

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

**VÝZNAM MAGNETICKÉ REZONANCE PRSU  
PRO DIAGNOSTIKU A ČASNOU DETEKCI NÁDORŮ**

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**JANA HARVILOVÁ**

**Praha 2017**

**VYSOKÁ ŠKOLA ZDRAVOTNICKÁ, o. p. s., PRAHA 5**

**VÝZNAM MAGNETICKÉ REZONANCE PRSU  
PRO DIAGNOSTIKU A ČASNOU DETEKCI NÁDORŮ**

Bakalářská práce

JANA HARVILOVÁ

Stupeň vzdělání: bakalář

Název studijního oboru: Radiologický asistent

Vedoucí práce: MUDr. Petra Steyerová

Praha 2017



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

Jana Harvilová  
3. A RA

**Schválení tématu bakalářské práce**

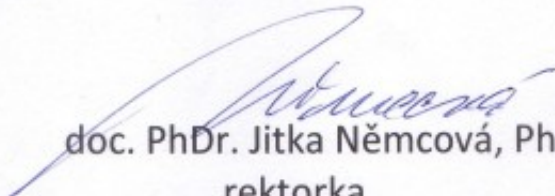
Na základě Vaší žádosti ze dne 12. 5. 2016 Vám oznamuji  
schválení tématu Vaší bakalářské práce ve znění:

Význam magnetické rezonance prsu pro diagnostiku a časnou detekci  
nádorů

*Significance of MRI for the Diagnosis and Early Detection of Breast  
Cancer*

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Petra Steyerová

V Praze dne: 1. 11. 2016

  
doc. PhDr. Jitka Němcová, PhD.  
rektorka

## **PROHLÁŠENÍ**

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

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své bakalářské práce ke studijním účelům.

V Praze dne

*podpis*

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych touto cestou poděkovala vedoucí práce MUDr. Petře Steyerové za pomoc, cenné rady, trpělivost a vstřícnost při konzultacích a vypracování mé bakalářské práce.

Dále bych chtěla poděkovat Bc. Miroslavu Kronovi, DiS a celému oddělení magnetické rezonance VFN za umožnění seznámení s MR vyšetřovacím postupem a následnou pomoc při vyhledávání dat v databázích.

## ABSTRAKT

HARVILOVÁ, Jana. *Význam magnetické rezonance prsu pro diagnostiku a časnou detekci nádorů*, Vysoká škola zdravotnická, o. p. s. Stupeň kvalifikace: Bakalář (Bc.). Vedoucí práce MUDr. Petra Steyerová. Praha. 2017.

Tématem bakalářské práce je využití magnetické rezonance k časně diagnostice karcinomů prsu. Hlavním cílem praktické výzkumné části práce je představení zkráceného protokolu a jeho porovnání s retrospektivně vytvořeným zkráceným protokolem. Následné potvrzení jeho simulovaného použití. Teoretická práce obsahuje anatomický popis, patologie a klasifikaci prsních nádorů, vyšetřovací metody k určení diagnostiky prsních nádorů a v neposlední řadě popis funkce magnetické rezonance a základních MR sekvencí. Praktické část je orientována na vlastní vyšetření MR prsu (klasické i zkrácené), indikace, roli radiologického asistenta, zobrazení nádoru v obraze magnetické rezonance a vyhodnocení naměřených dat.

Klíčová slova

Dynamická sekvence. DCIS. Enhancement. FAST MR. IDC. ILC. Magnetická rezonance. Prso. T1WI. T2WI. Vyšetřovací protokol. Zobrazení v MR obraze.

## ABSTRACT

HARVILOVÁ, Jana. *Significance of MRI for the Diagnosis and Early Detection of Breast Cancer*. Medical College. Degree: Bachelor (Bc.). Supervisor: MUDr. Petra Steyerová. Prague. 2017.

The thesis topic is the application of magnetic resonance imaging for early detection of breast cancer. The purpose of the practical part is to introduce fast protocol and compare it with retrospectively created abbreviated protocol and subsequently model using it simulated experiment. The theoretical part contains anatomical descriptions, classification of the breast tumor pathology, breast diagnostic methods. It also introduces magnetic resonance and the ways they work. The practical part focused on examination protocol (diagnostic or fast breast MR), the role of the radiographer, tumor staging and evaluation of measurement dates.

### Keywords

Breast. Dynamic sequences. DCIS. Enhancement. FAST MR. IDC. ILC. Magnetic resonance. MRI examination protocol. MRI staging of breast. T1WI. T2WI.

# OBSAH

<b>SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ</b>	
<b>SEZNAM POUŽITÝCH ODBORNÝCH VÝRAZŮ</b>	
<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK</b>	
<b>ÚVOD</b> .....	<b>15</b>
<b>1 ANATOMIE PRSU</b> .....	<b>16</b>
1.1 CÉVNÍ ZÁSOBENÍ PRSU .....	16
1.2 LYMFATICKÉ ZÁSOBENÍ A ODTOK .....	17
1.3 MLÉČNÁ ŽLÁZA .....	17
<b>2 PRSNÍ NÁDORY</b> .....	<b>20</b>
2.1 BENIGNÍ ZMĚNY A VROZENÉ VADY PRSNÍ ŽLÁZY .....	20
2.2 BENIGNÍ NÁDORY PRSU .....	21
2.3 MALIGNÍ NÁDORY PRSU .....	21
2.3.1. KLASIFIKACE NÁDORU .....	23
2.3.2. ETIOLOGIE A RIZIKOVÉ FAKTORY .....	24
<b>3 DIAGNOSTICKÉ METODY</b> .....	<b>25</b>
3.1 MAMOGRAFIE .....	25
3.1.1. TYPOLOGIE MLÉČNÉ ŽLÁZY .....	26
3.2 DUKTOGRAFIE .....	27
3.3 ULTRASONOGRAFIE .....	28
3.4 RADIOIZOTOPOVÉ METODY .....	29
3.5 BIOPTICKÉ METODY .....	29
3.6 PREVENTIVNÍ VYŠETŘENÍ PRSU .....	30
<b>4 MAGNETICKÁ REZONANCE</b> .....	<b>32</b>



4.1	MAGNETICKÉ VLASTNOSTI JADER .....	32
4.2	ZÁKLADNÍ PRINCIP MAGNETICKÉ REZONANCE .....	32
4.3	ZOBRAZOVACÍ SEKVENCE .....	35
4.4	TVORBA A REKONSTRUKCE MRI OBRAZU .....	38
4.4.1	DIGITÁLNÍ ÚPRAVY OBRAZU .....	39
4.5	ARTEFAKTY V OBRAZE MRI .....	39
4.6	CÍVKY .....	40
4.6.1	PERMANENTNĚ ZABUDOVANÉ CÍVKY .....	41
4.6.2	POVRCHOVÉ RADIOFREKVENČNÍ CÍVKY .....	41
4.7	KONTRASTNÍ LÁTKY .....	41
4.8	KONTRASTNÍ MR METODY .....	42
4.9	KONTRAINDIKACE K VYŠETŘENÍ .....	43
4.9.1	RELATIVNÍ KONTRAINDIKACE .....	44
4.9.2	ABSOLUTNÍ KONTRAINDIKACE .....	44
<b>5</b>	<b>VYŠETŘENÍ PRSU NA MAGNETICKÉ REZONANCI</b>	<b>45</b>
5.1	INDIKACE K MR VYŠETŘENÍ .....	45
5.2	ZOBRAZENÍ PRSNÍCH NÁDORŮ V MR OBRAZE .....	46
5.2.1	SPECIFIKACE LOŽISKOVÝCH ZOBRAZENÍ .....	48
5.3	VYŠETŘOVACÍ POSTUP NA MR .....	49
5.4	FAST PROTOKOL .....	50
<b>6</b>	<b>SBĚR DAT A HODNOCENÍ VÝSLEDKŮ</b>	<b>52</b>
6.1	KLASICKÝ MR PROTOKOL VFN .....	52
6.2	HODNOCENÍ SPOLEHLIVOSTI .....	54
6.2.1	VÝSLEDKY .....	55
6.2.2	INTERPRETACE VÝSLEDKŮ .....	56
6.2.3	VYBRANÉ PŘÍKLADY ZOBRAZENÍ NÁDORU .....	57

<b>7 DISKUZE.....</b>	<b>59</b>
<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>60</b>
<b>SEZNAM LITERATURY.....</b>	<b>61</b>

## SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ

Obrázek 1 – Schematické znázornění laloku a dukto - lobulární jednotky .....	18
Obrázek 2 – Typologie podle Tabára, 1-5. typ .....	27
Obrázek 3 – Křivky podélné příčné magnetizace .....	35
Obrázek 4 – Excitační a relaxační časy .....	36
Obrázek 5 – Schematické znázornění klasického a FAST protokolu.....	51
Obrázek 6 – Klinický příklad FAST protokolu, vznik substrahovaného a MIP obrazu.	51
Obrázek 7 – Diagnostický protokol VFN 1. část.....	53
Obrázek 8 – Diagnostický protokol VFN 2. část.....	53
Obrázek 9 – Pacientka č. 81.....	58
Obrázek 10 – Pacientka č. 91.....	58
Tabulka 1 – TNM klasifikace karcinomu prsu .....	23
Tabulka 2 – Kategorie Bi-RADs .....	31
Tabulka 3 – Hyposignální patologie v T2WI s potlačením tuku.....	47
Tabulka 4 – Distribuce kontrastu v neložiskovém enhancementu .....	48
Tabulka 5 – Výsledná senzitivita.....	55
Tabulka 6 – Nejednoznačná senzitivita .....	57
Graf 1 – Rozdíl senzitivity 1. a 2. dynamiky na pravé straně.....	55
Graf 2 – Rozdíl senzitivity 1. a 2. dynamiky na levé straně.....	56
Graf 3 – Nejednoznačná senzitivita .....	57

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

<b>9mTc</b> .....	metastabilní isomer technicia 99
<b>a.</b> ....	arterie
<b>Bi-RADs</b> .....	breast imaging reporting and data system
<b>BRCA</b> .....	gen, jehož mutace má za následek vysokou pravděpodobnost vzniku karcinomu prsu
<b>DCIS</b> .....	duktální karcinom in situ
<b>DWI</b> .....	difúzní vážený obraz
<b>dyn.</b> .....	dynamika
<b>FAST</b> .....	zkrácený protokol MR prsu
<b>FID</b> .....	free induction decay
<b>FoV</b> .....	field of view
<b>IDC</b> .....	invazní ductální karcinom
<b>ILC</b> .....	invazní lobulární karcinom
<b>IR</b> .....	Inversion recovery ( MR sekvence)
<b>LCIS</b> .....	lobulární karcinom in situ
<b>M</b> .....	sval
<b>MIP</b> .....	maximal intenzity projekce
<b>MPR</b> .....	multiplanární rekonstrukce
<b>MRI, MR</b> .....	magnetická rezonance
<b>MZd ČR</b> .....	Ministerstvo zdravotnictví ČR
<b>PD</b> .....	proton - denzitní
<b>PET/CT</b> .....	hybridní pozitronová emisní tomografie a počítačová tomografie
<b>RF</b> .....	radiofrekvenční pulz
<b>RTG</b> .....	rentgen
<b>SPAIR</b> .....	sekvence potlačující tuk

**STIR** ..... sekvence potlačující tuk  
**T1WI** ..... T<sub>1</sub> vážený obraz  
**T2WI** ..... T<sub>2</sub> vážený obraz  
**TDLU** ..... terminální lobulární jednotka  
**TE** ..... time to echo  
**TNM** ..... mezinárodní nádorová klasifikace  
**TR** ..... time to repetition  
**v.** ..... žíla  
**VFN** ..... Všeobecná fakultní nemocnice  
**VRT** ..... objemová rekonstrukce na MR

## SEZNAM POUŽITÝCH ODBORNÝCH VÝRAZŮ

**Adiabatické impulsy** ..... inverzní impulsy, které jsou schopné otočit podélnou a příčnou magnetizaci přesně o  $180^\circ$ , i když pole  $B_1$  je prostorově nehomogenní.

**Angiogeneze** ..... vznik, novotvorba cév

**Bimamární**... ..... dvouprsí

**Enhancement**..... zvýraznění

**FAST MR** .... ..... definovaný zkrácený protokol

**Izotropní voxel** ..... voxel ve tvaru krychle ( $x = y = z$ )

## ÚVOD

Rakovina prsu je jedním z velkých témat v naší společnosti i díky její značné medializaci. Podle ročenky Ministerstva zdravotnictví ČR se jedná o nejčastější maligní onemocnění u žen v České republice. V roce 2002 byl v České republice zahájen celostátní screeningový program, který umožňuje bezpříznakovým ženám starším 45 let docházet každé dva roky na pravidelné preventivní mamografické vyšetření, které je plně hrazené zdravotními pojišťovnami.

Pacientky, které mají genetické predispozice vedoucí ke vzniku rakoviny, jsou do programu preventivního sledování zařazeny dříve. Právě u mladých žen je denzita prsní tkáně vysoká a tím pádem se pro ně mamograf a případný ultrazvuk stávají často nedostačujícími.

Diagnostický protokol magnetické rezonance je standardizován, tak aby obsáhl celou řadu indikací, od předoperečních, stagingových a v neposlední řadě i screeningových. Právě vytvoření a validace nového zkráceného protokolu pro vyšetření bezpříznakových pacientek je cílem práce.

Teoretická část je postavená tak, aby se čtenář seznámil s problematikou vzniku nádoru, jeho klasifikací, možnostmi diagnostiky a současně pochopil princip magnetické rezonance.

Praktická část obsahuje vlastní vyšetření prsu. Popisuje postupy vyšetření na magnetické rezonanci, zabývá se zobrazením patologických lézí v MR obrazech a kinetikou sycení. Zpracovává naměřená data a posuzuje senzitivitu zkráceného protokolu.

# 1 ANATOMIE PRSU

Ženský prs je společností vnímán jako symbol ženství a sexuality. Jeho funkcí je, jako u všech savců, zajistit potravu pro potomky. Vlivem hormonů podléhá změnám od narození až do stavu klimakteria. Během této doby se mění jeho velikost, tvar a dochází k degenerativním změnám žláзовého parenchymu s věkem. Velikost prsu je dána několika faktory, jako je výživa, podnebí a věk (levý prs je obvykle větší) a vrozené dispozice. Avšak není přímo úměrná velikosti mléčné žlázy. (HLADÍKOVÁ, 2009), (ČECH, 2006)

Prs je párový orgán a nachází se v rozmezí 3. až 6. žebra, přibližně od čáry parasternální do přední axiální čáry. Můžeme jej rozdělit na čtyři pomyslné kvadranty: horní laterální, horní mediální, dolní laterální a dolní mediální. Dvorec (*Areaola mammae*) je umístěn na vrcholu prsu, v němž jsou viditelné drobné hrbolky, žlázy dvorce (*glandulae areolares*). Ve středu dvorce je umístěna prsní bradavka (*papilla mammae*), která má konický tvar a je kontrastně zbarvena od růžové až do různého odstínu hnědé. Na povrchu je viditelných 15-20 malých otvůrků, je to ústí hlavních mlékovodů (*ducti lactiferi*). (DANEŠ, 2002), (HLADÍKOVÁ, 2009)

## 1.1 CÉVNÍ ZÁSOBENÍ PRSU

Arteriální zásobení prsu je bohaté. Z mediální části prsu je vedeno cestou *a. mammaria interna* přes *a. thoracica interna* z *a. subclavia*. Laterální část je zásobena z *a. thoracodorsalis*, *a. thoracica* a *a. thoracoacromialis*.

