z důvodu lokálního stagingu bylo vyšetřeno 9 žen. Když se tyto údaje dají do souvislosti a dojde k jejich porovnání s údaji uvedenými na stránkách Mamo.cz, jenž udává typický věk české pacientky s karcinomem prsu v intervalu od 60 do 74 let. S tím ale že 35 % všech nemocných je mladších než 60 let. Je tak patrné, že pacientky s vysokým genetickým rizikem jsou spíše mladšího ročníku narození a ženy s lokálním stagingem jsou spíše staršího data narození. To potvrdil i tento výzkum, kde skoro všechny ženy do šedesáti let (až na dvě výjimky) podstoupily MR vyšetření z důvodu genetického rizika. Věkové rozmezí bylo tedy 32 až 59 let. Po šedesátém roku života byly pacientky vyšetřovány především kvůli lokálnímu stagingu. Na následujícím

grafu je graficky znázorněna souvislost mezi důvodem vyšetření a věkem pacientek. (Epidemiologie karcinomu prsu, 2019)



Obrázek 4: Souvislost mezi důvodem vyšetření a věkem pacientek

Zdroj: vlastní výzkum

Dále byly o ženách zaznamenávány tyto parametry. První proměnná se týkala přístrojů, na kterých pacientky podstoupily vyšetření a druhá zvoleného vyšetřovacího protokolu. Vyšetření prsu se pomocí magnetické rezonance provádí ve Fakultní nemocnici Olomouc na dvou přístrojích. První je Magnetom Aera od značky Siemens Healthineers. Intenzita magnetického pole je 1,5 T. Druhý je Magnetom Vida od značky Siemens Healthineers. Intenzita magnetického pole je 3 T. Vyšetření na obou strojích se uskutečňuje pomocí 18 kanálové bimamární cívky. Po prostudování všech vyšetření, které podstoupilo 47 žen, je patrné, že 1,5 T MR má převahu v četnosti použití. To je však dáno tím, že 3 T přístroj byl ve Fakultní nemocnici Olomouc instalován relativně nedávno. Jeho využití však poslední rok roste. V tomto roce byla více jak polovina snímání provedena na přístroji o vyšší intenzitě magnetického pole. Co se týče volby vyšetřovacího protokolu, tak počet vyšetření, které byly provedeny pomocí standartního protokolu, bylo 74 (42 na 1,5 T a 32 na 3 T MR). Většinou se protokol určený pro standardní vyšetření prsu dělá v případě, že pacientka přichází poprvé na vyšetření prsní tkáně pomocí MR. U zkráceného protokolu to vycházelo trochu méně. Bylo provedeno pouze u 19 případů (4 na 1,5 T a 15 na 3 T MR). Zkrácený protokol je využíván hlavně při kontrolních (preventivních) vyšetření. Je zde patrné, že standartní protokol je volen

daleko častěji u obou intenzit polí. Zkrácený protokol je pak více používán u 3 T MR. Nebyla však prokázána souvislost mezi volbou intenzity pole a zvoleným protokolem.

Je zcela patrné, že protokoly určené pro snímání prsu se odlišují nejen svou samotnou časovou délkou, ale i délkou jednotlivých sekvencí. Rozdíl je patrný nejen podle toho, zda jde o standardní nebo zkrácený protokol, ale odlišnost je i mezi přístroji o různé intenzitě magnetického pole. Magnetická rezonance o vyšší intenzitě magnetického pole umožňuje rychlejší skenování tkáně prsu, což má vliv na celkové pohodlí pacientek. Vyšetření je pak pro ně komfortnější. Průměrná doba snímání na 1,5 T je 20 minut pro standardní protokol a 10 minut pro zkrácený protokol. U 3 T MR je to pak 15 minut pro klasické snímání a 8 minut pro kratší verzi vyšetření. Sice 3 T MR přístroj je daleko hlučnější než 1,5 T MR, ale při kratším snímání se doba strávená v místnosti s magnetem výrazně snižuje.

V druhé části práce bylo provedlo měření parametrů, na které má vliv intenzita magnetického pole. Tyto proměnné mohou následně ovlivnit kvalitu MR obrazu. Výsledky byly statisticky zpracovány za použití Párového T-Testu. Testování probíhalo na hladině statistické významnosti 0,001. Podle výsledků zmíněného testu bylo možné konstatovat, jestli platí nulová, nebo alternativní hypotéza a zda lze stanovit statisticky významný rozdíl mezi zkoumanými parametry při použití různých intenzit magnetického pole.

Byly stanoveny výzkumné otázky (zmíněné v úvodu praktické části) a z nich vyplývající hypotézy - 4 nulové a 4 alternativní. První hypotéza se zabývala mírou absorpce energie (SAR) v prsní tkáni. Průměrná hodnota SAR byla u pacientek vyšetřených pomocí 1,5 T MR 0,25, směrodatná odchylka byla 0,09. Průměrná hodnota SAR u pacientek vyšetřených pomocí 3 T MR dosahovala 0,86, směrodatná odchylka byla 0,15. Pomocí statistického testování byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,001$). Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Míra absorpce byla vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T“.

Druhá hypotéza se zabývala prostorovým rozlišením na FoV. Hodnota p v tomto případě byla 1. Tudíž nedošlo k statistickému zhodnocení. A to z důvodu toho, že prostorové rozlišení bylo naprosto stejné u všech vyšetření prováděných na 1,5 T MR, tak i u všech na 3 T MR. Na 1,5 T vyšlo FoV 340*340 a u 3 T MR 360*360. Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Prostorové rozlišení bylo vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T“.

Třetí hypotéza porovnávala poměr signálu k šumu (SNR). Průměrná hodnota SNR byla u pacientek vyšetřených pomocí 1,5 T MR 8,73, směrodatná odchylka byla 3,24. Průměrná hodnota SNR u pacientek vyšetřených pomocí 3 T MR dosahovala 16,90, směrodatná odchylka byla 6,60. Pomocí statistického testování byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,001$). Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Poměr signál k šumu mezi prsní tkání a okolím byl vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T“.

Čtvrtá hypotéza porovnávala průměrnou hodnotu signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastní látky. Průměrná hodnota signálu byla u pacientek vyšetřených pomocí 1,5 T MR 137,05, směrodatná odchylka byla 41,12. Průměrná hodnota signálu u pacientek vyšetřených pomocí 3 T MR dosahovala 175,05, směrodatná odchylka byla 45,49. Pomocí statistického testování byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,001$). Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Průměrná hodnota signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastní látky byla vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T“.

Při rešeršní činnosti bylo nalezeno poměrně málo studií, které hodnotili dopad technického pokroku na klinické výsledky. Je tedy zapotřebí dalšího výzkumu, který by potvrdil zjištěné výsledky a zpracoval otázku vlivu těchto parametrů na klinické výsledky u přístrojů s vyšší intenzitou magnetického pole. Pro srovnání výsledků z druhé části byly nalezeny alespoň tyto bibliografické zdroje a studie, které hodnotily stejné parametry.

Ačkoliv má 3 T daleko více potenciálních výhod oproti 1,5 T MR, tak samozřejmě existují i značné nevýhody. Například se jedná o potenciální zvýšenou depozitu energie v tkáních (SAR) u 3 T přístrojů. V důsledku vyššího SAR jsou pak teplotní změny lidského těla významným bezpečnostním problémem přístrojů s vyšší intenzitou magnetického pole. SAR roste s druhou mocninou zevního magnetického pole. Tedy u 3 T přístrojů je až čtyřnásobně větší než u 1,5 T MR. V tomto výzkumu vyšla hodnota SAR až třikrát větší u 3 T MR. Mezi přístupy, které pomáhají řešit problém vysokého SAR, patří následující – rychlost získávání jednotlivých obrazů, rozlišení, šířka řezů a paralelní zobrazování s vícekanálovými RF cívkami. Například přístroje od značky Siemens umožňují zvolit tři hodnoty SAR. Nízké SAR umožňuje skenování s velkou tloušťkou řezů, normální SAR provede snímání se střední tloušťkou řezů a pro vysoké SAR je pak typická menší tloušťka řezů. Vše je tedy otázka kompromisu. Pro kvalitnější obraz s minimální počtem artefaktů je žádoucí mít normální či spíše menší tloušťku řezů (tady je třeba vzít do úvahy SNR, který roste s tloušťkou řezu).

Tím se ale následně zvyšuje míra absorpce energie. Ale například při skenování v oblastech s kovovými implantáty, u klaustrofobických a pohybujících se pacientů nebo u těhotných žen (aby nedošlo k poškození plodu) se spíše volí nízké SAR a s ní související menší ohřev tkání a rychlejší doba skenování. (Rahbar, 2013), (Žižka, 2015, s. 10, 15, 16) a (MRIMASTER.com)

Měření Shellock a spol. na druhou stranu prokázalo, že za stejných podmínek je tepelný ohřev v poli 3 T menší než v poli 1,5 T. Avšak je důležité zmínit, že vznik možných rizik je srovnatelný. Tato teorie se však v tomto výzkumu nepotvrdila. (Shellock, 2013)

Výhoda 3 T MR je ta, že má vyšší SNR a kvalitnější obrazy s vyšším prostorovým rozlišením než přístroje s nižší intenzitou magnetického pole. Velikost intenzity magnetického pole a SNR jsou navzájem přímo úměrné. Zvýšením intenzity pole se zvýší podélná magnetizace. To má za následek celkové zvýšení množství produkovaného signálu, což zlepšuje poměr SNR. Tím se následně zvýší i prostorové rozlišení a zkrátí se čas skenování. To je zvláště výhodné při zobrazování s vysokým rozlišením nebo při provádění rychlých skenů u klaustrofobických nebo pohybujících se pacientů. (MRIMASTER.com)

Prostorové rozlišení závisí na FoV (Field of View). Zorné pole (FoV) označuje vzdálenost (v cm nebo mm), na kterou je pořízen nebo zobrazen snímek MR. FoV je obvykle rozděleno na několik stovek obrazových prvků (pixelů), z nichž každý má velikost přibližně 1 mm². Velikost pixelu tedy ovlivňuje FoV. Pixel zase ovlivňuje intenzita magnetického pole. Takže lze říct, že intenzita pole má vliv na FoV, šířku vzorkovacího pásma a matici obrazu. To potvrdil i tento výzkum, kde u 3 T MR bylo vyšší FoV. Rozměr strany pixelu je v určitém směru dán podílem akvizitní matice a velikostí zobrazeného pole FoV. V případě, že se změní velikost FoV a rozměr matice zůstane stejný, tak poměr signál k šumu se změní kvadraticky. To platí samozřejmě i naopak, když se změní rozměr akvizitní matice. Pokud se změní plocha pixelu na polovinu, tak získaný signál klesne na pouhou jednu čtvrtinu původní hodnoty. Při vyšším FoV dojde k zvětšení velikosti pixelu, SNR a doby skenování a ke snížení prostorového rozlišení. Aby prostorové rozlišení bylo také vysoké je potřeba zvětšit velikost matice. Výsledný obraz má ale následně menší kvalitu obrazu. Obraz je hladší. Pro skenování s vysokým rozlišením je výhodné moc FoV nezvyšovat. Výsledný obraz je pak ostřejší. (Mechl, 2014, s. 10), (Elster, 2023) a (MRIMASTER.com)

Ke stejnému závěru dospěli i autoři v této studii, v které došlo k srovnání 1,5 a 3 T přístrojů při vyšetření prsu u nově diagnostikovaných pacientek s rakovinou prsu. Ve studii bylo uvedeno, že 3 T přístroje mají daleko lepší schopnost detekovat a vizualizovat případnou

patologii prsní tkáně. Přístroje s vyšší intenzitou magnetického pole detekovaly větší počet lézí než 1,5 T MR. A to jednak kvůli vyššímu SNR, tak i díky lepšímu časovému, kontrastnímu a prostorovému rozlišení. Ale bohužel 3 T stroje měly zvýšenou náchylnost ke vzniku artefaktů. V této studii byla uvedena velikost zorného pole, matice, tloušťka jednotlivých řezů a velikost voxelů u 1,5 a 3 T přístrojů na T1 vážených obrazech. Stroj s menší intenzitou pole mělo zorného pole 340 mm, matici 320x320, tloušťku jednotlivých řezů 1 mm a velikost voxelů 1,0x1,0x1,0 mm³. 3 T přístroj měl velikost zorného pole 323 mm, matici 448x448, tloušťku jednotlivých řezů 0,7mm a velikost voxelů 0,7x0,7x0,7 mm³. Autoři uvedli, že SNR je u 3 T přístrojů 1,7–1,8krát větší než u 1,5 T. Proto 3 T MR poskytují lepší kvalitu obrazu. (Butler, 2013)

Podobného výsledku bylo dosaženo i ve studii, v které došlo na obrazech prsní tkáně k porovnání parametrů dynamického kontrastu (DCE) na 1,5 a 3 T MR. 11 pacientek podstoupilo párové MR vyšetření na přístrojích s oběma intenzity pole od značky Philips. Byla hodnocena kvalita obrazu a poměr signálu. Poměr signálu byl významně vyšší na 3 T MR než na 1,5 T MR ($p = 0,006$). Kvalitativní hodnocení ukázalo, že kvalita obrazu byla významně vyšší při 3 T ($p = 0,005$). (Pineda, 2015)

K podobnému závěru dospěl i pan profesor Tintěra ve svém článku. Ten ve svém článku na téma „MR zobrazování s magnetickým polem 3 T: teoretické aspekty a praktické srovnání s 1,5 T“ uvedl, že nárůst poměru signálu k šumu na 3 T vede k možnosti zvýšit prostorové rozlišení nebo zkrátit čas měření. Avšak také uvedl, že existuje celá řada dalších fyzikálních veličin, které mohou buď pozitivně, nebo negativně ovlivnit vyšetření. (Tintěra, 2008)

Podle studie z 2012, kde došlo k srovnání 1,5 a 3 T MR při vyšetření karotického ateromu, je poměr kontrastu k šumu daleko vyšší u 3 T přístrojů než u 1,5 T. Je až 1,5–1,8krát větší. To pak má pozitivní vliv na SNR, což má významný přínos při zobrazení ateromu na 3 T MR. Tato studie byla použita jako teoretický základ pro hodnocení průměrné hodnoty signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastní látky v rámci tohoto výzkumu. Průměrná hodnota signálu vyšla signifikantně vyšší u 3 T MR. (Young, 2012)

Na základě výsledků a rešeršní činnosti lze tedy říct, že přístroje s větší intenzitou magnetického pole mají lepší poměr signálu k šumu, prostorové rozlišení, časové rozlišení a poměr kontrastu k šumu. Na druhou stranu mají vyšší míru absorpce energie. Tyto parametry se navzájem ovlivňují. Změnou těchto parametrů dochází k lepšímu zobrazení, a tudíž k lepší kvalitě obrazu při vyšetření prsní tkáně. Výsledky měření byly v souladu s očekáváním.

V třetí části práce bylo provedlo zhodnocení získaných obrazů, zda bylo dosaženo dostatečné diagnostické výtěžnosti vyšetření i přes podání menšího množství kontrastní látky u 3 T přístroje. Hodnocení provedli nezávisle na sobě dva lékaři. Výsledky byly statisticky zpracovány za použití Procentového T-Testu. Testování probíhalo na hladině statistické významnosti 0,05. Podle výsledků zmíněného testu bylo možné konstatovat, zda platí nulová nebo alternativní hypotéza a zda lze stanovit statisticky významný rozdíl mezi zkoumanými parametry při použití různých intenzit magnetického pole. Následně byly provedeny korelace mezi hodnoceními lékařů. Výsledky byly statisticky zpracovány za použití Spearmanovy korelace. Testování probíhalo na hladině statistické významnosti 0,01 pro hodnocení artefaktů a 0,05 pro hodnocení kontrastu v nativu, syčení kontrastem a celkové hodnotitelnosti vyšetření. Podle výsledků zmíněného testu bylo možné konstatovat, zda platí nulová nebo alternativní hypotéza.

Byly stanoveny výzkumné otázky a z nich vyplývající hypotézy, 12 nulových a 12 alternativních, zmíněné v úvodu praktické části. První hypotéza v této části se zabývala přítomností a množstvím artefaktů. Procentový T-test ukázal v součtu procentový výskyt artefaktů. U 1,5 T MR byl procentuální výskyt artefaktů 36 %. U 3 T MR byl procentuální výskyt artefaktů 91 %. Pomocí statistického testování byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,05$). Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Množství artefaktů bude větší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T“.