Povrchové žíly se v prsu nacházejí v podkožním tuku a díky jemné kožní vrstvě prsu často prosvítají. Rozlišujeme dva typy průběhu, a to transverzální tok (směrem ke *sternu*) a longitudinální tok (směr k *fossa jugularis*)

Hluboké žíly svým průběhem kopírují arterie a sbíhají se do stejnojmenných kmenů. Za dvorcem se spojují a tvoří *plexus venosus areolaris*. Žíly, které odvádějí krev do *v. thoracica interna*, mají přímé napojení s plicním řečištěm, dovolují tak šíření karcinomu prsu do plic.

(PETROVICKÝ, 2002), (DANEŠ, 2002)



## 1.2 LYMFATICKÉ ZÁSOBENÍ A ODTOK

Mízní cévy vznikají spojením mízních kapilár, ty mají tenkou stěnu a tvoří se v mezibuněčných prostorech. Vytvářejí pleteně pod dvorcem a pod kůží. Mízní uzliny slouží jako filtry a podílejí se na vzniku lymfocytů.

Lymfa odtéká z prsu čtyřmi různými směry do *angulus venosus* (soutok *v. jugularis int.* a *v. subclavia*). První odtoková cesta vede přes *nodi lymphatici paramammarii*, nebo přímo do *nodi lymphatici axillares* končící v *angulus venosus*. Druhá pak přes *nodi lymphatici paramammarii* do *nodi lymphatici infraclaviculares*, a dále přes supraclavikulární uzliny do *angulus venosus*. Třetí cesta vede buď přímo do *nodi lymphatici interpectorales* anebo obloukem přes *nodi infraclaviculares* a *nodi supraclaviculares*. Čtvrtá cesta vede přes *nodi lymphatici parasternales* přímo do *angulus venosus*.

(DANEŠ, 2002), (PETROVICKÝ, 2002)

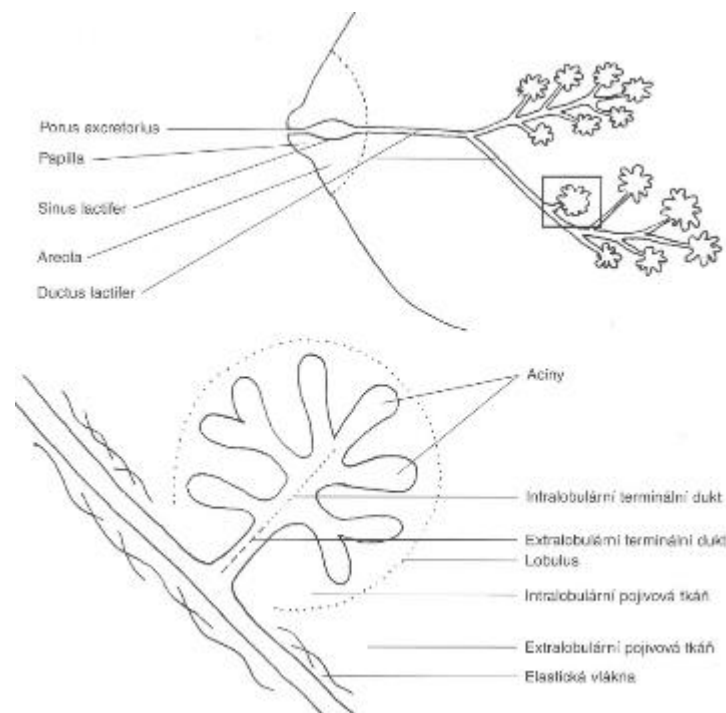
Axilární uzliny jsou rozděleny podle umístění k pektorálnímu svalu: 1. etáž (laterálně od *m. pectoralis*), 2. etáž (dorzálně od *m. pectoralis*), 3. etáž (mediálně od *m. pectoralis*). Interpektorální a Rotterovy uzliny jsou uloženy mezi velkým a malým pektorálním svalem. Intramamární uzliny se nacházejí na laterálním okraji prsní žlázy axily. Téměř 75% prsní drenáže odvádí lymfu do axilárních uzlin, malá část odtéká do uzlin za hrudní kostí. (BECKER, 2005), (JUNQUEIRA, 2002)

## 1.3 MLÉČNÁ ŽLÁZA

V embryonálním vývoji plodu se párově zakládá mléčná lišta, která vede z axily přes střed žebních oblouků až do třísla. Vzniká ztluštěním epidermis. Kaudální část se ještě v raném období redukuje. Kolem druhého trimestru se v hrudní oblasti objevuje 15-20 epitelových čepů, které dávají později vznik hlavním mlékovodům. (DANEŠ, 2002), (PETROVICKÝ, 2002)

Mléčná žláza (*glandula mammae*) je párová žláza, která je homologní s apokrinními potními žlázami. Její podoba se mění v závislosti na potřebě laktace, gravidity a věku. Obecně si můžeme představit mléčnou žlázu, jako laločnatý útvar,

kde na zevním okraji vybíhá výčnělek (*processus axillaris mammae*). Skládá se z 15 až 20 laloků (*lobi mammae*). Každý lalok představuje samostatný útvar s vlastním exkretčním mlékovodem (*ductus lactiferus*). Mlékovody nabývají různé délky v rozmezí od 2 do 4,5 cm. Těsně před vyústěním v bradavce se vývod rozšíří na tzv. Sinus lactiferi. Laloky se dále větví na lalůčky (*lobuly*), které obsahují dalších cca 30 terminálních větví (*aciny*). Lalůčky se sbíhají do terminální větve, která ústí do *ductus lactiferi*. TDLU (*terminal ductal lobular unit*) je místo, ze kterého můžou vycházet různé patologické změny, jako např. lobulární epiteliální hyperplazie, fibroadenom, epiteliální cysta ... Prostor mezi lalůčky je vyplněn intralobulárním vazivem a lymfatickými cévami. Celou mléčnou žlázu obaluje tuková tkáň, kterou rozdělujeme na premmární a retromamární tuk. Premmární tuk vyplňuje prostory vzniklé mezi lobuli. Retromamární tuk je prostor silný 0,5 až 1 cm, udává celkový tvar prsu a nevyskytuje se pouze v okolí pod dvorcem. (PETROVICKÝ, 2002), (HLADÍKOVÁ, 2009), (DANEŠ, 2002)



Obrázek 1 – Schematické znázornění laloku a dukto - lobulární jednotky

Zdroj: DANEŠ, 2002 str. 90

Mléčná žláza, která ještě neprodělala těhotenství (*mamma noc lactans*), má založeny pouze hlavní, málo větvící se mlékovody. Sekreční oddíly buď chybí

anebo jsou založeny v podobě epitelových buněk. V době těhotenství tyto epitelové buňky pučí. V tomto důsledku se předtím hojně zastoupená vazivová tkáň postupně redukuje na jemnější vazivové obaly, které od sebe separují žlázové lalůčky. Diferenciaci mléčné žlázy stimuluje estrogen, progesteron, hypofyzární prolaktin. V období laktace žlázové buňky vylučují sekret. Aciny jsou zvětšené a protáhlé. Okolní vazivo je čím dál více stlačováno a zredukováno pouze na tenké obaly. Sekreční činnost řídí prolaktin. (ČECH, 2006), (JUNQUEIRA, 2002)

## 2 PRSNÍ NÁDORY

Nádor popisujeme jako soubor buněk, pro který je typický autonomní růst bez závislosti a ohledu na nositele. Makroskopicky se nádor svým tvarem, barvou a konzistencí výrazně liší od okolní tkáně. Nádory dělíme podle svých biologických vlastností na benigní a maligní.

Název benigní vychází z latinského slova bene, dobrý. Benigní nádor, pokud není nepříznivě lokalizovaný, svého nositele neohrožuje. Histologicky je tvořen dobře diferencujícími buňkami, které jsou podobné okolní tkáni. Má kulovitý tvar s dobře ohraničenými vazivovými okraji. Roste pomalu a expanzivně, to znamená, že nevrůstá do okolní tkáně, pouze na ni vyvíjí tlak.

Pojem maligní pochází z latinského slova male, špatný. Pokud se maligní nádor včas náležitě neléčí, ohrožuje svého nositele na životě. Histologicky je tvořen málo diferencovanými buňkami různého tvaru a velikosti, značně odlišnými od okolní tkáně. Nádor není ohraničený a má nepravidelný laločnatý tvar, ten svým tvarem často připomíná tvar klepet raka, odtud také název rakovina. Růst nádoru je zpravidla rychlý a infiltrativní, rakovinové buňky prorůstají do okolní tkáně. Mikroskopicky se nádor šíří snadno do okolních tkání a lymfatickým řečištěm často do vzdálených lokalizací, kde tvoří dceřiná ložiska – malignity.

(MAČÁK, 2004)

### 2.1 BENIGNÍ ZMĚNY A VROZENÉ VADY PRSNÍ ŽLÁZY

Vrozené vady vznikají jak u žen, tak i u mužů. Příkladem jsou přídavné bradavky a přídavné žlázy, které vznikají v průběhu mléčné lišty. Hopoplazie je velikostní asymetrie prsu, pokud je výrazná, řeší se zásahem plastického chirurga. Polandův syndrom je nevyvinutí velkého a malého prsního svalu, žeber, bradavky a prsní žlázy. Tento stav vyžaduje velký chirurgický zákrok, rekonstrukci hrudní stěny.

Záněty prsní žlázy dělíme na akutní, chronické specifické a nespecifické. Purperální mastitida vzniká v šestinedělí. Jejím průvodcem je nejčastěji zlatý stafylokok, který, díky drobným regádám na bradavce, má prostor se šířit dále

do parenchymu. Projevuje se zduřením, zarudnutím a bolestivostí prsu. Benigní dysplázie je hormonálně dependentní onemocnění. Nastává tvorba cyst a vaziva, nejčastěji v období klimakteria. K léčbě se užívají estrogeny a antigonadotropiny.

(ČECH, 2006)

## **2.2 BENIGNÍ NÁDORY PRSU**

Intraduktální papilom je epiteliální nádor, který se vyskytuje uvnitř mlékovodu. Hlavním příznakem je patologická krvavá sekrece z prsní bradavky, ve vzácných případech i její vtažení.

Fibroadenom je nejčastěji vyskytující se benigní nádor obvykle u mladých žen mezi 20. až 30. rokem. Je složen z fibrosní a žlázné složky epitelu apokrinního typu. Fibroadenomy dorůstají různých velikostí, pokud jsou větší nežli 5 cm, označujeme je přívlastkem „GIANT“. Nádor se chirurgicky odstraňuje, pokud nositelce způsobuje bolest. Na mamografu je hůře diagnostikovatelný, protože se podobou blíží k cystě, je potřeba provést doplňkové sonografické vyšetření.

Benigní phyloidní nádor se vyskytuje nejčastěji kolem 35. roku, ve většině případů je benigní, ale může recidivovat a změnit se v maligní, potom je pro něj charakteristický rychlý růst.

(ČECH, 2006)

Cysty jsou charakteristické svým tekutým obsahem s elastickou stěnou. Vznikají vlivem sekrece mléčné žlázy. Vyskytují se ve velikosti od několika milimetrů až po několik centimetrů. Jsou dobře rozeznatelné v diagnostických metodách, tvar mají oválný a hladce ohraničený. (ČECH, 2006), (HLADÍKOVÁ, 2009)

## **2.3 MALIGNÍ NÁDORY PRSU**

Karcinom prsu je nečastějším nádorovým onemocněním u žen, kde důležitým faktorem pro úspěšnou léčbu je jeho včasná diagnostika. Mezi nejčastěji vznikající patří epiteliální nádory. Místem vzniku bývají terminální lalůčky a vývody mléčné žlázy, proto je také většina nádorů lokalizovaná v horním laterálním kvadrantu. Podle místa

vzniku, můžeme epiteliální nádory rozdělit na duktální a lobulární. Mezenchymové nádory jsou více vzácné a patří sem například sarkomy. Dále nádory členíme na neinvazivní, in situ a na invazivní.

Duktální karcinom in situ (DCIS), vzniklý transformací buněk duktálního systému, šíří se místně a netvoří metastáze. Můžeme u něj najít několik histologických podtypů, podle rozsahu nekróz a jizvení. Málo diferenciovaná forma s častými mitózami často přechází v invazivní formu.

Lobulární karcinom in situ (LCIS), vzniklý transformací mamárních lobulů, šíří se tkání a nemetastazuje. Často se klinicky neprojevuje a je zpravidla vedlejším nálezem při operacích a biopsiích prsu.

U Mikroinvazivního karcinomu se buňky šíří přes bazální membránu do okolních tkání, nepřekračují vzdálenost do 2 mm. Velmi často vzniká z DCIS.

Invazivní duktální karcinom (IDC) je nejčastěji vyskytující se karcinom prsu. Metastazuje do kostí, jater a plic. Často je provázen reaktivní fibrosou, tumor má tzv. skihrotickou formu.

Invazivní lobulární karcinom (ILC) je vzácnější, častěji se vyskytuje vícečetně či oboustranně a metastazuje na serozní blány, meningy a do ovárií. Vyskytuje se zhruba v 10 % případů.

Imflamatorní (zánětlivý) karcinom je lokálně pokročilým typem nádoru. Jeho výskyt je zhruba u 3 % všech diagnostikovaných karcinomů. Klinicky se projevuje zvětšeným objemem prsu, teplejší kůží a lymfedémem kůže prsu. Histologicky se jedná o nediferencující duktální karcinom, který se šíří lymfatickým systémem. Na mamografu se ložisko nemusí objevit, diagnostikovatelný je biopsií žlázy a kůže prsu. Pětileté přežití je pouze u 30 % pacientek.

Jiné, histologické typy prsních karcinomů, jako metaplastický, medulární a mucinozní karcinomy, se vyskytují vzácněji a typologicky bychom je mohli přiřadit jako podkategorii k výše uvedeným.

(HLADÍKOVÁ, 2009)

### 2.3.1. KLASIFIKACE NÁDORU

Ke správné kategorizaci nádoru se používá TNM klasifikace, která je založena na popisu anatomického rozsahu onemocnění. Jedná se o předléčebnou klasifikaci, která určuje následný léčebný postup. Písmeno T nám označuje rozsah primárního nádoru (velikost a vztah k okolí). Písmeno N označuje nepřítomnost, či přítomnost a rozsah metastáz v regionálních uzlinách. M signalizuje nepřítomnost či přítomnost vzdálených metastáz. Výsledné TNM klasifikace sdružujeme do poměrně homogenních skupin na základě délky přežívání pacientky a to na klinická stádia 0, I, IIA,B ,IIIA,B, IV, kde klinicky nejpříznivější stádium má nejnižší číselnou hodnotu.