Následující dvě hypotézy se zaměřovaly na korelaci v hodnocení přítomnosti artefaktů mezi zkušeným a méně zkušeným lékařem u obou intenzit magnetického pole. Pomocí statistického testování byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,01$) v míře shodě hodnotících lékařů u 1,5 T MR. Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Hodnocení artefaktů zkušeným lékařem bylo stejné jako hodnocení méně zkušeným lékařem u 1,5 T MR“. Následně byl pomocí statistického testování zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,01$) v míře shodě hodnotících lékařů u 3 T MR. Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Hodnocení artefaktů zkušeným lékařem bylo stejné jako hodnocení méně zkušeným lékařem u 3 T MR“.

Čtvrtá hypotéza z této části se zabývala kontrastem v nativu. Procentový T-Test ukázal v součtu procentový výskyt obrazů s lepším kontrastem. U 1,5 T MR byl procentuální výskyt obrazů s lepším kontrastem 23 %. U 3 T MR byl procentuální výskyt obrazů s lepším kontrastem 90 %. Pomocí statistického testování byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl

($p=0,05$). Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Kontrast v nativu bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T“.

Další dvě následující hypotézy se zaměřovaly na korelaci v hodnocení kontrastu v nativu mezi zkušeným a méně zkušeným lékařem u obou intenzit magnetického pole. Pomocí statistického testování byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,05$) v míře shodě hodnotících lékařů u 1,5 T MR. Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Hodnocení kontrastu v nativu zkušeným lékařem se lišilo od hodnocení méně zkušeného lékaře u 1,5 T MR“. Následně byl pomocí statistického testování zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,01$) v míře shodě hodnotících lékařů u 3 T MR. Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Hodnocení kontrastu v nativu zkušeným lékařem se lišilo od hodnocení méně zkušeného lékaře u 3 T MR“.

Sedmá hypotéza z této části se zabývala sycením kontrastem. Procentový T-Test ukázal v součtu procentový výskyt obrazů s lepším sycením kontrastem. U 1,5 T MR byl procentuální výskyt obrazů s lepším sycením kontrastem 55 %. U 3 T MR byl procentuální výskyt obrazů s lepším sycením kontrastem 72 %. Pomocí statistického testování byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,05$). Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Sycení kontrastem bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T“.

Další dvě hypotézy se zaměřovaly na korelaci v hodnocení sycení kontrastem mezi zkušeným a méně zkušeným lékařem u obou intenzit magnetického pole. Pomocí statistického testování byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,05$) v míře shodě hodnotících lékařů u 1,5 T MR. Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Hodnocení sycení kontrastem zkušeným lékařem se lišilo od hodnocení méně zkušeného lékaře u 1,5 T MR“. Následně byl pomocí statistického testování zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,05$) v míře shodě hodnotících lékařů u 3 T MR. Tím byla potvrzena nulová hypotéza „Hodnocení sycení kontrastem zkušeným lékařem se lišilo od hodnocení méně zkušeného lékaře u 3 T MR“.

Desátá hypotéza z této části se zabývala celkovou hodnotitelností vyšetření. Procentový T-Test ukázal v součtu procentový výskyt obrazů s lepší celkovou hodnotitelností. U 1,5 T MR byl procentuální výskyt obrazů s lepší celkovou hodnotitelností 63 %. U 3 T MR byl procentuální výskyt obrazů s lepší celkovou hodnotitelností 84 %. Pomocí statistického testování byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,05$). Tím byla potvrzena alternativní

hypotéza „Celková hodnotitelnost bude vyšší u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3 T než u magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 1,5 T“.

Poslední dvě následující hypotézy se zaměřovaly na korelaci v posuzování celkové hodnotitelnosti vyšetření mezi zkušeným a méně zkušeným lékařem u obou intenzit magnetického pole. Pomocí statistického testování byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,05$) v míře shodě hodnotících lékařů u 1,5 T MR. Tím byla potvrzena nulová hypotéza „Hodnocení celkové hodnotitelnosti zkušeným lékařem se lišilo od hodnocení méně zkušeného lékaře u 1,5 T MR“. Následně byl pomocí statistického testování zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p=0,05$) v míře shodě hodnotících lékařů u 3 T MR. Tím byla potvrzena nulová hypotéza „Hodnocení celkové hodnotitelnosti zkušeným lékařem se bude lišilo od hodnocení méně zkušeného lékaře u 3 T MR“.

Výše zkoumané parametry mohou ovlivnit kvalitu výsledného obrazu a následnou diagnostickou výtěžnost vyšetření. Výsledky ukázaly, že přístroj s větší intenzitou magnetického pole má signifikantně lepší kontrast v nativu. Menší kontrast může mít vliv na zhodnotitelnost obrazů, kvůli možnosti přehlídnutí případné patologie. Přístroj s intenzitou magnetického pole 3 T má také lepší sycení kontrastem oproti 1,5 T MR. A to i za aplikace menšího množství kontrastní látky. Horší sycení kontrastem může mít negativní vliv na posuzování snímků. A to především kvůli pomalejšímu či nedostatečnému nasycení případné patologie kontrastní látkou. Celková hodnotitelnost taky vyšla lépe pro 3 T přístroj. Bohužel přístroj o větší intenzitě pole je náchylnější ke vzniku artefaktů. Vyšší počet artefaktů může mít negativní vliv na hodnocení. A to kvůli možnému zakrytí případné patologie. Výsledky měření byly v souladu s očekáváním.

Dále výsledky ukázaly, že nejsou statisticky významné rozdíly mezi hodnoceními zkušeného a méně zkušeného lékaře. Ze zjištěných výsledků je patrné, že intenzita pole má vliv na hodnocení artefaktů. U 1,5 T přístroje nebyla vůbec při posuzování lékaři využita třetí hodnotící škála (přítomnost artefaktů nad 50 %). Obecně byly artefakty označovány za méně nápadné v porovnání s 3 T MR. U přístroje s vyšší intenzitou pole pak bylo na snímcích označeno více artefaktů oběma radiology. Kontrast v nativu a sycení kontrastem pak bylo lépe hodnoceno u 3 T přístroje oběma lékaři. Celková hodnotitelnost byla zkušeným lékařem označena za lepší na 3 T MR a méně zkušeným na obou intenzitách magnetického pole.

Při rešeršní činnosti bylo nalezeno poměrně málo studií, které by hodnotilo dopad technického pokroku na klinické výsledky. Je tedy zapotřebí dalšího výzkumu, který by potvrdil

zjištěné výsledky a zpracoval otázky vlivu těchto parametrů na klinické výsledky u přístrojů s vyšší intenzitou magnetického pole. Pro srovnání výsledků z druhé části byly nalezeny alespoň tyto studie, které hodnotily podobné parametry.

V první nalezené prospektivní studii z roku 2006, došlo k porovnání zobrazení prsu na 3 T a 1,5 T MR u stejných pacientek. Autoři hodnotili výskyt 53 lézí u 37 pacientek. Uvedli, že 3 T přístroje mají vyšší kvalitu obrazu a diagnostickou spolehlivost. Celkové skóre kvality obrazu bylo mírně vyšší u 3 T MR ($P < 0,01$). (Kuhl, 2006)

V další prospektivní studii byly uvedené podobné závěry. Ve studii došlo k porovnání zobrazení prsou magnetickou rezonancí při 1,5 T a 3 T. Lepší kvalita obrazu byla pozorována při 3 T MR ($p = 0,684$). Spolehlivost, kterou hodnotili dva lékaři, byla vyšší u 3 T ve srovnání s 1,5 T ($p = 0,351$). Detekce prsního karcinomu byla tedy lepší u 3 T MR v porovnání s 1,5 T MR. (Djilas-Ivanovic, 2012)

V prospektivní studii bylo provedeno porovnání vlastností MR u přístrojů s intenzitou pole 1,5 a 3 T. Srovnání bylo provedeno u stejných pacientek s nově diagnostikovaným DCIS. Autoři zjistili, že maximální velikost léze na 3T MRI více korelovala s konečnou velikostí patologie než maximální velikost léze při vyšetření 1,5T. To naznačuje, že předoperační hodnocení rozsahu onemocnění pro DCIS je přesnější u přístrojů s vyšší intenzitou magnetického pole. Autoři však nepozorovali žádné významné rozdíly v morfologických a kinetických vlastnostech mezi jednotlivými silami pole navzdory vyššímu prostorovému rozlišení a předpokládanému vyššímu kontrastnímu rozlišení na 3T MR. (Rahbar, 2015)

Na druhou stranu byla nalezena studie, které hodnotila diagnostickou přesnost u 1,5 a 3 T MR. Tato randomizovaná prospektivní studie identifikovala vysokou diagnostickou přesnost, jak pro 1,5T, tak pro 3T MR. (Dietzel, 2019) Avšak ve svém prohlášení autor zveřejnil tvrzení, že vliv parametrů sekvencí a hardwarů jednotlivých přístrojů je pravděpodobně mnohem menší, než se dříve očekávalo. Zatímco vyšetření na 1,5 T jsou levnější, 3 T má určité inherentní výhody – především potenciál snížit dávkování kontrastních látek. (Harmonay) To potvrdil i tento výzkum. Dále je téma kontrastních látek rozebráno podrobněji.

I studie Dietzel spol. z roku 2019 potvrzuje fakt, že přístroje s oběma intenzitami magnetického pole měli srovnatelně vysokou diagnostickou přesnost při zobrazení prsů. 1,5 T i 3 T jsou tedy stejně vhodné pro zobrazení prsů. (Dietzel, 2019)

Dále bylo zaznamenáváno, jaká kontrastní látka byla použita a v jakém množství. Ve Fakultní nemocnici Olomouc se kontrastní vyšetření prsní tkáně provádí pomocí paramagnetických kontrastních látek Dotarem nebo Gadovist. Obě látky se používají pro oba přístroje, jak pro ten s intenzitou magnetického pole 1,5 T, tak i pro ten s větší intenzitou. Dílčím cílem tohoto výzkumu bylo zjistit, zda při podání menšího množství kontrastní látky u 3 T přístroj bude dosaženo dostatečné diagnostické výtěžnosti v porovnání s 1,5 T strojem. V rámci výzkumu nebyl brán zřetel na to, jestli během vyšetření byla naaplikována látka Dotarem nebo Gadovist. Ale bylo stanoveno, že na zařízení s nižší intenzitou pole bude ženám aplikováno standardizované množství kontrastu, tedy 10 ml Dotaremu a 8 ml Gadovistu. A u 3 T strojů bude použito menší množství kontrastní látky, tedy 8 ml Dotaremu a 5 ml Gadovistu.

Ve vztahu použití určité kontrastní látky a využití intenzit magnetického pole je patrné, že látka Dotarem je používána častěji, jak u 1,5 T MR, tak i u té 3 T MR. To se asi dá odůvodnit zvyklostem pracoviště a aktuálními dodávkami preparátů od dodavatelů.

Na základě výsledků lze tedy říct, že i při podání menšího množství kontrastu u 3 T MR, bude lepší průměrná hodnota signálu postkontrastně, sycení kontrastem a celková hodnotitelnost vyšetření. Ze toho tedy vyplývá, že diagnostická výtěžnost bude zachována.

Podobného výsledku bylo dosaženo i v randomizované prospektivní studii z roku 2019, kde byly 104 ženám provedeny dvě vyšetření prsu na 3 T CE-MRI přístroji s odstupem 24–72 hodin. U prvního snímání byla pacientkám naaplikována tříčtvrtinová dávka (0,075 mmol/kg) vysoce relaxačního GBCA gadobenát dimegluminu. U druhého vyšetření jim byla podána 1,5krát vyšší dávka (0,15 mmol/kg) gadoterát megluminu. Nasnímané obrazy poté hodnotili nezávisle na sobě tři radiologové. Byla posuzována detekce lézí, specifita a diagnostická přesnost. Výsledky studie ukázaly, že tříčtvrtinová dávka kontrastu nebyla pro detekci prsních lézí horší než vyšší dávka. Také podání menšího množství přineslo vyšší specifitu a diagnostickou přesnost. (Clauser, 2018, s. 1157-1165)

Vzniku nežádoucích reakcí na kontrastní látky lze tedy předejít podáním menšího množství kontrastní látky u přístrojů s větší intenzitou magnetického pole, i když látky používané při vyšetření prsu málo kdy způsobující nežádoucí reakce. Nefrogenní systémová fibróza je nejzávažnější vedlejší účinek spojený s použitím gadoliniových kontrastních látek. Tato komplikace je však vzácná a lze ji předejít pomocí screeningového vyšetření ledvin

a zvážení nepodávání těchto látek pacientům s poškozenou funkcí ledvin. Proto mají 3 T MR výhodu oproti 1,5 T MR.

Také může docházet ke kumulaci kontrastních látek v mozku. Ale doposud nebyly prokázány žádné důkazy o tom, že by u pacientů docházelo kvůli ukládání kontrastních preparátů k neurologickým potížím. Avšak Evropská léková agentura (EMA) doporučila omezení používání kontrastu, aby zabránila potencionálním rizikům spojeným s touto problematikou. Klasické paramagnetické makrocyclické látky se mohou i nadále používat ve svých indikacích, v případě že nelze provést nativní vyšetření. A při jejich podání se musí dbát na použití co nejnižší potřebné dávky. To má zase další plusové body pro 3 T MR. (Nekula, 2007, s. 26-27) a (Seidl, 2012, s. 82)

Ukládání gadolinia v mozku potvrdil i článek z roku 2018. Tato přehledová studie shrnuje současné důkazy o ukládání gadolinia v těle lidí a zvířat a hodnotí účinky různých typů GBCA na ukládání gadolinia. Závěrem doručuje rozsáhlé prospektivní studie k objasnění dopadu zadrženého gadolinia v mozku. Při používání makrocyclických chelátů GBCA se doporučuje postupovat opatrně a udržovat co nejnižší dávky pro snížení akumulace gadolinia v mozku. (Guo, 2018)

Při aplikaci menšího objemu kontrastu se následně sníží i finanční náročnost celého vyšetření. Protože kupní cena injekčního roztoku Dotarem s objemem 10 ml stojí 824 korun českých. Tudíž se ušetří asi 170 korun. Roztok Gadovistu s objemem 15 ml stojí 2895 korun. Celkově je cena vyšetření asi 579 korun levnější. (Dotarem, injekční roztok) a (Gadovist, injekční roztok)

V rámci provedeného výzkumu této diplomové práce lze určit několik omezení, která by mohla mít vliv na výsledky výzkumu. Prvním omezením je malý počet žen ve výzkumném souboru. Bohužel více patientek nesplňovalo kritéria výzkumu, a tak nemohly být zařazeny do studie. Důvodem bylo, že některé pacientky nepodstoupily vyšetření prsu na 3 T MR s podáním menšího množství kontrastní látky. Navíc počet žen ovlivnil i fakt, že vyšetření magnetickou rezonancí je pacientkám jen zřídka indikováno, a to ještě za splnění přísných kritérií. V případě zobecnění výsledků na celou populaci žen v České republice, by bylo vhodné získat větší výzkumný vzorek.

Druhou okolností, která mohla ovlivnit zjištěné výsledky, je doba trvání výzkumného šetření. V případě dalšího výzkumu na podobné téma, by bylo vhodné ho provádět v delším časovém rozmezí pro sledování dlouhodobých výsledků.

Třetí limitací by mohlo být to, že se výsledky mohly lišit v závislosti na konkrétním zařízení a nastavení parametrů jednotlivých magnetických rezonancí. Pro zobecnění výsledků by bylo příhodné provést výzkum, který by zahrnoval více nemocnic, kde se provádí vyšetření prsu na 1,5 i 3 T MR na přístrojích od různých výrobců s odlišnými parametry.

Dalším faktorem, který mohl mít vliv na diagnostickou výtečnost vyšetření (která se v tomto výzkumu nezkoumala), je použití vyšetřovacího protokolu. U všech žen totiž nebyl použit stejný protokol. Bohužel pro malý počet žen, musel být tento fakt přehlédnut. Pro generalizaci výzkumu by bylo dobré zachovat pouze jeden protokol, ať ten standartní, nebo zkrácený.