ROZSAH PRIMÁRNÍHO NÁDORU	
<b>TX</b>	primární nádor nelze hodnotit
<b>T0</b>	bez známek primárního nádoru
<b>Tis</b>	karcinom in situ
<b>T1</b>	nádor 2 cm nebo méně v největším rozměru
<b>T1mic</b>	mikroinvaze 0,1 nebo méně v největším rozsahu
<b>T2</b>	nádor je větší než 2 cm, ale menší než 5 cm v největším rozměru
<b>T3</b>	nádor větší než 5 cm v největším rozměru
<b>T4</b>	nádor jakékoliv velikosti s přímým šířením do stěny hrudní nebo kůže
REGIONÁLNÍ MÍZNÍ UZLINY	
<b>NX</b>	regionální mízní uzliny nelze hodnotit (např. dříve odstraněné)
<b>N0</b>	v regionálních uzlinách bez přítomnosti metastáz
<b>N1</b>	metastázy v pohyblivé stejnostranné axilární mízní uzlině/nách
<b>N2</b>	metastázy v stejnostranné axilární mízní uzlině/nách, které jsou fixované navzájem nebo k jiným strukturám
<b>N3</b>	metastázy v stejnostranných mízních uzlinách podél a.mamaria interna
VZDÁLENÉ METASTÁZY	
<b>MX</b>	vzdálené metastázy nelze hodnotit
<b>M0</b>	nejsou vzdálené metastázy
<b>M1</b>	vzdálené metastázy

Tabulka 1 – TNM klasifikace karcinomu prsu

Zdroj: UZIS str. 152 (upraveno dle potřeb autora)

Ve výše uvedené tabulce můžeme najít základní rozdělení klasifikace, v praxi je však více podobné a tvoří další podkategorii. Například patologické klasifikace

regionálních mízních uzlin vyžadují resekci a histologické vyšetření alespoň dolních axilárních mízních uzlin.

(HLADÍKOVÁ, 2009)

Histopatologický grading zachycuje stupeň diferenciaci a proliferaci aktivní buňky. Na základě tvorby tubulárních struktur, četnosti mitóz a změn velikosti jádra je určen histopatologický stupeň. Podle stupně diferenciaci nádorových buněk je rozlišován grading na:

- GX stupeň diferenciaci nelze určit
- G1 dobře diferencovaný
- G2 středně diferencovaný
- G3 špatně diferencovaný

(BECKER, 2005)

### **2.3.2. ETIOLOGIE A RIZIKOVÉ FAKTORY**

Vznik karcinomu prsu může být podmíněný delším nadbytkem estrogenů, jedná se o tzv. hormonálně dependentní nádor. Jeho výskyt je častěji v období pozdní menopauzy (ženy, které prodělaly menopauzu po 50. roku života, mají dvojnásobně vyšší riziko, než ženy, u kterých proběhla před 45. rokem), krátké laktace, první gravidity po 30. roku života, anebo dlouhé užívání kombinace estrogenů a gestagenů v rámci substituční léčby.

Dalšími rizikovými faktory jsou obezita, ionizační záření. Často se projevují u žen, které podstoupily radioterapii a v ozařovacím objemu byl zachycen prs.

Dalším rizikovým faktorem je výskyt karcinomu prsu v rodinné anamnéze. Přibližně 10-15% karcinomů má genetický podklad, obzvláště pak geny BRCA1 (gen je lokalizovaný na 17. chromozomu), BRCA2 (gen se nachází na 13. chromozomu) a p53. Pacientkám s pozitivní rodinnou anamnézou je třeba věnovat větší pozornost, proto jsou zařazeny do screeningového programu od 25. roku života anebo o deset let dříve, než se objevilo onemocnění u nejmladší příbuzné.

(HLADÍKOVÁ, 2009)



## 3 DIAGNOSTICKÉ METODY

Obecně můžeme dělit metody zobrazení prsu na invazivní a neinvazivní. Do neinvazivních zařazujeme mamografii, ultrasonografii, duktografii, radioizotopové metody a magnetickou rezonanci, která bude zmíněna podrobně v navazující kapitole a praktické části. K invazivním patří různé druhy bioptických vyšetření. Metody na sebe v určitém sledu navazují a slouží ke správné diagnostice nádoru. Při vyšetřovacím postupu zohledňujeme věk pacientky, případnou graviditu, predispoziční faktory a míru radiační zátěže.

### 3.1 MAMOGRAFIE

Je jednou z diagnosticky nejvýznamnější a nejčastěji prováděnou (v rámci mamografického screeningu) zobrazovací metodou. U pacientek nad 40 let je schopna zachytit 95% zhoubných nádorů prsu. Svoji funkci zastává i u sledování pooperačních změn.

Mamograf funguje na principu rentgenu. Na rozdíl od konvenčního RTG je zdrojem záření molybdenová anoda s příměsí rhodia, která využívá napětí cca 20 - 35 kV. Rentgenka vydává měkké záření, které umožňuje dobrou diferenciaci měkkých struktur. K filtraci fotonů s vyšší energií slouží molybdenový, nebo rhodiový filtr. Právě fotony s nízkou energií interagují s tkání díky fotoefektu, tím pádem zvyšují kontrast absorpce tkáně i s malými rozdíly denzity. Ke správnému zobrazení prsu je potřeba jeho komprese, která zvyšuje kontrast a snižuje rozptyl a ionizaci. Kompresivní tubus se mění podle velikosti prsu. Radiologický asistent zhotovuje dvě základní projekce každého prsu a to mediolaterální šikmou a kraniookaudální. Ohnisková vzdálenost by měla být menší než 60 cm. Na správně vyhotoveném snímku by měl být viditelný celý prs až k hrudní stěně a část axily.

Nedílnou součástí mamografického přístroje je zařízení pro stereotaxi, která umožňuje přesné zaměření podezřelých struktur a následně označení vhodným markerem. Je nezbytné k cílené biopsii anebo jiným navigačním nebo terapeutickým metodám.

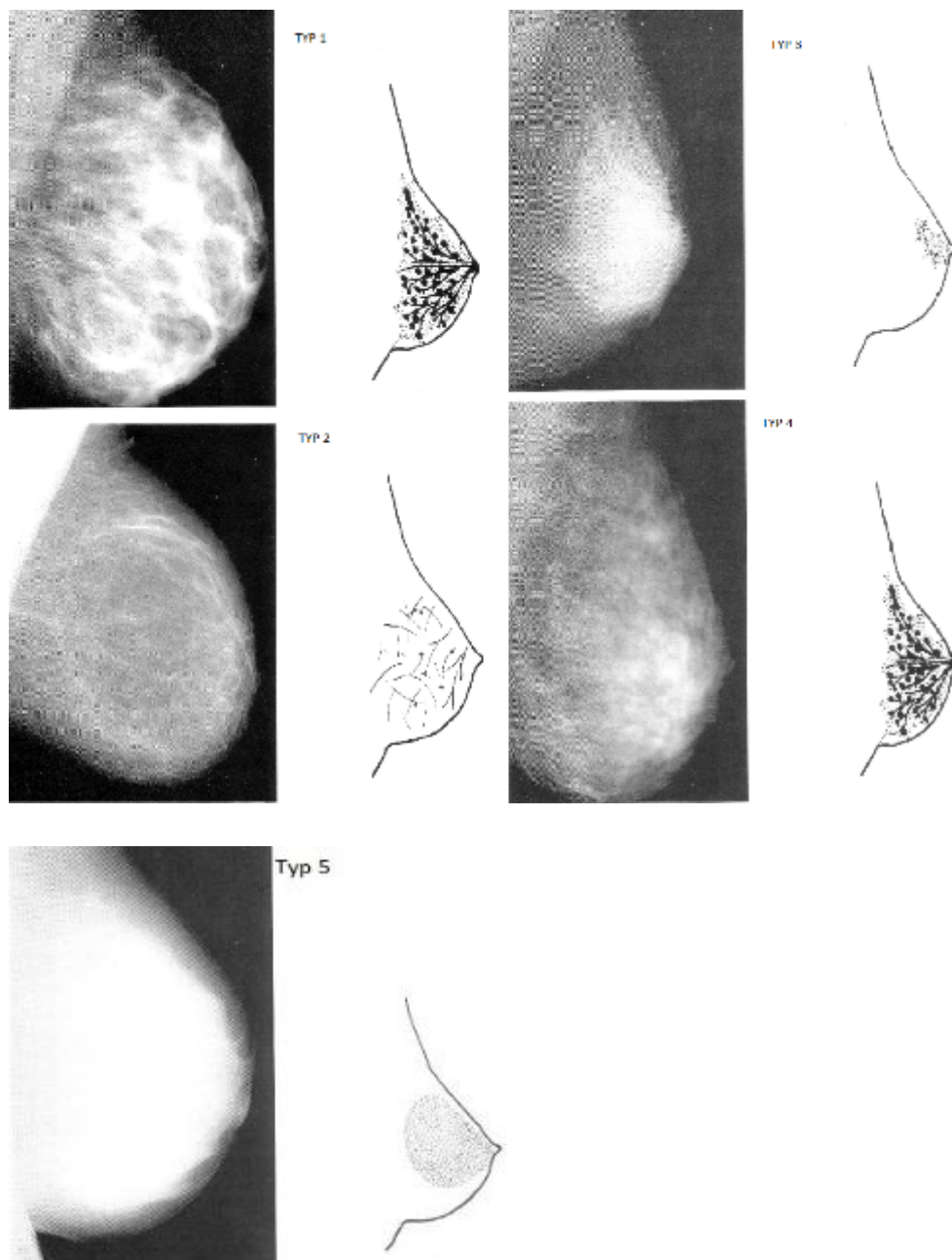
Při hodnocení mamografu si všímáme stranové asymetrie žlázy. Hledáme ložiskové změny a následně hodnotíme jejich tvar, velikost, denzitu, ohraničení...Pátráme po mikrokalcifikacích a hodnotíme šířku kožní vrstvy a stav axilárních lymfatických uzlin.

(HEŘMAN, 2014), (SEIDL, 2012), (VOMÁČKA 2015), (HLADÍKOVÁ, 2009)

### **3.1.1. TYPOLOGIE MLÉČNÉ ŽLÁZY**

Na základě mamografických vyšetření prsu byly zavedeny jednotlivé typologie mléčné žlázy a predispozice k budoucímu výskytu karcinomu. Těchto typologií je několik. Práce bude zaměřena na typologii podle Tabára, která vychází z Wolfeho. Tabárova klasifikace je založena na anatomicko-histologicko-mamografické koleraci. Přispívá tak k jednotnému pohledu na mamografické vyšetření. Lékař tak může posoudit, zda je lépe či hůře čitelný, a zda jde o typ s pravděpodobností falešné negativity. (SKOJKOVSKÁ,2012), (DANEŠ, 2002)

U prvního typu jsou hlavními rysy dobře zobrazená Cooperova ligamenta (vazivové pruhy, které tvoří spojení mezi povrchem prsní žlázy a hlubokou vrstvou dermis). Žlázová tělesa mají vroubkovanou konturu. Typ 1, který má vyšší denzitu, se obvykle s věkem vyvine do typu 2, nebo 3. Typ 2 reprezentuje prs s kompletní involucí mléčné žlázy. V obraze převažuje hlavně transparentní tuk. Lymfatické uzliny nevytváří žádné stíny. U 3. typu nezabírá parenchym tkáně více jak 25 % a je nahromaděný za dvorcem. V typu 4 nacházíme nápadné nodulární a lineární stíny. Typ 5 je charakterizován velkým homogenním stínem žlázy, nález odpovídá rozsáhlé fibróze. Typy 4 a 5 jsou hůře čitelné, vysoce denzní a jsou častěji zdrojem falešné negativity mamografie. S rostoucím věkem u typu 4 a 5 nedochází ke změně denzity a tím pádem ani k lepší čitelnosti. Kombinací rizik spojených s rodinnou predispozicí a typů 4 a 5, je pro ženu nepříznivou kombinací a důvodem pro častější mamografické vyšetření. (SKOJKOVSKÁ,2012), (DANEŠ, 2002)



Obrázek 2 – Typologie podle Tabára, 1-5. typ

Zdroj: DANEŠ, 2002 str. 99-101

### 3.2 DUKTOGRAFIE

Vyšetření se provádí u žen s patologickou sekrecí z prsní žlázy, tou rozumíme krvavě nebo nahnědle zbarvený sekret z jednoho vývodu na bradavce. Pokud je sekrece čirá, oboustranná nebo z více vývodů, jedná se většinou o hormonálně podmíněnou sekreci a duktografie není nutná.

Výkon patří mezi rentgenové zobrazovací metody s použitím pozitivní jodové kontrastní látky. Kontrastní látka je zavedena umělohmotnou kanylou do mlékovodu skrz sekrecující ústí (množství kontrastní látky se pohybuje mezi 1-2 ml). Následně jsou zhotoveny rentgenové snímky (duktogramy) s naplněnými mlékovody.

Často se prokáže přítomnost nezhoubných papilomů, v horších případech papilokarcinomů či ložiska intraduktárního karcinomu, ta jsou díky duktografii dříve viditelná, než li na mamografu.

Kontraindikací k vyšetření je alergie na kontrastní jodovou látku, která se projevuje zarudnutím pokožky prsu, vzácně se může vyvinout v anafylaktický šok. Zřídka také dochází k úniku malého množství kontrastní látky do okolní tkáně, což je spojeno s mírnou bolestí prsu.

(VOMÁČKA 2015)

### **3.3 ULTRASONOGRAFIE**

Slouží jako první zobrazovací metoda u pacientek mladších 40 let, u těhotných a kojících žen. U pacientek nad 40 let se používá jako doplňkové vyšetření po absolvování mamografu a to zejména u symptomatických s hmatnou rezistencí, u podezřelého anebo nejasného nálezu na mamografu. (HEŘMAN, 2014)

Principem ultrasonografie je vysílání mechanického vlnění o frekvenci od 25 MHz a následné přijímání odražených vln, kde zdrojem vlnění jsou látky s piezoelektrickými vlastnostmi, např. niobát olova. Vyslané vlnění se rozptyluje, láme anebo pohlcuje na rozhraní dvou prostředí s různou akustickou impedancí. Jen 0,5 % času je vlnění vysíláno do organismu, zbylých 99 % slouží k přijímání odrazů signálu. (VOMÁČKA 2015)

Pacientka při vyšetření prsu leží na zádech s rukama položenýma nad hlavou. K vyšetření se používá lineární sonda o šířce kolem 4 cm, která vysílá vlnění o frekvenci minimálně 7,5 MHz optimálně však 12 MHz. Standardně se vyšetřují axily a oba prsy. Při podezření na maligní lézi v horním mediálním kvadrantu se přistupuje i k vyšetření nadklíčkové oblasti. (HEŘMAN, 2014)

### **3.4 RADIOIZOTOPOVÉ METODY**

Scintigrafické vyšetření sentinelové uzliny (1. spádové lymfatické uzliny, která sbírá lymfu z oblasti nádoru a do které s velkou pravděpodobností metastazují tumorózní buňky), se provádí pomocí radionuklidu  $^{99m}\text{Tc}$ , který se aplikuje přímo do lymfatického povodí poblíž tumoru. Jedná se o předoperační vyšetření, díky kterému operátor snadno nalezne takto označenou uzlinu.

Další metodou používanou v diagnostice prsu je PET/CT. Je indikovaná při podezření na generalizaci tumoru.

(VOMÁČKA 2015)

### **3.5 BIOPTICKÉ METODY**

Jak již bylo zmíněno dříve, patří k invazivním vyšetřovacím metodám. Slouží k přesnému odběru histologického vzorku pod mamografickou nebo ultrazvukovou kontrolou.

Biopsie tenkou jehlou, FNA, slouží k punkci tekutinových útvarů (cyst, abscesu, hematomů, seromů). Používá se zejména k punkci cysty a úlevě pacientky. Dále jako metoda první volby pro rozlišení solidního ložiska od cysty. Provádí se pod ultrazvukovou kontrolou.

U Core cut biopsie jsme schopni pomocí speciální odběrové jehly odebrat váleček tkáně o průměru 1 - 2 mm a o délce 10 - 20 mm a zachovat tak tkáňovou strukturu vzorku. Je nejčastěji užívanou bioptickou metodou a je indikována zejména předoperačně jako histologická verifikace zhoubných nálezů. Vyšetření se provádí pod ultrazvukovou i stereotaktickou kontrolou.

Vakuová biopsie je nejčastěji indikovaná při podezření na mikrokalcifikace, které nemají odpovídající korelát v ultrasonografickém obraze, dále u tzv. hraničních lézí (atypická duktální hyperplazie, nebo u DCIS). Speciálně upravená jehla (mamotom) má v sobě zabudované rotující nože, které z tkáně vyřežou vzorek až o průměru 3 mm a délce až 20 - 30 mm, který je následně odsát pomocí vakua.

(VOMÁČKA 2015), (HEŘMAN, 2014)

### 3.6 PREVENTIVNÍ VYŠETŘENÍ PRSU

V roce 2002 byl mamografický screening schválen Komisí pro včasný záchyt nádoru prsu MZd ČR jako celostátní program. V letech 1995 - 2000 probíhal neorganizovaný program, který začal pomalu zvyšovat podíl prvních zachycených stádií. Avšak ženy často přicházely na vyšetření až s některou z klinických známek nádorového onemocnění. Počet diagnóz c50 (zhoubný nádor prsu) se od doby celonárodního screeningu statisticky zvyšuje, je však důležité podotknout, že také díky pravidelným kontrolám se procentuálně snižuje počet zemřelých. Screeningový program v ČR je přístupný a plně hrazený zdravotními pojišťovnami od 45. roku života a to bez horní hranice věku. Provádí se ve dvouletých intervalech a je určen pro bezpříznakové ženy.

Prioritní vyšetřovací metodou u žen nad 40 let je mamograf. Jeho přehlednost je tím lepší, čím je v něm nižší počet nepřehledných denzních okrásků, které mohou být zdrojem falešné negativity. Dobré mamografické centrum odhalí ložiska o velikosti 5 - 8 mm, v dobře přehledné tkáni jsou schopni zobrazit ložisko už o velikosti 3 mm. Při těchto velikostech se pravděpodobně jedná o karcinomy v lokální fázi. Právě dvouletý interval má snahu zachytit předklinickou fázi, která může nastat 2 - 3 roky před hmatným stádiem.

Ultrasonografie je nezastupitelná u vyšetření mladých žen, které mají v prsu ještě mnoho fibrotických a elastických součástí a tím pádem jsou zdrojem vysoké denzity u mamografu. Také se využívá jako doplňková metoda u pacientek s typem prsu 4 a 5 podle Tabárovy klasifikace.

Magnetická rezonance slouží především jako navazující diagnostická metoda a to zejména diagnostice multifokálních nebo multicentrických lézí.

Kategorie Bi-RADs informuje o výsledku preventivního vyšetření a můžeme jej rozdělit do 7 skupin.

Bi- RADS		Charakteristika
0	nemožno rozhodnout	na základě mamografu nejasné, je nutno doplnit USG či jiné další vyšetření
1	negativní	nebyly zjištěny známky malignity
2	benigní	byly zjištěny pouze benigní změny
3	pravděpodobně benigní	byly zjištěny pravděpodobně benigní změny, dovyšetření s odstupem 6 měsíců
4	pravděpodobně maligní	nelze vyloučit maligní změny, pacientka bude dovyšetřena
5	maligní	známky maligního nádoru
6	známá malignita	histologicky dokázaný maligní nádor

Tabulka 2 – Kategorie Bi-RADS

Zdroj : autor

(SKOVAJSOVÁ, 2012)

## 4 MAGNETICKÁ REZONANCE

Magnetická rezonance je neinvazivní diagnostická metoda, která nevyužívá ionizační záření. V roce 1970 se MRI začala používat v lékařské praxi na základě výzkumu rozdílnosti intenzit signálu v odlišných tkáních. Ve srovnání s jinými diagnostickými metodami má MRI vynikající schopnost rozlišovat měkké tkáně a následně poskytovat podrobné anatomické a fyziologické informace. Slouží jako jeden z nejdůležitějších nástrojů při neurologických, ortopedických a onkologických vyšetřeních.

Jak je již z názvu patrné, magnetická rezonance využívá vlastností magnetických polí. Její princip můžeme zjednodušeně popsat jako interakci jader atomů v silném magnetickém poli, kde při přidání vysokofrekvenčního impulzu dochází k rezonanci a následnému digitálnímu zobrazení vyšetřovaných oblastí.

(SOURBRON, 2013), (ROSINA, 2013)

### 4.1 MAGNETICKÉ VLASTNOSTI JADER

Atom se skládá z elektronového obalu a jádra. Částice, nacházející se v jádře, souhrnně nazýváme nukleony. Ty mají magnetický moment, který označujeme jako spin a který nabývá hodnoty  $\frac{1}{2} \hbar$  (kde  $\hbar$  je Diracova konstanta tzv. kvantum účinku ( $\hbar = 1,05 \times 10^{-34} \text{ J s}$ )). Jádra, která označíme jako lichá – lichá (lichý počet protonů a neutronů), nebo jádra sudo - lichá (lichý počet nukleonů) mají výsledný spin různý od nuly a tím pádem nenulový magnetický moment (např. nuklidy  $^1\text{H}_1$ ,  $^{13}\text{C}_6$ ,  $^{19}\text{F}_6$ ,  $^{23}\text{Na}_{11}$ ). Naopak jádra protonů sudo - sudá (jádra složená ze sudého počtu protonů a neutronů) mají výsledný spin nulový (např. nuklidy  $^{12}\text{C}_6$ ,  $^{16}\text{O}_8$ ,  $^{32}\text{S}_{16}$ ). (BENEŠ, 2009)

### 4.2 ZÁKLADNÍ PRINCIP MAGNETICKÉ REZONANCE

Lidské tělo je složeno z mnoha atomů. Zobrazeny pomocí magnetické rezonance mohou být pouze ty, které mají výsledný magnetický moment nenulový. K obrazové diagnostice se v největší míře používá vodík  $^1\text{H}_1$ , který tvoří více jak 60 % obsahu



lidských tkání. Za normálních podmínek je orientace os jednotlivých protonů zcela náhodná a tím pádem výsledná magnetizace tkání nulová. (VOMÁČKA, 2015)

Pokud vložíme jádra vodíku do silného magnetického pole, nastanou dvě změny. Za prvé se osy rotace jednotlivých protonů sestaví rovnoběžně s vnějším magnetickým polem. Většina protonů bude orientována shodně „paralelně“ se siločárou magnetické indukce vnějšího pole, tento stav je energeticky výhodnější. Zbytek protonů se přestaví opačně „antiparalelně“. Tento stav je energeticky náročnější. Pokud vyznačíme celkový magnetický moment takto excitovaných protonů, bude ve směru vnějšího magnetického pole a nepatrně přispěje k jeho navýšení. (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007), (SEIDL 2012)

Za druhé nastane precesní pohyb, který je výsledkem působení sil magnetického momentu jádra a vnější magnetické indukce. Je to pohyb opisující plášť kužele kolem vektoru, který je shodný se směrem vnější magnetizace. Frekvenci precesního pohybu, jinak Larmorovu frekvenci, můžeme popsat následujícím vztahem:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \gamma B_0$$

kde  $f_0$  je výsledná frekvence,  $B_0$  je intenzita vnějšího magnetického pole,  $\gamma$  je gyromagnetická konstanta, která závisí na typu atomového jádra

$$(\gamma_{H1} = 2,68 \cdot 10^8 \text{ T}^{-1}\text{s}^{-1})$$

Pomocí výše uvedeného vzorce dokážeme vypočítat, že jádra vodíku budou precesovat v 1T poli o frekvenci 42,6 MHz. Tento pohyb bude asynchronní (jádra kmitají se stejnou frekvencí, ale nacházejí se každá v jiné fázi). (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007), (BENEŠ, 2015), (BENEŠ, 2009)

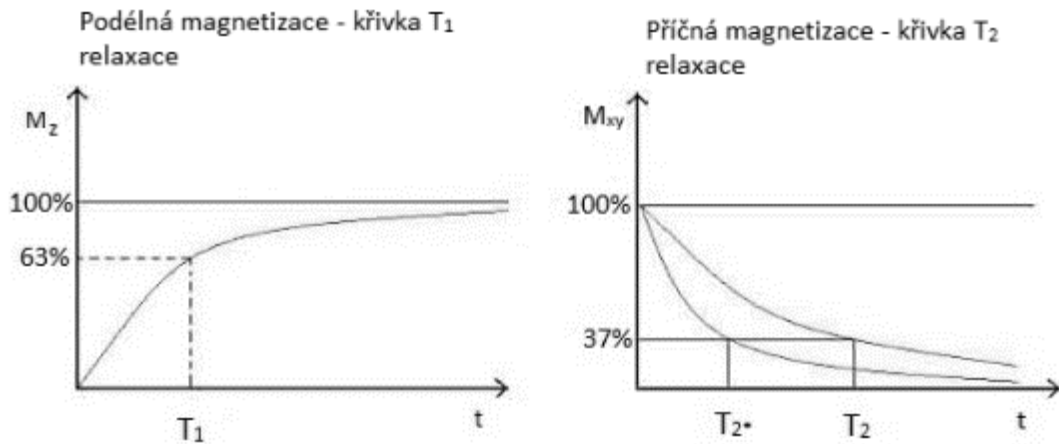
Pokud však dodáme energii radiofrekvenčním impulzem o frekvenci podobné s Larmorovou frekvencí pro daný atom, dojde k interakci mezi impulsem a jádrem atomu. Tím vznikají dva zásadní jevy. Za prvé impuls předá několika protonům v paralelním postavení energii a ty se postaví antiparalelně, což má za následek úbytek podélné magnetizace. Za druhé se precesní pohyb protonů synchronizuje do fáze a nastane tzv. fázová koherence magnetických momentů. Výsledný vektor magnetických momentů bude kolmý na průběh siločar vnějšího magnetického pole a vznikne tak příčná magnetizace, kterou následně můžeme změřit. V závislosti na době

působení kolmého pole  $\frac{1}{4}$  nebo  $\frac{1}{2}$  periody se magnetizace vzorku otočí o 90 nebo 180 stupňů. (VOMÁČKA, 2014), (SEIDL, 2012), (BENEŠ, 2009)

Po skončení elektromagnetického pulsu nastává relaxace. Zaniká příčná složka vektoru magnetizace, což je způsobeno zpětným rozfázováním magnetických momentů jader. Energeticky náročný excitovaný stav se vrací do původního, méně náročného. Zbylá energie je vyzařována do okolí, které je nazýváno Lattice (mřížka). Příčná magnetizace začíná klesat a podélná stoupat. Oba procesy vytváří jeden společný vektor, který tvoří celkový magnetický moment  $M_{xyz}$ . Tento vektor rotuje a spirálovitě klesá od osy z k rovině xy. Tím, že je vektor v rotaci, vytváří následně elektrický proud. Umístíme-li do okolí cívku, bude se v ní indukovat napětí a můžeme detekovat signál FID (free induction decay) s harmonickým průběhem a exponenciálním poklesem. V praxi je těžké zjistit, kdy přesně je relaxace ukončena, proto se k popisu používají takzvané relaxační časy. (SEIDL, 2012), (BENEŠ, 2015), (BENEŠ, 2009)

$T_1$  relaxační čas definujeme jako čas, který je potřeba k tomu, aby podélná magnetizace nabyla 63% své původní hodnoty. Křivka  $T_1$  relaxace má charakter exponenciály s nárůstem v čase. Při zanikání příčné magnetizace dochází k předání spinové energie do mřížky, proto je  $T_1$  relaxační čas označován také jako spin - mřížka. Rychlost relaxace je ovlivněna několika faktory, jako je teplota, viskozita prostředí a koncentrace magnetických jader. V biologických tkáních se pohybuje hodnota  $T_1$  v rozmezí 300 až 2000 ms. Molekuly tuku se pohybují s podobnou frekvencí k Larmorově (pomaleji než voda) proto  $T_1$  je kratší (150 – 200 ms). Tkáně s krátkým  $T_1$  relaxačním časem jsou zdrojem silnějšího signálu, zobrazují se hypersignálně v  $T_1$  vážených obrazech (T1WI). (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007), (BENEŠ, 2015),

$T_2$  relaxační čas je definován jako pokles příčné magnetizace na 37% původní hodnoty. Fázová koherence vyvolaná po aplikaci signálu postupně zaniká. Můžeme ji označit jako míru ztráty signálu v důsledku interakce mezi tkáňovým prostředím a jednotlivými dipóly. Proto je označován názvem spin – spin relaxace. Nehomogenita vnějšího magnetického pole výrazně ovlivňuje délku příčné magnetizace, která zaniká dříve než by se očekávalo. Proto se v praxi používá kratší  $T_{2^*}$  relaxační čas. Tkáně, které mají krátký  $T_2$  relaxační čas, se zobrazují hyposignálně v  $T_2$  vážených obrazech (T2WI). (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007), (BENEŠ, 2015)