Použití různým kontrastních látek by také mohlo být limitací výzkumu. Sice došlo k ponížení aplikovaných dávek u Gadovistu oproti Dotaremu. Ale pořád mají využívané preparáty jinou koncentraci účinné látky gadolinia. Bohužel pro malý počet žen, musel být tento fakt přehlédnut. Pro příští výzkum by bylo vhodné použít stejnou kontrastní látku pro celý výzkumný soubor.

Další limitací byla schopnost správně označit oblast arteria mammaria interna pomocí ROI (Region of Interest). ROI byly aplikovány do cévy v malých rozměrech a mohlo se stát, že byly umístěny trochu mimo cévu. To mohlo ovlivnit výsledky měření. Také se ne vždy povedlo vložit ROI s totožnou velikostí. Proto bylo zvoleno rozmezí průměru a obsahu. Tyto okolnosti mohly vést k malým odchylkám v parametrech hodnotících kvalitu obrazu.

Také subjektivita a délka praxe hodnotících lékařů mohla hrát roli v hodnocení získaných obrazů. Pro další výzkum by bylo lepší, kdyby zhodnocení provádělo více lékařů s různou délkou praxí v oboru.

Posledním omezením výzkumu byla jeho retrospektivní povaha. To znamená, že se porovnávaly výsledky vyšetření provedené v minulosti různými radiologickými asistenty, nikoli pouze jedním. U retrospektivní studie také nebyl zjištěn etnický původ pacientek, který nebyl zaznamenaný v jejich zdravotní dokumentaci.

Výsledky této práce mohou ovlivnit zdravotnické zařízení při volbě intenzity magnetického pole pro zobrazování prsní tkáně v klinické praxi. Je však důležité brát v úvahu výše uvedené limity a možnost dalšího výzkumu pro rozvoj tohoto tématu.

Závěr

Cílem práce bylo zjistit, zda výkonnější přístroje s větší intenzitou magnetického pole přinášejí z hlediska kvality obrazu a množství použité kontrastní látky značné výhody v diagnostice nádoru prsu. V teoretické části byly popsány různé druhy karcinomu prsu. Dále byly popsány metody využívané v mamologické diagnostice. Obecný princip magnetické rezonance a vznik jednotlivých skenovacích sekvencí jsou dalšími tématy, která byla v této části rozebírána. Teoretická část se rovněž zabývala problematikou tvorby obrazu a porovnáním 1,5 a 3 T MR přístrojů. Nakonec byly popisovány kontrastní látky používané během vyšetření a role radiologického asistenta při MR vyšetření prsu.

V rámci praktické části práce byly stanoveny výzkumné otázky a hypotézy. Pro jejich zodpovězení byl proveden kvantitativní výzkum. Byly navzájem porovnávány obrazy MR vyšetření prsu. Srovnání bylo provedeno u souboru 47 pacientek, které prodělaly vyšetření na obou přístrojích, jak na 1,5 T, tak i na 3 T magnetické rezonanci. Získané obrazy pak byly porovnávány a hodnoceny z hlediska míry absorpce v prsní tkáni, prostorového rozlišení, poměru signálu k šumu mezi prsní tkání a okolím, průměrné hodnoty signálu v arteria mammaria interna po podání kontrastu, přítomnosti a množství artefaktů, kontrastu v nativu, sycení kontrastem a celkové hodnotitelnosti vyšetření.

Na základě vyhodnocení došlo k několika závěrům. Přístroje s magnetickou rezonancí o síle 3 T poskytují lepší prostorové rozlišení, kvalitu obrazu, časové rozlišení, poměr signál/šum, sycení kontrastem, hodnotitelnost a větší množství pohybových artefaktů ve srovnání s přístroji o síle 1,5 T. To vede k lepší diagnostické přesnosti a schopnosti detekovat abnormality v prsní tkáni. A to i za podmínky, že bude použito menší množství kontrastní látky než u 1,5 T přístroje. To má pozitivní vliv na předcházení případných nežádoucích reakcí na kontrast. Tím se následně sníží i finanční náročnost celého vyšetření. Samozřejmě 3 T má i nevýhody. Mezi ně se řadí vyšší hluchnost, vyšší pořizovací náklady a omezení pro pacienty například s kovovými implantáty.

Případné rozhodnutí mezi použitím 1,5 T, nebo 3 T MR však závisí na konkrétních potřebách a prostředí zdravotnického zařízení. Je třeba zohlednit také finanční faktory, dostupnost technologií a schopnost personálu s nimi efektivně pracovat.

Výzkum by mohl být použit jako impulz pro rozsáhlejší šetření s cílem dále zdokonalovat tuto diagnostickou metodu a poskytovat nejlepší péči pacientkám s onemocněním prsu.

Referenční seznam

BASSIOUNY, Reem, Tarek YOUSSEF a Olaa HASSAN, 2012. Diagnostic performance of breast MRI with and without the addition of quantitative diffusion weighted imaging. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine* [online]. **43**(2), 311-323 [cit. 2023-03-21]. ISSN 0378603X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrnm.2011.12.012

BOULOGIANNI, G., I. CHRYSOGONIDIS a A. DREVELEGAS, 2016. Diffusion weighted MRI and spectroscopy in invasive carcinoma of the breast at 3Tesla. Correlation with dynamic contrast enhancement and pathologic findings. *Hippokratia* [online]. **20**(3), 192-197 [cit. 2023-03-21]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29097884/>

BUTLER, Reni, Christine CHEN, Reena VASHI, Regina HOOLEY a Liane PHILPOTTS, 2013. 3.0 Tesla vs 1.5 Tesla breast magnetic resonance imaging in newly diagnosed breast cancer patients. *World J Radiol.* [online]. **5**(8), 285–294 [cit. 2022-06-08]. Dostupné z: doi:0.4329/wjr.v5.i8.285

CLAUSER, Paola, Thomas HELBICH, Panagiotis KAPETAS, Katja PINKER, Maria BERNATHOVA, Ramona WOITEK, Andreas KANEIDER a Pascal BALTZER, 2018. Breast lesion detection and characterization with contrast-enhanced magnetic resonance imaging: Prospective randomized intraindividual comparison of gadoterate meglumine (0.15 mmol/kg) and gadobenate dimeglumine (0.075 mmol/kg) at 3T. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. **49**(4), 1157-1165 [cit. 2023-07-12]. ISSN 1053-1807. Dostupné z: doi:10.1002/jmri.26335

DANEŠ, Jan, 2021. *Screening a diagnostika karcinomu prsu: pro každodenní praxi*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-1239-5.

DIETRICH, Olaf, José RAYA, Scott REEDER, Maximilian REISER a Stefan SCHOENBERG, 2007. Measurement of signal-to-noise ratios in MR images: Influence of multichannel coils, parallel imaging, and reconstruction filters. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. **26**(2), 375-385 [cit. 2023-07-14]. ISSN 10531807. Dostupné z: doi:10.1002/jmri.20969

DIETZEL, Matthias, Evelyn WENKEL, Matthias HAMMON, Paola CLAUSER, Michael UDER, Rüdiger SCHULZ-WENDTLAND a Pascal BALTZER, 2019. Does higher field

strength translate into better diagnostic accuracy? A prospective comparison of breast MRI at 3 and 1.5 Tesla. *European Journal of Radiology* [online]. **114**, 51-56 [cit. 2023-07-15]. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2019.02.033

DING, Jian-Rong, Dong-Nv WANG a Jing-Li PAN, 2016. Apparent diffusion coefficient value of diffusion-weighted imaging for differential diagnosis of ductal carcinoma in situ and infiltrating ductal carcinoma. *Journal of Cancer Research and Therapeutics* [online]. **12**(2), 744-751 [cit. 2023-03-01]. ISSN 0973-1482. Dostupné z: doi:10.4103/0973-1482.154093

DJILAS-IVANOVIC, DD, NP PRVULOVIC a DD BOGDANOVIC-STOJANOVIC, 2012. Breast MRI: intraindividual comparative study at 1.5 and 3.0T; initial experience. *J BUON* [online]. **17**(1), 65-72 [cit. 2023-07-22]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22517695/>

DOHNALOVÁ, Dagmar, 2014. *Repetitorium patologie pro praktická cvičení*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4002-6.

Dotarem, injekční roztok. In: *Mediatelly* [online]. [cit. 2023-07-21]. Dostupné z: <https://mediately.co/cz/drugs/YPyMUVw0rPj2WLFcrtBraTEII0/dotarem-279-32mg-ml-injekcni-roztok#pharmacokinetic>

Dotarem, 2010. In: *SÚKL: Státní ústav pro kontrolu léčiv* [online]. Praha: SÚKL [cit. 2023-03-10]. Dostupné z: <https://www.sukl.cz/modules/medication/detail.php?kod=0065979>

ELSTER, Allen D., 2023. Questions and Answers in MRI. In: *Questions and Answers in MRI* [online]. St. Louis, Missouri [cit. 2023-07-14]. Dostupné z: <https://mriquestions.com/field-of-view-fov.html>

Epidemiologie karcinomu prsu, 2019. In: *Mamo.cz* [online]. Brno: Masarykova univerzita [cit. 2023-03-01].

FERDA, Jiří, Jan KASTNER a Radek TUPÝ, 2017. Multiparametrické zobrazení karcinomu prsu na tříteslové magnetické rezonanci pomocí osmnáctikanálové prsní cívky. *Ces Radiol* [online]. **71**(4), 272-278 [cit. 2022-06-07]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=613>

Gadovist, injekční roztok. In: *Mediatelly* [online]. [cit. 2023-07-21]. Dostupné z: <https://mediately.co/cz/drugs/YhO9eFYCQuf7LUjzZoWAUZOhpKZ/gadovist-1mmol-ml-injekcni-roztok#pdfs>

Gadovist, 2010. In: *SÚKL: Státní ústav pro kontrolu léčiv* [online]. Praha: SÚKL [cit. 2023-03-10]. Dostupné z: <https://www.sukl.cz/modules/medication/detail.php?kod=0207734>

GREENWOOD, Heather, Lisa WILMES, Tatiana KELIL a Bonnie JOE, 2020. Role of Breast MRI in the Evaluation and Detection of DCIS: Opportunities and Challenges. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. **52**(3), 697-709 [cit. 2023-03-01]. ISSN 1053-1807. Dostupné z: doi:10.1002/jmri.26985

GUO, Bang, Zhen YANG a Long ZHANG, 2018. Gadolinium Deposition in Brain: Current Scientific Evidence and Future Perspectives. *Frontiers in Molecular Neuroscience* [online]. **11** [cit. 2023-07-21]. ISSN 1662-5099. Dostupné z: doi:10.3389/fnmol.2018.00335

HARMONAY, Vikki. 1.5T & 3T MRI: Comparing Breast Images. In: *Atlantis Worldwide* [online]. [cit. 2023-07-21]. Dostupné z: <https://info.atlantisworldwide.com/blog/breast-mri-1.5t-3t-scan-results>

HEŘMAN, Miroslav, 2014. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-2901-4.

HOFVIND, Solveig, Åsne HOLEN, Hildegunn AASE, Nehmat HOUSSAMI, Sofie SEBUØDEGÅRD, Tron MOGER, Ingfrid HALDORSEN a Lars AKSLEN, 2019. Two-view digital breast tomosynthesis versus digital mammography in a population-based breast cancer screening programme (To-Be): a randomised, controlled trial. *The Lancet Oncology* [online]. **20**(6), 795-805 [cit. 2023-07-07]. ISSN 14702045. Dostupné z: doi:10.1016/S1470-2045(19)30161-5

CHALÁNKOVÁ, Anežka, 2021. *Zobrazování karcinomu prsu na magnetické rezonanci*. Olomouc. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci.

CHOI, Bo, Sung KIM, Chang PARK a Na JUNG, 2017. Correlation of Prognostic Factors of Invasive Lobular Carcinoma with ADC Value of DWI and SUVMax of FDG-PET. *Chonnam Medical Journal* [online]. **53**(2) [cit. 2023-03-01]. ISSN 2233-7385. Dostupné z: doi:10.4068/cmj.2017.53.2.133

JANOUSKOVÁ, Šárka, 2017. *Úloha radiologického asistenta při MR vyšetření prsu*. Pardubice. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice.

KLUCHOVÁ, Kateřina, 2009. *Syntéza a charakterizace nanočástic oxidů železa pro lékařské aplikace*. Olomouc. Dizertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Vedoucí práce Doc. RNDr. Radek Zbořil, Ph.D.

KOLÁŘOVÁ, Mary, 2013. *Optimalizace značení kmenových a fibroblastických buněk superparamagnetickými nanočásticemi oxidů železa*. Olomouc. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Vedoucí práce Mgr. Kateřina Poláková, Ph.D.

KRŠKA, Zdeněk, 2011. *Techniky a technologie v chirurgických oborech: vybrané kapitoly*. 1. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3815-4.

KUHL, Christiane, Petra JOST, Nuschin MORAKKABATI, Oliver ZIVANOVIC, Hans SCHILD a Jürgen GIESEKE, 2006. Contrast-enhanced MR Imaging of the Breast at 3.0 and 1.5 T in the Same Patients: Initial Experience. *Radiology* [online]. **239**(3), 666-676 [cit. 2023-07-15]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.2392050509

LEHOTSKÁ, V, K RAUOVÁ a L VANOVCANOVÁ, 2015. MR-mammography - impact on disease extent determination and surgical treatment of invasive ductal and lobular breast cancers. *Neoplasma* [online]. **62**(2), 269-77 [cit. 2022-06-07]. Dostupné z: doi:10.4149/neo_2015_032

LIUKKONEN, S., M. LEIDENIUS, T. SAARTO a J. SJÖSTRÖM-MATTSON, 2011. Breast cancer in very young women. *European Journal of Surgical Oncology (EJSO)* [online]. **37**(12), 1030-1037 [cit. 2023-07-20]. ISSN 07487983. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejso.2011.08.133

MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA a Jan ŽIŽKA, 2014. *Protokoly MR zobrazování*. 1. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-109-4.

MICHÁLKOVÁ, Eva, 2015. *Úloha magnetické rezonance v diagnostice karcinomu prsu*. Pardubice. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice.

MLADÁ, Jana a Petra VACKOVÁ, 2011. Kontrastní látky s obsahem gadolinia a nefrogenní systémová fibróza. *Urologie pro praxi* [online]. **12**(3), 189-190 [cit. 2023-02-26]. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/uro/2011/03/12.pdf>

MOLLERAN, Virginia a Mary MAHONEY, 2014. *Breast MRI*. Philadelphia: Elsevier Saunders. ISBN 978-1455740611.

MRIMASTER.com [online]. [cit. 2023-07-22]. Dostupné z: <https://mrimaster.com/index.4.html>

MUŽÍK, Jan, Ladislav DUŠEK, Jitka ABRAHÁMOVÁ a Jana KOPTÍKOVÁ, 2009. Stručný přehled epidemiologie zhoubného novotvaru prsu v České republice. *Onkologie* [online]. **3**(1), 7-11 [cit. 2023-03-01]. Dostupné z: https://www.onkologiecs.cz/artkey/xon-200901-0002_Strucny_prehled_epidemiologie_zhoubneho_novotvaru_prsu_v_Ceske_republice.php

NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ, 2007. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta. ISBN 978-80-7368-335-1.

NEUWIRTH, Jiří, Pavel FENCL a Daniel ZOUBEK, 2018. *Kompendium onkologického zobrazování: CT - MR - PET/CT - Sono - Rtg - Scinti*. 1. vydání. Praha: Neunn. ISBN 978-80-87135-92-1.

NOVÁK, Matěj, Lukáš LAMBERT a Andrea BURGETOVÁ, 2022. Doporučení pro intravaskulární podání kontrastních látek dle Evropské společnosti pro urogenitální radiologii (v. 10.0). *Ces Radiol* [online]. **76**(4), 218–221 [cit. 2023-07-04]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_2204_218_221.pdf

PAVLIŠTA, David, 2008. *Neinvazivní karcinomy prsu*. 1. vydání. Praha: Maxdorf. Jessenius. ISBN 978-80-7345-173-8.