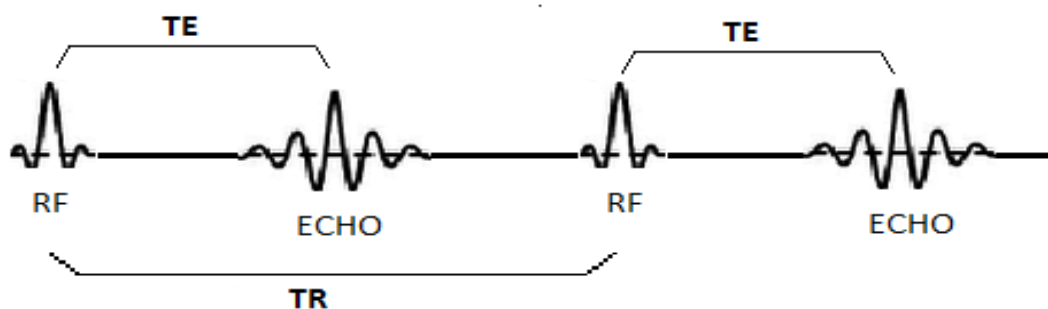


Obrázek 3 – Křivky podélné příčné magnetizace

Zdroj:autor

### 4.3 ZOBRAZOVACÍ SEKVENCE

Ke sběru obrazových dat je potřeba několika po sobě jdoucích radiofrekvenčních (RF) impulzů. V závislosti na jejich časování a opakovací době lze získat různé vážené obrazy. TR (repetition time) nám udává čas, který uplyne mezi dvěma po sobě jdoucími RF pulzy. TE (time to echo) je doba od středu vyslaného RF pulzu a středu detekovaného echa. Na základě rozdílu délek relaxačních časů  $T_1$  vzniká tzv.  $T_1$  vážený obraz. Ten je charakterizovaný krátkými TE a TR. Výsledný kontrast tkání v obraze docílíme rozdílnými hodnotami  $T_1$  časů u jednotlivých tkání. Obecně  $T_1$  vážený obraz slouží k přesnému anatomickému zobrazení, naopak  $T_2$  vážený obraz k určení patologických lézí s větším obsahem vody. Charakteristické pro něj je dlouhé TE a TR. Dále se setkáme s proton denzitním (PD) váženým obrazem, kterým má dobu relaxace dlouhou a TE je poměrně krátký. Avšak kvalita obrazu záleží na hustotě protonů vodíku v tkáních. (NEKULA, 2007), (WEISHAUPT, 2008)



Obrázek 4 – Excitační a relaxační časy

Zdroj: autor

Spin - echo sekvence je tvořena dvěma po sobě jdoucími pulsy. Po prvním excitačním pulsu ve fázi  $90^\circ$  nastává spinová relaxace (protony precedují asynchronně) a postupné vyhasínání signálu. Poté v čase  $TE/2$  přichází další puls s fázi  $180^\circ$  (často označován jako  $\pi$ -puls), kde dochází ke změně rychlostí precedujících protonů. Protony, které precedovaly s vyšší frekvencí, doženou ty s nižší a dojde k úplné refokuzaci. TE je doba od aplikace excitačního pulsu po maximální signál. Pokud nastavíme krátkou dobu TE, dojde k zastínění, případně potlačení  $T_2$  efektu a vytvoření  $T_1$  váženého obrazu. (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007), (SEIDL 2012), (VOMÁČKA, 2014)

Difuzní vážené zobrazení (DWI) je sekvence, která umožňuje zobrazení difuze vody ve tkáni, protonová hustota ani vážené obrazy na ni nemají vliv. Využívá se dvou časově identických gradientních pulzů, které se umístí mezi radiofrekvenční pulsy spinového echa. Senzitivitu sekvence vůči difúzi upravíme amplitudou a délkou trvání gradientních pulzů. Pokud si představíme vyšetřovací objem tvořený stacionárními protony, působením gradientního pulsu dojde k rozfázování a po ukončení vysílání k opětovnému sfázování, tím pádem signál zůstane nezměněn. Oproti tomu objem obsahující vodu s vysokým stupněm difúze vede k neúplnému sfázování precese spinů a následnému poklesu intenzity signálu. V konečném obraze se budou jevit oblasti s volnou difúzi jako hyposignální. (KEŘKOVSKÝ, TINTĚRA, 2014)

Inversion recovery (IR) je sekvence, která dokáže potlačit signál z určité tkáně. Nejprve použijeme puls s fázi  $180^\circ$ , který přetočí vektor magnetizace do záporné osy z. Následně dochází díky  $T_1$  relaxaci k převrácení vektoru do kladné osy z, kde prochází přes tzv. null point. V tuto chvíli nelze změřit velikost vektoru

magnetizace a tím pádem lze potlačit signál z některých tkání. Po uplynutí doby TI (repetition time) je použit  $90^\circ$  puls, který převrátí vektor magnetizace do roviny x, y a následně v čase TE/2 je aplikován  $180^\circ$  puls. (VOMÁČKA, 2014), (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007)

Sekvence k potlačení tuku se nazývá STIR. Odstraní signál tuku použitím krátké IR sekvence, tím, že obrátí podélnou magnetizaci pulsem  $180^\circ$ . TI čas trvá několik stovek milisekund sekund a je aplikován úhlem  $90^\circ$  v okamžiku, kdy prochází nulou. Čas TI na 1,5 T přístroji je v rozmezí 160 - 180 ms (tukové tkáně mají různý obsah vody). (WEISHAUPT, 2008)

SPAIR (Spectral Tlumená Inversion Recovery), stejně jako SPIR, je hybridní technika. Sekvence začíná  $180^\circ$  - invertujícím impulsem naladěným na rezonanční frekvenci tuku. Tento impuls invertuje podélnou magnetizaci tuku tak, že leží ve směru osy -z. Jediný podstatný rozdíl mezi SPAIR a STIR je povaha inverzních impulsů. SPAIR používá adiabatické impulsy. Adiabatické inverzní impulsy jsou zvláštní třída RF pulzů, které jsou schopné otočit podélnou a příčnou magnetizaci přesně o  $180^\circ$ , i když pole B1 je prostorově nehomogenní. Teoreticky by měl SPAIR poskytovat lepší a homogennější potlačení tuku, než STIR. Dalším rozdílem je, že sekvenci STIR není možno použít v postkontrastních obrazech. (GRANDE, 2014)

Gradient – echo sekvence se snaží snížit TR na minimum, za podmínky schopnosti stále rekonstruovat obraz. K excitaci se používají úhly menší než  $90^\circ$ . Tím pádem je vektor magnetizace jen mírně vychýlen od osy z a z toho důvodu i při krátkém TR se stačí zrelaxovat. Bohužel při používání krátkých sklápěcích úhlů je poměr mezi šumem a detekovaným signálem nízký. Další nevýhodou je vysoká citlivost na nehomogenní magnetické pole. (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007), (SEIDL 2012), (VOMÁČKA, 2014)

MR spektroskopie využívá vlastnosti různých jader rezonovat v odlišných frekvencích (jedná se o závislost vyjádřenou vzorcem v kapitole 4.2). Tím pádem jsme schopni detekovat jednotlivé protony ve zkoumané oblasti, díky posunu signálu na frekvenční ose v NMR spektrech. Nejčastěji se pracuje s jádrem  $^1\text{H}$  a  $^{31}\text{P}$ . (SEIDL 2012),

#### 4.4 TVORBA A REKONSTRUKCE MRI OBRAZU

Jak již bylo zmíněno, po aplikaci radiofrekvenčního pulzu se vektor magnetizace naklopí do roviny  $x, y$ . Po ukončení pulzu se v přijímací cívce umístěné k rovině  $x, y$  začne indukovat střídavý proud (velikost proudu bude přímo úměrná vektoru magnetizace  $x, y$ ). Výsledný signál, nazvaný jako volně indukovaný FID, bude nabývat maxima ihned po ukončení radiofrekvenčního pulsu a následně exponenciálně klesá v důsledku ztráty fázové koherence. Samotný FID signál je nedostačující k rekonstrukci obrazu, neznáme jeho přesnou lokalizaci v prostoru. Ke správnému určení pozice (pozičnímu kódování) nám slouží přídavné gradientní cívky, které vytvářejí gradientní magnetické pole v osách  $x, y, z$  a narušují homogenitu vnějšího magnetického pole. K výběru vyšetřovací roviny slouží Gradientní pole  $z$  ( $G_z$ ). K určení pozice voxelu v rovině využíváme Gradientní pole  $y$  ( $G_y$ ) a  $x$  ( $G_x$ ). (NEKULA, 2007)

Gradientní pole  $z$  ( $G_z$ ) působí ve směru vnějšího magnetického pole a mění Larmorovu frekvenci precedujících jader. Larmorova frekvence je závislá na velikosti magnetického pole, po zapnutí gradientní cívky se nám velikost obou polí sčítá, jelikož mají stejný směr magnetické indukce. Aplikujeme-li radiofrekvenční pulz s frekvencí přizpůsobenou této magnetické změně, budou rezonovat jádra pouze ve zvolené gradientní rovině. Šířka zvolené roviny je závislá na intenzitě gradientního pole  $z$  a šířce pásma a excitačního pulzu (čím delší je doba trvání radiofrekvenčního pulzu, tím větší je šířka přenášeného pásma). (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007)

Kódování pozice ve směru osy  $x$  zajistíme přidáním gradientního pole  $x$  ( $G_x$ ) kolmého k poli  $G_z$ . Po aplikaci se změní Larmorova frekvence jader na pozicích ve směru osy  $x$ . Dochází k tzv. frekvenčnímu kódování.

Přidáme-li na krátký okamžik gradientní pole ve směru osy  $y$  ( $G_y$ ) k poli  $G_z$ , budou jádra umístěna do prostoru s vyšší hodnotou  $G_y$  precedovat rychleji, nežli jádra na místě s nižší hodnotou  $G_y$ . Po ukončení působení gradientního pole  $G_y$  se frekvence precese jader sjednotí, avšak budou v rozdílné fázi. Jev je označován jako fázové kódování pozice. (NEKULA, 2007), (VOMÁČKA, 2014)

Pokud použijeme všechny tři gradientní pole, můžeme přesně určit pozici (voxelu), ze které signál naměříme. Celkový obraz  $G_z$  roviny si můžeme představit jako matici ( $k$ -prostor), která se skládá z řádků (signál z  $G_y$  roviny) a sloupců (signál z  $G_x$ )

roviny. Výsledný voxel je tedy charakterizován jak jeho fází, tak jeho frekvencí. Po použití Fourierovy transformace v obou dimenzích získáme výsledný digitální obraz.

#### **4.4.1 DIGITÁLNÍ ÚPRAVY OBRAZU**

Subtrakci popisujeme jako odečtení intenzity signálu v jednotlivých voxelích. Nečastěji se používá k posouzení postkontrastního syčení tím, že se po odečtení nativního a postkontrastního obrazu zvýrazní sytící se oblasti.

Předpokladem k vytvoření 2D a 3D rekonstrukcí je dostatečné rozlišení. To zajistíme tím, že se pokusíme vytvořit co nejvíce izotropní voxel (tvar krychle). V tom případě dosahuje kvalita rekonstruovaných obrazů vlastnosti zdrojových řezů. MPR – multiplanární rekonstrukce, jde o 2D rekonstrukci řezů v různých rovinách. MIP – je projekcí voxelů o maximální intenzitě signálu do zvolené roviny. VRT – volume rendering technique - jedná se o objemovou rekonstrukci vybrané oblasti s možností nastavení velikostí intenzity jednotlivých tkání.

(POLKO, 2014)

#### **4.5 ARTEFAKTY V OBRAZE MRI**

Jsou to změny intenzity signálu vzniklé v průběhu vyšetření, které falešně zkreslují výsledný obraz. Můžeme je rozdělit do skupin, podle nevyhnutelnosti a ovlivnitelnosti při vyšetření. Do první skupiny můžeme zařadit procesy jako chemický posun, truncační artefakt, susceptibilní artefakt. Tyto artefakty jsou přímo charakteristické pro určité sekvence, a tím pádem je nejsme schopni naprosto zredukovat. Aliasing či pohybové artefakty dokáže ovlivnit a co nejvíce potlačit radiologický asistent. Poslední skupinou jsou artefakty, které vznikají poruchou přístroje nebo nehomogenitou magnetického pole. (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007)

Chemický posun je charakterizován vzájemným posuvem a změnou intenzity signálu na rozhraní dvou rozdílných vyšetřovacích tkání. Jako příklad můžeme použít vodu a tuk, které mají rozdílné rezonanční frekvence, avšak po aplikaci příslušného excitačního pulsu se na rozhraní těchto tkání zobrazí pouze voda a signál tuku je přiřazen vedlejšímu voxelu s nižší frekvencí. (VOMÁČKA, 2014)

Trunkační artefakt má za následek zobrazení jemných vlnek překrývající výsledný obraz. Vznik je podmíněn délkou času, která je potřeba na změření prostorových frekvencí kontrastního rozhraní. Díky časovému nedostatku je užito pouze konečného počtu prostorových frekvencí, které po užití Fourierovy transformace vytvoří artefakt. (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007),

Susceptibilní artefakt je jev, který se vyskytuje v okolí cizích kovových těles (například vzniklé přítomností atestovaných kovových implantátů), nebo na rozhraní měkkých tkání s kostmi. Je způsoben nelineárním šířením rezonančních frekvencí a fázovými informacemi. (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007)

Aliasing je způsobeno nedostatečnou velikostí field of view (FoV), které je menší než požadovaná vyšetřovací oblast. Tím pádem je oblast mimo FoV promítnuta na opačné straně MR obrazu. (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007), (VOMÁČKA, 2014)

Pohybové artefakty vznikají při zobrazování pravidelně pohybujících se objektů (pulzace cév, srdeční rytmus, peristaltika střev, dýchací pohyby). Objekty mají rozdílné fázování, naopak od stacionární tkáně, dochází ke vzniku „duchů“. U zobrazení srdce se synchronizuje jeden řádek k prostoru se signálem EKG, respektive s jednou srdeční akcí. (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007), (VOMÁČKA, 2014)

Nehomogenita magnetického pole způsobena vnějšími vlivy, je odstíněna pomocí Faradayovy klece. Pokud narušíme integritu klece, např. otevření dveří, dojde k interferenci obou polí a vzniku artefaktů. (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007), (VOMÁČKA, 2014)

## 4.6 CÍVKY

Radiofrekvenční cívky jsou konstruovány jako rezonátory s rezonační frekvencí blízkou Larmorově frekvenci v daném magnetickém poli. Jsou složeny ze soustavy vodičů a kondenzátorů. Cívky dokážou vysílat signál anebo jej přijímat. Vysílací přímky jsou konstruovány tak, aby docílily rovnoměrné excitace v celém objemu měřeného pole. Ryze přijímací cívky jsou uloženy co nejbližše vyšetřovací oblasti. Obecně je můžeme rozdělit jako cívky permanentně zabudované v MRI přístroji a cívky povrchové. (NEKULA, 2007)



#### **4.6.1 PERMANENTNĚ ZABUDOVANÉ CÍVKY**

Volumová cívka slouží prvotně jako vysílač elektromagnetického impulsu. Je navinutá kolem gantry magnetu.

K vyrovnávání nehomogenity magnetického pole, které je důležité k správnému zobrazení MRI obrazu, slouží vyrovnávací cívky (shim coil).

Gradientní cívky vytvářejí magnetické pole ve směrech  $x$ ,  $y$ ,  $z$ . Díky nim jsme schopni vytvořit gradientní pole pro danou rovinu a zajistit přesnou lokalizaci přijímaného signálu. (SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007)

#### **4.6.2 POVRCHOVÉ RADIOFREKVENČNÍ CÍVKY**

Jsou převážně používané jako přijímací a mají vyšší citlivost nežli celotělové. Jsou tvořeny z tenkých pásků nebo dutých měděných trubiček a jsou tvarované podle typu vyšetřovací oblasti. Přikládají se těsně k tělu pacienta, protože nehomogenní pole způsobené touto cívkou má veliký pokles intenzity v závislosti na vzdálenosti od roviny cívky. Další výhodou povrchové cívky je snadná lokalizace vyšetřované oblasti.