PETRÁKOVÁ, Katarína, 2016. Lobulární karcinom prsu. *Onkologie* [online]. **10**(4), 166-169 [cit. 2023-03-01]. Dostupné z: doi:10.36290/xon.2016.036

PINEDA, F, M MEDVED, X FAN, M IVANCEVIC, H ABE, A SHIMAUCHI, G NEWSTEAD a G KARCZMAR, 2015. Comparison of dynamic contrast-enhanced MRI parameters of breast lesions at 1.5 and 3.0 T: a pilot study. *The British Journal of Radiology* [online]. **88**(1049) [cit. 2023-07-22]. ISSN 0007-1285. Dostupné z: doi:10.1259/bjr.20150021

RAHBAR, Habib, Wendy DEMARTINI, Amie LEE, Savannah PARTRIDGE, Sue PEACOCK a Constance LEHMAN, 2015. Accuracy of 3T versus 1.5T breast MRI for pre-operative assessment of extent of disease in newly diagnosed DCIS. *European Journal of Radiology* [online]. **84**(4), 611-616 [cit. 2023-07-21]. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2014.12.029

RAHBAR, Habib, Sana PARSIAN, Diana LAM, Brian DONTCHOS, Nicole ANDEEN, Mara RENDI, Constance LEHMAN a Savannah PARTRIDGE, 2016. Can MRI biomarkers at 3 T identify low-risk ductal carcinoma in situ?. *Clinical Imaging* [online]. **40**(1), 125-129 [cit. 2023-03-01]. ISSN 08997071. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinimag.2015.07.026

RAHBAR, Habib, Savannah PARTRIDGE, Wendy DEMARTINI, Bonnie THURSTEN a Constance LEHMAN, 2013. Clinical and technical considerations for high quality breast MRI at 3 tesla. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. **37**(4), 778-790 [cit. 2023-07-21]. ISSN 10531807. Dostupné z: doi:10.1002/jmri.23834

ŘEZÁČOVÁ, Jiřina a Petra JIŘÍČKOVÁ, 2009. MR mammografie, doplňková modalita diagnostiky onemocnění prsu. *Ces Radiol* [online]. **63**(1), 61-68 [cit. 2022-06-07]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=229>

SEIDL, Zdeněk, 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.

SHELLOCK, Frank G., 2013. *Reference Manual for Magnetic Resonance Safety, Implants, and Devices*. První. Los Angeles: Biomedical Research Publishing Group. ISBN 0989163253.

SHI, Ruo-yang, Qiu-ying YAO, Lian-ming WU a Jian-rong XU, 2018. Breast Lesions: Diagnosis Using Diffusion Weighted Imaging at 1.5T and 3.0T—Systematic Review and Meta-analysis. *Clinical Breast Cancer* [online]. **18**(3), 305-320 [cit. 2023-07-21]. ISSN 15268209. Dostupné z: doi:10.1016/j.clbc.2017.06.011

SCHNEIDEROVÁ, Monika, 2013. *XX. Jihočeské onkologické dny: Sborník přednášek: Diagnostika a léčba nádorů prsu*. Český Krumlov: Nemocnice České Budějovice. ISBN 978-80-905041-3-4.

Signal-to-noise ratio (MRI) [online], 2021. Radiopaedia.org [cit. 2023-07-14]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/signal-to-noise-ratio-mri>

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2017. Kontrastní látky v radiologii. In: *Lucie Súkupová* [online]. Praha [cit. 2023-02-23].

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.

ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA, 2007. *Radiační onkologie*. 1. vyd. Praha: Galén. ISBN 9788072624690.

TINDĚRA, Jaroslav, 2008. MR zobrazování s magnetickým polem 3 T: teoretické aspekty a praktické srovnání s 1,5 T. *Ces Radiol* [online]. **62**(3), 233-243 [cit. 2023-07-21]. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=190>

VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŠKA, 1996. *Moderní diagnostické metody: 3.díl Magnetická rezonance*. 1. vydání. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví Brno. ISBN 978-80-7013-225-8.

VOMÁČKA, Jaroslav, 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4508-3.

VOTRUBOVÁ, Jana, 2009. *Klinické PET a PET/CT*. 1. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-619-9.

WÁNG, Yi a Jean-Marc IDÉE, 2017. A comprehensive literatures update of clinical researches of superparamagnetic resonance iron oxide nanoparticles for magnetic resonance imaging. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery* [online]. 7(1), 88-122 [cit. 2023-02-23]. ISSN 22234292. Dostupné z: doi:10.21037/qims.2017.02.09

YILMAZ, Ravza, Gulcin ALI a Yunus AKPINAR A SPOL., 2018. Oral Presentations. *Eurasian Journal of Medicine* [online]. 50(1), 1-46 [cit. 2023-03-01]. ISSN 13088734.

YOUNG, V, A PATTERSON, E TUNNICLIFFE et al., 2012. Signal-to-noise ratio increase in carotid atheroma MRI: a comparison of 1.5 and 3 T. *The British Journal of Radiology* [online]. 85(1015), 937-944 [cit. 2023-07-15]. ISSN 0007-1285. Dostupné z: doi:10.1259/bjr/70496948

YUAN, Gaoteng, Yihui LIU, Wei HUANG a Bing HU, 2020. Differentiating Grade in Breast Invasive Ductal Carcinoma Using Texture Analysis of MRI. *Computational and Mathematical Methods in Medicine* [online]. 2020(1), 1-14 [cit. 2023-03-01]. ISSN 1748-670X. Dostupné z: doi:10.1155/2020/6913418

ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL, 2015. *Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky*. Praha: Galén. ISBN ISBN 978-80-7492-179-7.

Seznam zkratek

^{18}F -FDG – 18 fluorodeoxyglukóza

^1H – vodík

2D – dvojrozměrný

3D – trojrozměrný

ADC – aparentní difúzní koeficient

B_0 – vnější magnetické pole

B_1 – excitační magnetické pole

cm – centimetr

Co – kobalt

CT – výpočetní tomografie

DCIS – duktální karcinom in situ

DWI – difúzně vážené obrazy

EKG – elektrokardiografie

FLAIR – fluid-attenuated inversion recovery

FNOL – Fakultní nemocnice Olomouc

FoV – Field of View (zobrazované pole)

GE – gradientechové

Hz – Hertz

IDC – invazivní duktální karcinom

ILC – invazivní lobulární karcinom

kg – kilogram

KL – kontrastní látka

LCIS – lobulární karcinom in situ

MG – mamograf

MHz – megahertz

ml – mililitr

mm – milimetr

mmol – milimol

MRI – magnetic resonance imaging

NST – no special type

PACS – picture archiving and communication systém

PD – proton-denzitní

PET – pozitronová emisní tomografie

ROI – region of interest

RTG – rentgen

s – sekunda

SE – spinechový

T – Tesla

T1 – podélná relaxace protonů vodíku

T2 – příčná relaxace protonů vodíku

TE – echo time (čas echa)

TR – time to Repeat (repetiční čas)

USB – Universal Serial Bus

UZ – ultrazvuk

v. o. – vážený obraz

γ – gyromagnetická konstanta

ω – rychlost otáčení protonu

Seznam tabulek

- Tabulka 1: Hodnocení přítomnosti a množství artefaktů u 1,5 a 3 T MR
- Tabulka 2: Hodnocení přítomnosti a množství artefaktů zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR
- Tabulka 3: Hodnocení přítomnosti a množství artefaktů zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR
- Tabulka 4: Hodnocení kontrastu v nativu u 1,5 a 3 T MR
- Tabulka 5: Hodnocení kontrastu v nativu zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR
- Tabulka 6: Hodnocení kontrastu v nativu méně zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR
- Tabulka 7: Hodnocení syčení kontrastem u 1,5 a 3 T MR
- Tabulka 8: Hodnocení syčení kontrastem zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR
- Tabulka 9: Hodnocení syčení kontrastem méně zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR
- Tabulka 5: Posuzování celkové hodnotitelnosti vyšetření u 1,5 a 3 T MR
- Tabulka 7: Hodnocení celkové hodnotitelnosti zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR
- Tabulka 8: Hodnocení celkové hodnotitelnosti méně zkušeným lékařem u 1,5 a 3 T MR

Seznam obrázků

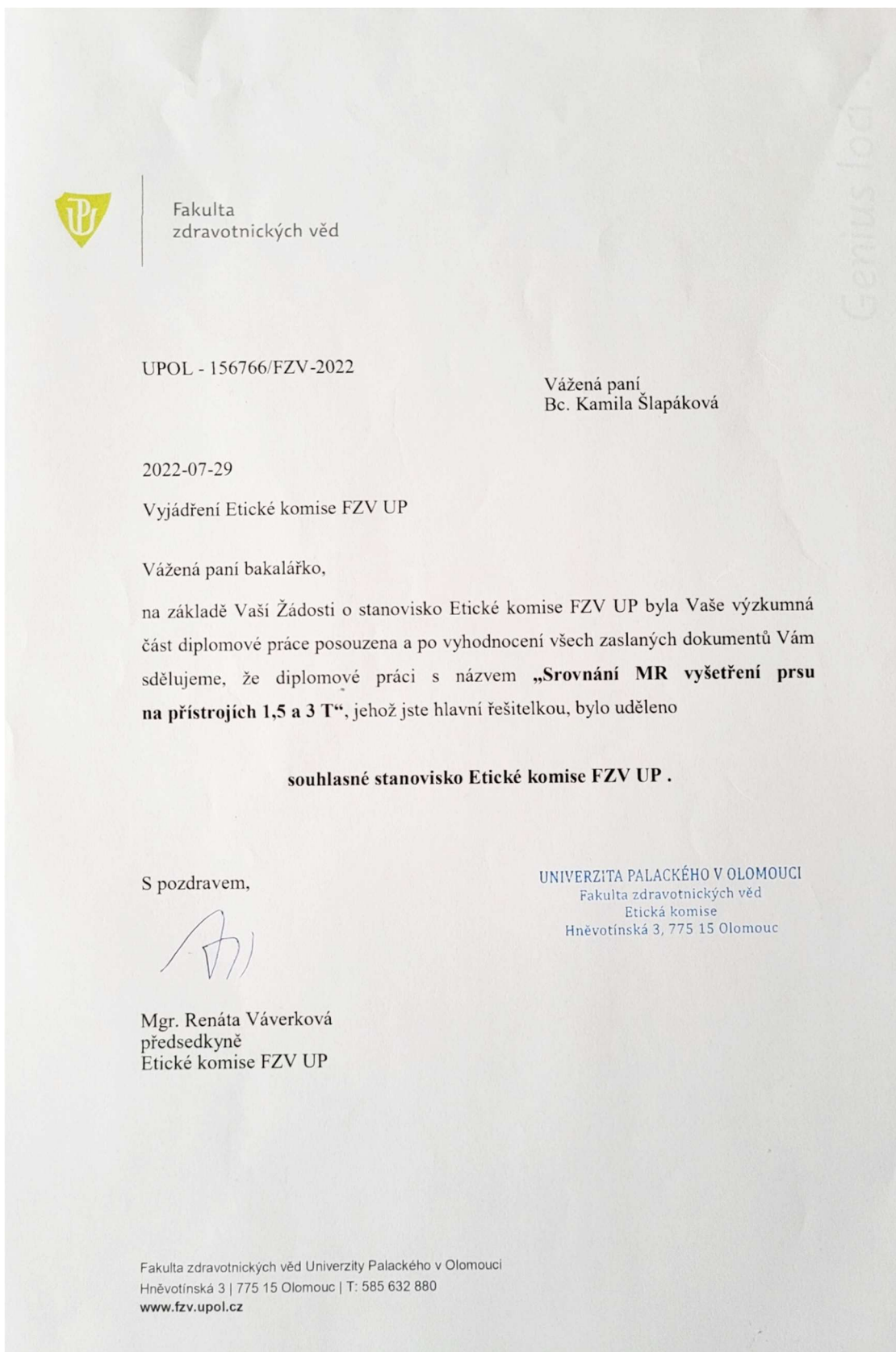
- Obrázek 1: Výsledky vyšetření
- Obrázek 2: Počet použití konkrétní kontrastní látky ve vztahu k intenzitě magnetického pole
- Obrázek 3: Počet provedení standardního a zkráceného protokolu ve vztahu k intenzitě magnetického pole
- Obrázek 4: Souvislost mezi důvodem vyšetření a věkem pacientek

Seznam příloh

- Příloha 1: Vyjádření Etické komise FZV UP
- Příloha 2: Podepsaná žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat
- Příloha 3: Schéma popisu řešeršní činnosti s využitím algoritmu řešeršní strategie

Přílohy

Příloha 1: Vyjádření Etické komise FZV UP



Příloha 2: Podepsaná žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat



FAKULTNÍ NEMOCNICE
OLOMOUC

I. P. Pavlova 185/6, 779 00 Olomouc
Tel. 588 441 111, E-mail: info@fnol.cz
IČ: 00098892

ODBOR KVALITY

Fm-MP-G015-05-ZADOST-001

verze č. 1, str. 1/2

Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat

Jméno a příjmení žadatele: Kamila Šlapáková
Datum narození: 3.3.1999 Telefon: 777203081 E-mail: kamila.slapakova01@pol.cz
Kontaktní adresa: Dukelská 432, 54401 Dvůr Králové nad Labem
Přesný název školy/fakulty: Univerzita Palackého, Fakulta zdravotnických věd
Obor studia: Zobrazovací technologie v radiodiagnostice
Forma studia: prezenční kombinovaná distanční

Téma závěrečné práce:

Srovnání MR vyšetření prsu na přístrojích 1,5 a 3 T vedoucí práce MUDr. Mária Veverková, Ph.D.

Žadatel ve FNOL koná odbornou praxi:

ANO na pracovišti: Radiologická klinika v termínu od: května 2022 do: března 2023
 NE

Žadatel je zaměstnancem FNOL:

ANO na pracovišti: _____
 NE

Pracoviště FNOL dotčená průzkumem: Radiologická klinika

Účel žádosti:

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

Požadavek na (zaškrtněte):

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

Dotazníková akce pro pacienty FNOL pro zaměstnance FNOL

Počet respondentů, kteří budou vyplňovat dotazník: _____

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

K vyplněné žádosti je nutno doložit vzor vašeho dotazníku.

Nahlášení do zdravotnické dokumentace

Předpokládaný počet kusů zdravotnické dokumentace, do které bude žadatel nahlížet: 50-100

Termín, ve kterém bude žadatel nahlížet do zdravotnické dokumentace: od: května 2022 do: března 2023

Přesná specifikace co bude žadatel vyhledávat ve zdravotnické dokumentaci: množství podané kontrastní látky při vyšetření prsu, kvalitu výsledného obrazu, pohybové artefakty ve výsledném obrazu, prostorové rozlišení ve výsledném obrazu a poměr signál/šum ve výsledném obrazu

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

Ostatní

kazuistika – počet:

vedení rozhovoru s pacientem FNOL – počet pacientů: _____

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

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

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

jiné (specifikujte):

Za které období budou data zjišťována: _____

Kdy proběhne sběr dat žadatelem: od: _____ do: _____

Přesná specifikace co bude žadatel zjišťovat:

Způsob zveřejnění závěrečné/seminární práce: Práce bude vložena do informačního systému Univerzity Palackého.

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

Poučení:

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

Žadatel (datum podpis):

1.7.2022 *Vlpařková!*

Schválil (datum podpis):

11.4.2022

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

Poznámky:

VYHLEDAVACÍ KRITÉRIA:

- **Klíčová slova v českém jazyce:** prs*, magnetická rezonance, MRI, tesla, porovnání a MR vyšetření prsu
- **Klíčová slova v anglickém jazyce:** MR breast, MR imag* breast, magnet* resonance* image*, MRI, MR, breast cancer, breast tissue, compare*, versus, screen*, 1,5 T a 3 T
- **Jazyk:** čeština a angličtina
- **Období:** 2012–2022



DATABÁZE:

EBSCO, Medvik, Scopus, Pubmed a Proquest



NALEZENO 118



VYZAŘUJÍCÍ FILTRY:

- Články, které neodpovídaly tématu práce
- Nedostupnost plného textu
- Duplicita článků



**SUMARIZACE VYUŽITÝCH DATABAZÍ S POČTEM
DOHLEDANÝCH ČLÁNKŮ:**

EBSCO - 4 zahraniční články

Medvik – 1 český článek

Scopus – 7 zahraničních článků

Pubmed – 9 zahraničních článků



CELKEM POUŽITO 28 ČLÁNKŮ