Podle různých vyšetřovacích oblastí máme cívky hlavové (které slouží k vyšetření hlavy a krční páteře), páteřní, kolenní, ramenní... K vyšetření prsou se používá prsní (bimamární) cívka. Pacientka si lehá na břicho a prsa vkládá do speciálně vytvarované cívky, která tlumí pohybové artefakty způsobené dýcháním.

(SEIDL, VANĚČKOVÁ, 2007), (NEKULA, 2007)

### **4.7 KONTRASTNÍ LÁTKY**

Nejčastěji jsou to paramagnetické (magnetické vlastnosti látky se objeví jen v přítomnosti vnějšího magnetického pole) chelátové komplexy na základě gadolinia (samotné gadolinium je pro tělo toxické, protože blokuje kalciové kanály). Principiálně mění vlastnosti vyšetřované oblasti, zkracují se  $T_1$  a  $T_2$  relaxační časy. Zkrácením  $T_1$  relaxačního času v T1WI, je tkáň nasycená kontrastem zobrazena hypersignálně, naopak zkrácením  $T_2$  relaxačního času v T2WI je tkáň zobrazena hyposignálně. Dalším druhem kontrastních látek jsou látky, které jsou složeny z různých kovů železa, manganu, chromu. (HEŘMAN, 2014)

Gadovist je komerční název pro kontrastní látku na bázi gadolinia určenou k intravenóznímu podání. Dávkování se liší na základě vyšetřovací oblasti, přibližně se používá v dávce 0,1 ml/kg tělesné hmotnosti a je obvykle dostačující k zodpovězení klinických otázek. (FARMACEUTIKA / <http://farmaceutika.info/gadovist-1-0-mmol-ml>)

Omniscan je kontrastní látka, která obsahuje Gadodiamidum. Je aplikovaná intravenózně a v obvyklé dávce 0,2 ml/kg tělesné hmotnosti. U pacientů s přecitlivělostí na kontrastní látku a se závažným onemocněním ledvin nesmí být Omniscan podán. Vzhledem ke kumulaci přípravku v ledvinách a následnému špatnému vylučování z těla, se nadále neužívá. (FARMACEUTIKA / <http://farmaceutika.info/omniscan-0-5-mmol-ml>)

MultiHance je roztok dimeglumini gadobenas určený k diagnostickým účelům MR vyšetření. Podává se intravenózně v dávce 0,2 ml/kg tělesné hmotnosti. Zvláštní opatrnosti při použití přípravku dbáme u pacientů, kteří trpí vysokým krevním tlakem, onemocněním srdce anebo mají problémy s ledvinami. (FARMACEUTIKA / <http://farmaceutika.info/multihance>)

Magnevist je komerční název pro látku Dimeglumini gadopentetas, taktéž sloužící k intervenčnímu podání. Jeho koncentrace v roztoku je o něco nižší, proto k relevantní diagnostice je potřeba v dávce 0,2 ml/kg tělesné hmotnosti. Avšak dávky se liší na základě vyšetřovací oblasti. Kontraindikací k použití látky je nedostatečná funkce ledvin. (FARMACEUTIKA / <http://farmaceutika.info/magnevist>)

## **4.8 KONTRASTNÍ MR METODY**

Ateriar spin labeling (ASL–MRI) využívá jako kontrastní látku magneticky značenou vodu nacházející se v arteriální krvi. Magnetické značení způsobíme tím, že na ni působíme impulzem o 180°. Krev následně protéká zobrazovanou oblastí a změni magnetizaci dané tkáně. Porovnáním s nativním zobrazením, získáme perfuzní obraz, který nám udává informaci o průtoku krve zvolenou oblastí. (DETRE, 2010)

Dynamic susceptibility contrast (DSC- MRI) je metoda, která využívá nejčastěji chaláty gadolinia jako kontrastní látky v T<sub>2</sub> vážených obrazech. Látka je podávána intravenózně, kde dochází k rozložení látky na molekuly a vytvoření susceptibilního gradientu (molekuly se snaží natočit ve směru vnějšího magnetického pole a tím

dochází v požadované oblasti k jeho mírnému zesílení). Nejčastěji se metoda používá k diagnostice cévní mozkové příhody, průtoku krve, aneurismat atd. (SEMMINEH,2014)

Dynamic contrast-enhanced (DCE) je dynamická vyšetřovací metoda založena na schopnosti kontrastní látky šířit se cévním řečištěm i skrze cévní stěny do mimobuněčných prostor. Právě rychlost šíření nám může signalizovat charakter tkáně. Maligní tkáně jsou agresivnější, proto obvykle propouští makromolekulární látky (sycení kontrastem probíhá rychleji) oproti benigním nádorům, které mají propustnost membrány omezenou. Délka výskytu kontrastní látky ve sledovaných tkání se pohybuje v rozmezí několika minut.

Kontrastní látka, podaná nitrožilně, způsobuje v naaplikovaných tkáních nehomogenitu magnetického pole a ovlivňuje tím relaxační rychlost  $T_1$ . Použitím T1WO před (nativní snímkování) a posléze po aplikaci kontrastu, můžeme detekovat změnu intenzity v jednotlivých voxelech a tím určit rychlost průchodu v tkáni. Při měření DCE obvykle používáme gradientní sekvenci FLASH, pro kterou je charakteristický flip angle menší než  $15^\circ$  a následná snaha eliminace zbytku vektoru příčné magnetizace (TE je dlouhé).

Výstupním výsledkem dynamických sekvencí jsou perfuzní parametry (objem kontrastu zachyceného v extracelulárním prostoru a rychlost perfuze). Získaná data jsou zakreslena do křivek závislosti intenzity signálu na čase v definované oblasti zájmu a následně hodnoceny vizuálně, anebo pomocí tzv. farmakokinetických modelů. (SOURBRON, 2013), (PADHANI, 2006)

#### **4.9 KONTRAINDIKACE K VYŠETŘENÍ**

Příprava pacienta na vyšetření magnetickou rezonancí není prakticky nutná, i po podání kontrastní látky intravenózně, není potřeba nechat pacienta lačnit. Co je však nezbytné, znát indikaci pacienta k vyšetření, s pečlivostí zkontrolovat vyplněný dotazník a informovaný souhlas. Všeobecně můžeme rozdělit kontraindikace na relativní, kdy při správném dodržení postupu lze pacienta vyšetřit a na absolutní, které se pro pacienta stávají fatální, pokud vyšetření absolvuje.

#### **4.9.1 RELATIVNÍ KONTRAINDIKACE**

Přesto, že nebyly prokázány žádné vývojové změny plodu v důsledku vyšetření MR, v prvním trimestru se vyšetření neprovádí, pokud není matka ohrožena na životě. V pokročilejším průběhu těhotenství není MR vyšetření omezeno, dokonce se v některých případech využívá pro prenatální diagnostiku.

U pacientů trpících klaustrofobií, lze vyšetření provést díky podání analgosedace před vyšetřením, v těžkých případech se vyšetření provádí pod celkovou anestézií.

Pacienty se stenty, venosními filtry, totálními endoprotézami, je možné vyšetřit na magnetické rezonanci, záleží však, z jakého materiálu jsou implantáty zhotoveny. U každé operace je veden záznam o použitých implantátech a jejich kompatibilita s magnetickým polem. Je však nutno uvážit, zda se implantát nenachází v blízkosti námi vyšetřované oblasti. Neznamená, že pokud je materiál atestovaný na určité magnetické pole, neovlivňuje jeho homogenitu (může způsobit vznik obrazových artefaktů).

(VOMÁČKA, 2014)

#### **4.9.2 ABSOLUTNÍ KONTRAINDIKACE**

Jednou z nejznámějších absolutních kontraindikací je kardiostimulátor, vlivem silného magnetického pole může dojít k přerušení přístroje nebo jeho přenastavení. I pokud pacient už kardiostimulátor nemá, ale v těle zůstaly elektrody, jedná se též o absolutní kontraindikaci. Právě elektrody vytvářejí pomyslnou smyčku, kde při působení silného magnetického pole je indukován proud.

Střepiny z feromagnetických materiálů často v těle zůstanou po nehodě, nebo po výbuchu granátu. Ty se vlivem silného magnetického pole zahřívají anebo vychylují ze své lokace. Před vyšetřením na MR je nutno provést RTG snímkování, pokud je podezření na jejich výskyt v těle.

Obecně všechny nekompatibilní elektronicky řízené implantáty, i když nemusí zrovna ohrozit pacienta na životě, po vstupu do silného magnetického pole ztrácí svoji funkci a musí být posléze nahrazeny za nové.

(VOMÁČKA, 2014)

## 5 VYŠETŘENÍ PRSU NA MAGNETICKÉ REZONANCI

Magnetická rezonance prsu poskytuje anatomické a fyziologické informace o zobrazovaných tkáních. Použité sekvence by měly ideálně poskytnout co nejvíce těchto informací. Přičemž specifické parametry a použité sekvence se liší pracoviště od pracoviště a závisí na preferencích popisujícího radiologa a na dostupné hardwarové a softwarové technice, nicméně stále platí standardizace protokolů.

Proces tvorby nových krevních kapilár, angiogeneze je u dospělého jedince znakem patologických procesů. Právě tato aktivita je základem pro detekci rakoviny prsu pomocí magnetické rezonance. Mikroskopická a makroskopická struktura nového kapilárního systému se liší jak perfuzí kapilárního řečiště, tak i svou stavbou. Na rozdíl od počítačové tomografie, která je založena na absorpci rentgenového záření, u MR v T1WI nastává po aplikování kontrastní látky nelineární zvýšení intenzity signálu v místech se zvýšenou vaskularizací.

(KUHL, 2007)

### 5.1 INDIKACE K MR VYŠETŘENÍ

Vyšetření prsu magnetickou rezonancí je považováno za další diagnostický stupeň ke konvenčním zobrazovacím metodám. Svou vysokou senzitivitou dokáže odhalit patologické léze, které díky vysoké denzitně prstní tkáně u některých pacientek, nebo díky biologickým charakteristikám nádorů (BRCA), nelze správně odhalit na mamografu. Mezi hlavní indikace k provedení vyšetření na magnetické rezonanci patří:

- Screening vysoce rizikových pacientek, nečastěji nositelek mutace genu BRCA, anebo s větší než 20 - 25 % možností propuknutí rakoviny prsu.
- Detekce multifokálních, multicentrických a bilaterálních lézí.
- Předoperační staging a následovné plánování terapie.
- Zjištění rozsahu tumorózního postižení, případné infiltrace do hrudní stěny.
- U skrytého primárního nádoru slouží jako potvrzení přítomnosti metastatického postižení lymfatických uzlin

- Monitoring pacientek podstupující neadjuvantní chemoterapii. Rychlé zhodnocení efektu chemoterapie.
- Rozlišení pooperačních a postradiačních změn od recidivy karcinomu prsu. Pacientky po chirurgickém zákroku mohou být vyšetřeny nejdříve za 6 měsíců. Pacientky, které prodělaly léčbu radioterapií, mohou absolvovat MR vyšetření 12 měsíců po ukončení ozařování. Pokud není dodržen příslušný časový odstup, mohou být diagnostikovány falešné negativní či pozitivní nálezy.
- Posouzení integrity prsních implantátů (protokol bez kontrastní látky za použití tkáňově specifických sekvencí).

Výsledek vyšetření MR prsu je hormonálně dependentní. Nález se může stát falešně pozitivním či negativním v důsledku hormonální terapie, hormonálních substitucí a fází menstruačního cyklu. Proto je pacientkám doporučeno vyšetření provádět ve 2. týdnu menstruačního cyklu a případné vysazení hormonální substituční terapie.

(ŘEZÁČOVÁ, 2009), (STEYEROVÁ, 2017)

## **5.2 ZOBRAZENÍ PRSNÍCH NÁDORŮ V MR OBRAZE**

Ze všech zobrazovacích technik, které jsou v současné době k dispozici, nabízí MR nejvyšší citlivost pro invazní karcinom prsu. Míra citlivosti MR vyšetření se odvíjí od typu karcinomu. Viditelné objekty posuzujeme podle tří kritérií, velikosti a tvaru objektu, způsobu a rychlosti sycení a podle intenzity signálu v jednotlivých sekvencích.

Z hlediska posouzení velikosti nás zajímají objekty větší než li 5 mm, menší nejsme schopni charakterizovat (zejména z pohledu průběhu sycení). Tvar může být oválný, kulatý, lobulární či nepravidelný (v tomto případě je až 32% šance, že se jedná o maligní nádor). Okraj objektu se může jevit jako hladký, nepravidelný nebo bez jasného ohraničení, u kterého je až 80% šance, že se jedná o maligní nádor.

Změna intenzity signálu v  $T_1$  a  $T_2$  vážených obrazech a kinetika sycení v dynamických sekvencích nám pomáhá objekt dále specifikovat. V prekontrastním  $T_1$  obrazu bez tukové suprese se zobrazí případný patologický výskyt tukové tkáně. Jako

hypersignální se nám tedy bude jevit tuk v hematomech, intramamálních lymfatických uzlinách nebo u nekróz. Pokud v prekontrastním T<sub>2</sub> obraze potlačíme tuk, hypersignálně se nám zobrazí ložisko na základě vody. Jedná se zejména o cysty, lymfatické uzliny a posttraumatické nekrózy v tukové tkáni. Naopak nízká intenzita signálu může charakterizovat maligní tkáň. (viz tabulka č. 3)

<b>T2WI s potlačením tuku</b>	
<b>střední signál</b>	<b>nízký signál</b>
ILC	IDC
DCIS	sklerotický fibroadenom
fibrotické změny	zjizvení

Tabulka 3 – Hyposignální patologie v T2WI s potlačením tuku

Zdroj: autor

Vizuální sycení objektu v dynamických sekvencích rozdělujeme na šest různých průběhů.

- Homogenní enhancement – sytí se jednotně s homogenním rozložením.
- Heterogenní enhancement – sycení probíhá nerovnoměrně v závislosti na variativním složení tkáně
- Sycení po obvodu objektu, kdy se hypersignálnost soustřeďuje především po obvodu zkoumaného objektu. Tento typ sycení je charakteristický pro invazivní duktální karcinom, nekrózy tkáně a zánětlivé cysty.
- Hyposignálnost uvnitř objektu je typická pro fibroadenomy, zvláště když okraj je hladký či má lobulární charakter.
- Nasycení vnitřních linií, zbytek ložiska je nenasyčeno. Ve většině případů značí malignitu.
- Centrální enhancement – sycení s lokací v ohnisku objektu

Kinetiku sycení můžeme také posuzovat pomocí měření intenzity signálu ve vybraném prostoru léze. Kinetická křivka se liší svým průběhem, v jednotlivém časovém rozdělení. Průběh křivky v počátku, tedy v prvních dvou minutách může být rychlý, střední nebo pomalý. Následně po aplikaci kontrastu dochází ke zvýšení křivky,

snížení (vymývání) anebo se velikost zásadně nemění. 1. typ křivky má pomalý konstantní nárůst v celém jejím čase. 2. typ křivky začíná středně rychlým nárůstem, po aplikaci kontrastu osciluje nahoru a dolů s rozptylem 10 %, avšak má stále stoupající tendenci. 3. typ začíná rychlým nárůstem s následovným poklesem v pozdní fázi.

Charakteristika neložiskového enhancementu je důležitá pro další diagnostiku nádoru. Zajímá nás zejména distribuce, zesílení intenzity signálu, případná symetrie či asymetrie. (viz tabulka č. 4)

<b>Distribuce neložiskového enhancementu</b>		
<b>fokální</b>	zasahuje méně než 25% kvadrantu prsu	
<b>duktální</b>	distribuce se projevuje v duktálním vývodu	60% maligní charakter
<b>lineární</b>	distribuce má lineární charakter, avšak bez duktální orientace	31% maligní charakter
<b>segmentální</b>	distribuce klínového charakteru směrem k bradavce	78% maligní charakter
<b>regionální</b>	zasahuje více než 25% prsního kvadrantu	21% maligní charakter
<b>difúzní</b>	typický pro benigní nádory	

Tabulka 4 – Distribuce kontrastu v neložiskovém enhancementu

Zdroj: autor

(CHENG, LI, 2012), ( GIESS, 2013)

### 5.2.1 SPECIFIKACE LOŽISKOVÝCH ZOBRAZENÍ

Cysty jsou hypersignální v T2WI. Postkontrastně v T1WI jsou hyposignální s občasným nasycením okrajů.

Fibroadenom patří mezi nejčastější benigní léze. Morfologicky se vyznačují kulovitým či oválným tvarem, s jasně specifikovaným okrajem. V kinetice sycení kopírují křivku typu 1.

U DCIS je kinetika sycení nejednoznačná, zvláště pak u počínajících stádií. V mnoha případech je nádor v počáteční fázi pomalu sycen, avšak nevykazuje proces



vymývání. Distribuce neložiskového enhancementu se projevuje jako dukální, lineární či segmentální distribuce.

Invazivní dukální karcinom se na MR obrazu projevuje jako nepravidelné ložisko s neostrým ohraničením, postkontrastně s heterogenním sycením a okrajovým zvýrazněním. V kinetice sycení kopírují křivku typu 3.

Invazivní lobulární karcinom může vykazovat na MR obrazu benigní charakteristiky a to zejména díky slabé angiogenní aktivitě. Nádor je často zásobován pomocí difúze z již existujících fibroglandulárních kapilár.

( GIESS, 2013), (KUHL, 2007)

### **5.3 VYŠETŘOVACÍ POSTUP NA MR**

Nejprve zkontrolujeme iniciály pacientky a zda má podepsaný informovaný souhlas. Znovu se ujistíme, že pacientka porozuměla všemu, co se v něm píše a že nemá žádné kontraindikace, které by bránily vyšetření na MR. Poté naaplikujeme kanylu a zkontrolujeme, zda je žíla dostatečně elastická, aby vydržela tlak vyvolaný aplikací kontrastní látky. Poučíme pacientku o zákazu nošení feromagnetických materiálů a elektronických předmětů do vyšetřovací místnosti a poprosíme ji, aby si odložila do půlky těla.

Zvolíme vhodnou bilaterální mamární cívku a připojíme ji k MR přístroji. Pacientku položíme na břicho do cívky s rukama uvolněnými nad hlavou, ale tak, aby nebyly sepjaty (zabráníme tím případným popáleninám vzniklým v důsledku radiofrekvenční indukce). Poloha je ideální pro potlačení pohybových artefaktů způsobených dýcháním. V případě, že pacientka prodělala nedávnou mastektomii, podložíme žebra něčím měkkým, tak, aby se přímo nedotýkala okrajů otvorů prsní cívky. Ujistíme se, že obě prsa visí volně v otvoru, bez přidané tukové břišní tkáně. Po fixaci a správném uložení pacientky zvolíme vhodné FoV, následované vhodně zvoleným vyšetřovacím protokolem.

(CANNON, 2016)

Jak již bylo zmíněno, detaily klasických vyšetřovacích protokolů se liší pracoviště od pracoviště. Technické minimum pro zobrazení prsní tkáně začíná na 1,5 T přístrojích. Průměrný vyšetřovací čas se pohybuje v rozmezí od 15 - 30 min a zahrnuje:

- T2WI s anebo bez potlačení tuku
- T1WI nativní
- Dynamické T1WI s anebo bez potlačení tuku, po aplikování kontrastu v 5 - 8 opakováních. Následně se provádí substrakce obrazů.
- DWI anebo MR spektroskopii (na 3 T přístrojích)

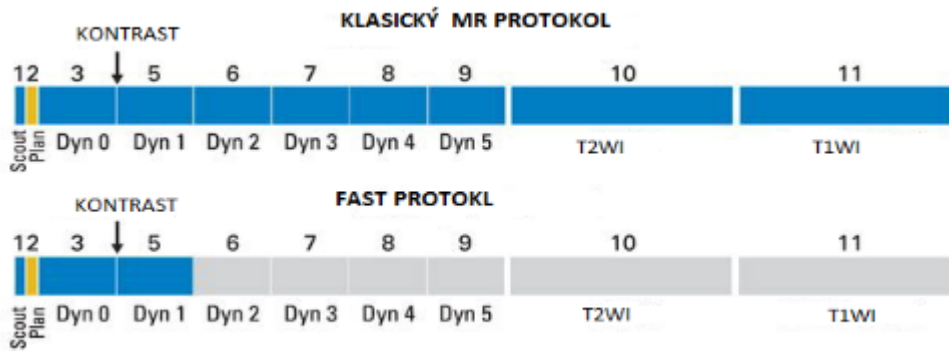
(STEYEROVÁ, 2017)

#### **5.4 FAST PROTOKOL**

Zobrazení prsu pomocí magnetické rezonance má velkou senzitivitu vůči detekci karcinomu prsu. Často se používá až jako druhá metoda k potvrzení či vyvrácení nálezů na mamografii či ultrazvuku. V poslední době se zvyšuje nárůst MR vyšetření v rámci screeningu a to zejména u rizikových pacientek. Právě metoda FAST MR by měla přispět ke zkrácení časů vyšetření a finanční úspoře, což by mohlo vést k umožnění plošného screeningu těchto pacientek. Podle studie Kuhlové bylo prokázáno, že 3 minutový FAST protokol je z pohledu screeningu srovnatelný se standardním 21 minutovým.

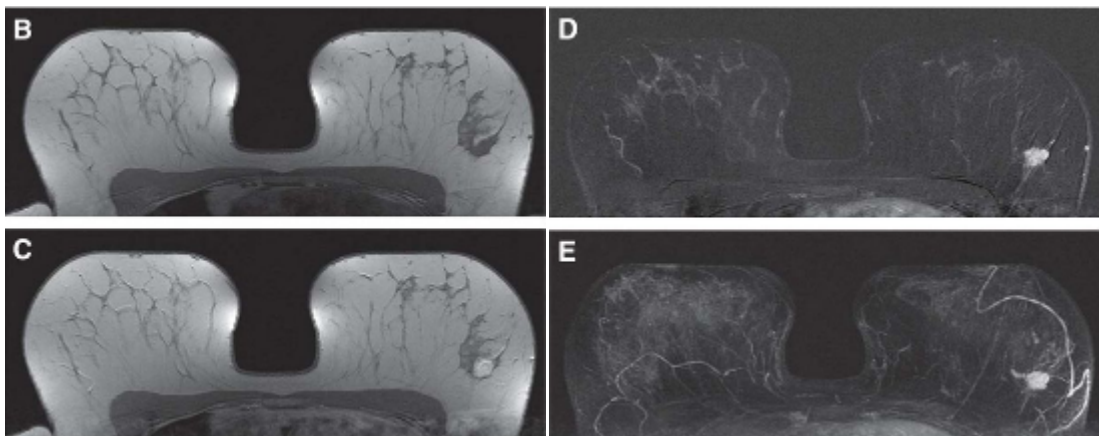
Zredukováním klasického protokolu na elementární prvky získáme FAST protokol. Je tvořen pouze jednou akvizicí před podáním kontrastní látky a jednou postkontrastní akvizicí a následně z nich odvozenými obrazy (první postkontrastní substrahovaný obraz a obraz s maximální intenzitou – MIP).

(MORRIS, 2014), (KUHL, 2014)



Obrázek 5 – Schematické znázornění klasického a FAST protokolu

Zdroj: KUHL, 2014, str. 2304 (zdroj byl upraven podle potřeb autora)



Obrázek 6 – Klinický příklad FAST protokolu, vznik substrahovaného a MIP obrazu

Zdroj: KUHL, 2014, str. 2304 (zdroj byl upraven podle potřeb autora)

Na obrázku č. 6 vidíme pacientku s levostrannou rakovinou prsu. Na snímku B je prekontrastní dynamická akvizice – Dyn 0. Snímek C ukazuje první postkontrastní dynamickou akvizici- Dyn 1. Snímek D vznikl odečtením obrazu B od obrazu C. Na snímku E je trojrozměrný výstup MIP, který vznikl fúzí všech tří obrazů.

(KUHL, 2014)

## 6 SBĚR DAT A HODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

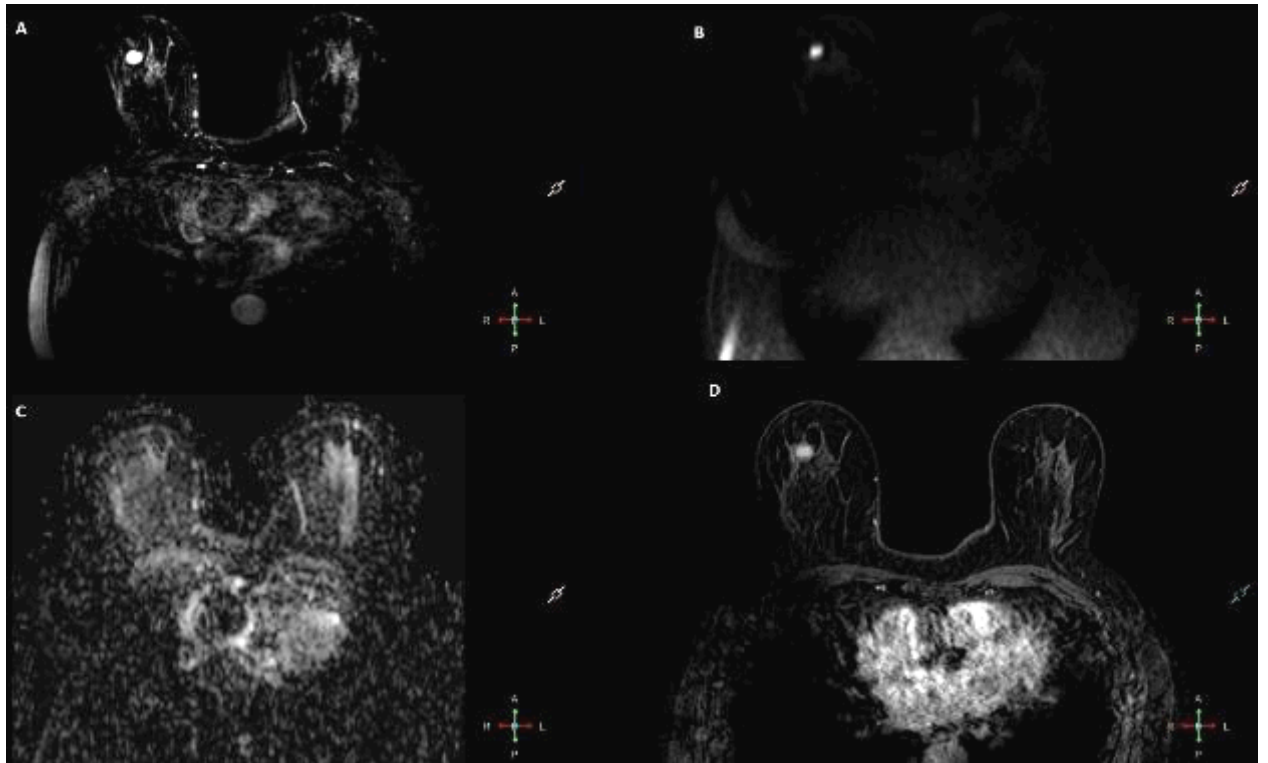
V této kapitole se budeme zabývat protokoly, naměřenými daty a jejich následným statistickým hodnocením. Sběr dat probíhal na pracovišti magnetické rezonance VFN. Klasický protokol pro vyšetření prsu na MR se provádí 1,5 T přístroji Philips. Cívka je použita bilaterální 7 kanálová – MammoTrack. Podání kontrastní látky MultiHance se aplikuje pomocí magneticky kompatibilní infuzní pumpy Medrad.

K vytvoření zkráceného protokolu jsme využili již naměřených dat námi určených sekvencí a simulovali tak podmínky MR FAST protokolu.

### 6.1 KLASICKÝ MR PROTOKOL VFN

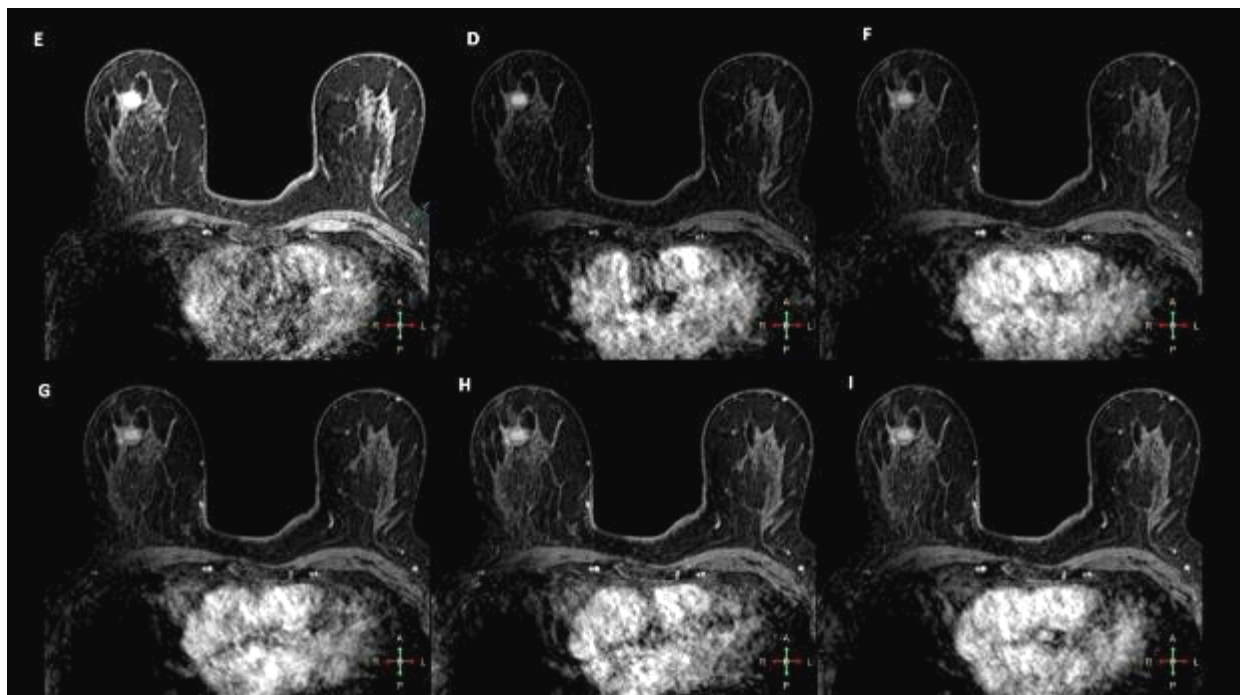
K demonstraci protokolu jsme použili pacientku č. 46 s diagnostikovaným invazivním lobulárním karcinomem v levém prsu.

1.  $T_2$  vážený obraz s potlačením tuku – SPAIR (snímek A)
2. Difúzně vážený obraz – single shot (snímek B)
  - ADC – Signalizuje míru difúze vodních molekul. Hodnoty jsou softwarem automaticky vypočítány a zobrazeny jako parametrické mapy. (snímek C)
3. THRIVE (ultra rychlé gradient echo, speciální název sekvence používaný firmou Philips) dynamiky v  $T_1$  váženém obraze
  - Nativní snímek (snímek E)
  - Aplikace MultiHance 0,2 ml/kg váhy
  - 5 postkontrastních dynamických sekvencí
    - 1. dynamická sekvence (snímek D)
    - 2. dynamická sekvence (snímek F)
    - 3. dynamická sekvence (snímek G)
    - 4. dynamická sekvence (snímek H)
    - 5. dynamická sekvence (snímek I)



Obrázek 7 – Diagnostický protokol VFN 1. část

Zdroj: autor



Obrázek 8 – Diagnostický protokol VFN 2. část

Zdroj: autor

## 6.2 HODNOCENÍ SPOLEHLIVOSTI

Kapitola se zabývá hodnocením spolehlivosti detekce nádorů ve zkráceném protokolu MR prsu. Soubor pacientek pochází z databáze VFN v rozmezí let 2014 - 2016 a týká se těch, které podstoupily vyšetření MR před léčbou (operační či primární systémovou léčbou - Bi-RADs. Výběr pacientek probíhal nejprve vyčleněním diagnózy C50. Všechny zde uvedené příklady mají biopticky prokázanou malignitu.

Pořízení obrazů probíhalo na přístroji Philips 1.5T s připojenou bilaterální 7 kanálovou prsní cívkou. K simulaci zkráceného protokolu byly využity retrospektivně sekvence a rekonstrukce klasického protokolu a to v pořadí:

1. T1WI - nativní sekvence s potlačením tuku
2. Aplikace kontrastní látky MultiHance, v koncentraci 0,2 ml/ kg váhy pacientky následující 20 ml fyziologického roztoku rychlostí 1,5, automatickým injektorem Medrad.
3. 1. dynamická postkontrastní sekvence začíná po dotečení kontrastu následovaným fyziologickým roztokem a trvá 60 s..
4. 2. dynamická postkontrastní sekvence je časovaná po 60 s.
5. Provedení automatických subtrakcí obrazu, nativní snímek od kontrastních sekvencí

K analýze byly použity MIP obrazy, které byly nadále rekonstruovány v dedikovaném programu Philips Intellispace Portal.

V následném hodnocení nálezů byly pozitivně označeny ty, u kterých je jasně patrná patologie. Negativně byly označeny nálezy bez patrné patologie. Nález v MR obraze, který má nepatrný korelát a při rutinním vyšetření by byl hodnocen jako negativní, byl označen jako nejednoznačný. Nálezy byly hodnoceny izolovaně pro každou stranu (pravá, levá) a dynamiku (1. a 2. dynamická postkontrastní sekvence) zvlášť.

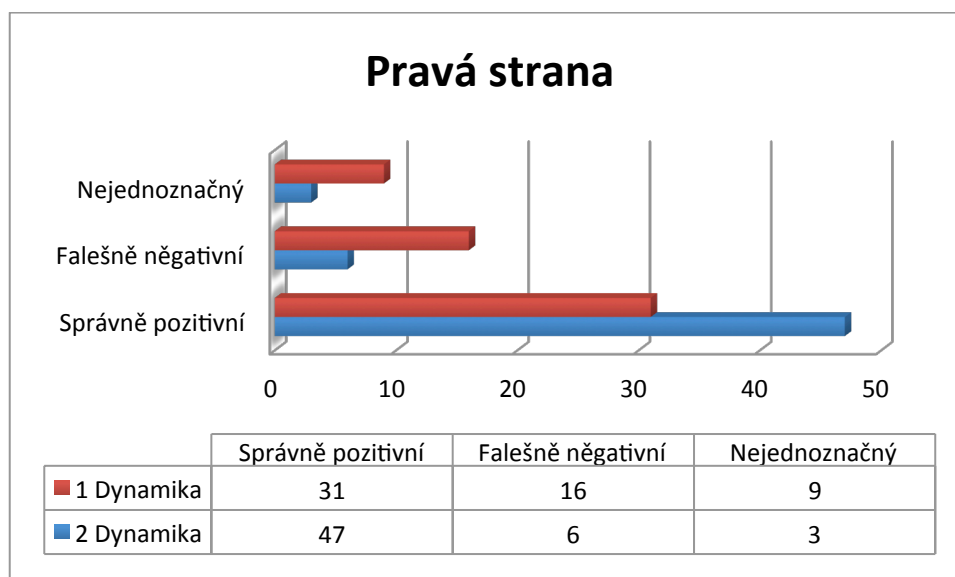
### 6.2.1. VÝSLEDKY

Celkem bylo vybráno 104 pacientek ve věku 31-77 let (průměr 56,1, medián 57,5). Nádorů bylo klasifikováno 107, 3 pacientky jsou bilaterálně postiženy. Do studie byly zahrnuty histologické výsledky, kde karcinom DCIS se vyskytl u 18 pacientek, IDC nebo IC NST (no specific type) u 28 pacientek, smíšený IDC karcinom se vyskytl 5 krát, ILC karcinom 35 krát a jeden metaplastický karcinom. 20 výsledků histologie nebylo k dispozici, jedná se však o ověřené maligní nádory.

	1 dynamika		2 dynamika	
	Pravá	Levá	Pravá	Levá
<b>Správně pozitivní</b>	31	26	47	41
<b>Falešně negativní</b>	16	14	6	6
<b>Nejednoznačný</b>	9	10	3	4

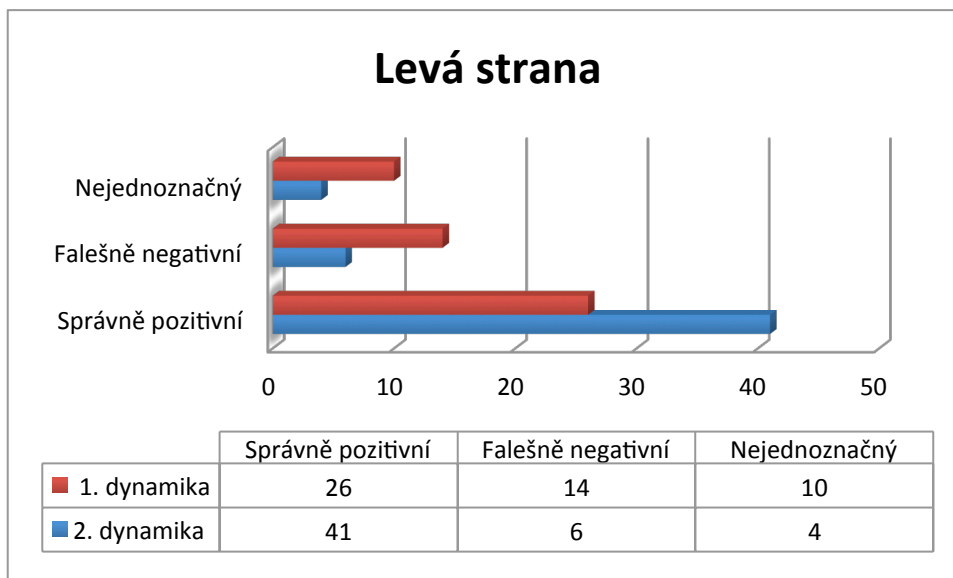
Tabulka 5 – Výsledná senzitivita

Zdroj: autor



Graf 1 – Rozdíl senzitivity 1. a 2. dynamiky na pravé straně

Zdroj: autor



Graf 2 – Rozdíl senzitivity 1. a 2. dynamiky na levé straně

Zdroj: autor

U první dynamiky bylo správně detekováno 57 ze 107 projevů malignity, výsledná senzitivita je 53,3%. Pokud však započítáme 19 nejednoznačných nálezů a budeme je vnímat jako pozitivní, vyjde nám senzitivita **71%**.

Ve druhé dynamické sekvenci bylo správně detekováno 88 ze 107 maligních patologií. Tím pádem nám vychází senzitivita 82,2 %. S připočtením 7 nejednoznačných patologií vychází senzitivita **88,8%**.

### 6.2.2. INTERPRETACE VÝSLEDKŮ

Z výše uvedených výsledků je patrné, že senzitivita v 2. dynamice se zvýšila o 17%. Právě časování pořizování postkontrastních skenů je důležitým aspektem pro budoucí zavedení standardizovaného FAST protokolu. V tabulce 6 jsou vyčleněny ty případy, u kterých 1. a 2. dynamika měla nejednoznačný anebo falešně negativní charakter. Pokud se podíváme blíže na řádek 1 - 3, je patrné, že načasování 1. dynamiky proběhlo v časné fázi. Zvláště pak na příkladu ILC karcinomu, který je zde v nejpočetnějším zastoupení, u kterého může docházet k pozdnímu sycení. Na 4. řádku vidíme karcinomy, které ani po 2. dynamické sekvenci nebyly v MR obraze zachyceny. Jedná se v drtivém případě o DCIS a ILC karcinomy. Důvodem falešné

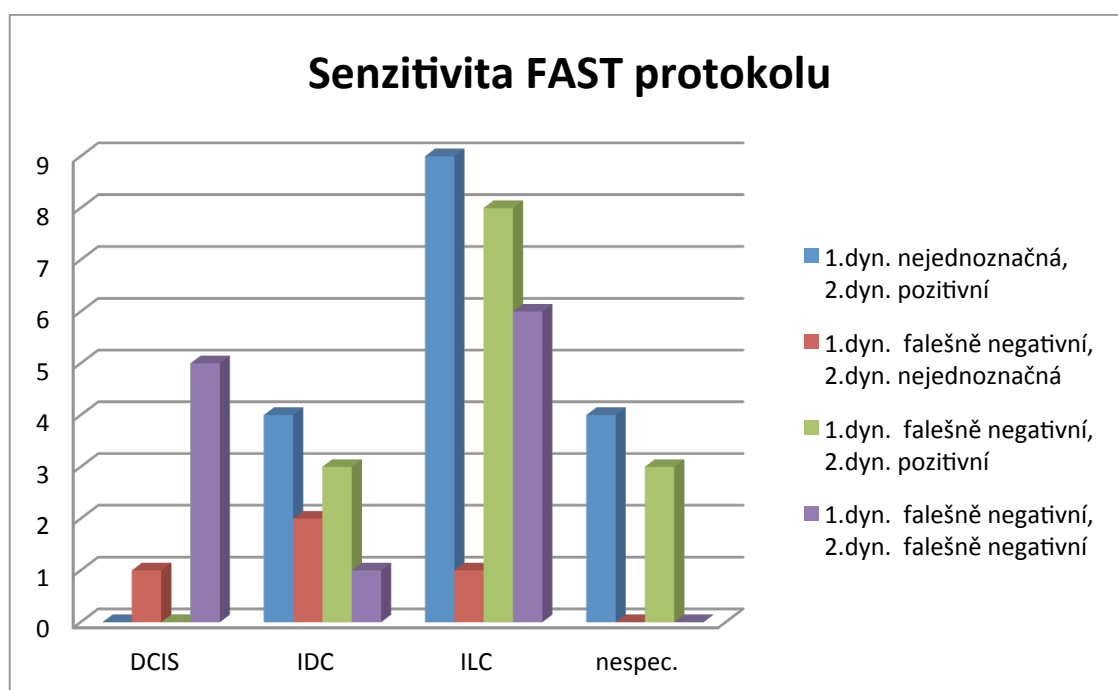


negativity je nízká angiogenní aktivita. U DCIS nádorů se často neovaskularita nevyskytuje a u časných ILC karcinomů není dostatečně vyvinuta.

		DCIS	IDC	ILC	nespec.
1.dyn nejednoznačná	2.dyn pozitivní	0	4	9	4
1.dyn falešně negativní	2.dyn nejednoznačná	1	2	1	0
1.dyn falešně negativní	2.dyn pozitivní	0	3	8	3
1.dyn falešně negativní	2.dyn falešně negativní	5	1	6	0

Tabulka 6 – Nejednoznačná senzitivita

Zdroj: autor



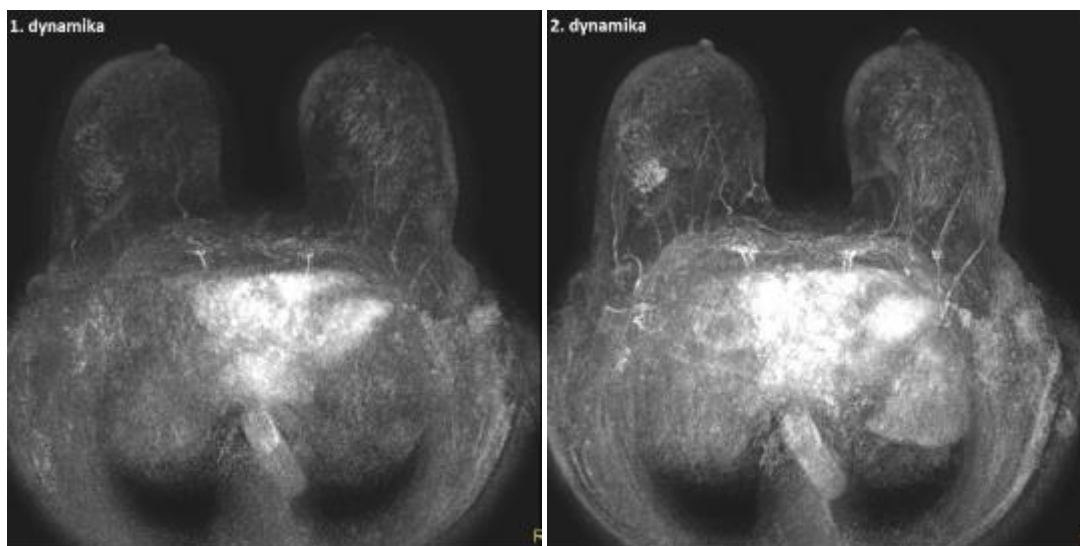
Graf 3 – Nejednoznačná senzitivita

Zdroj: autor

### 6.2.3. VYBRANÉ PŘÍKLADY ZOBRAZENÍ NÁDORU

Do této podkapitoly jsme zařadili dvě pacientky, které podstoupily MR vyšetření prsu v roce 2014.

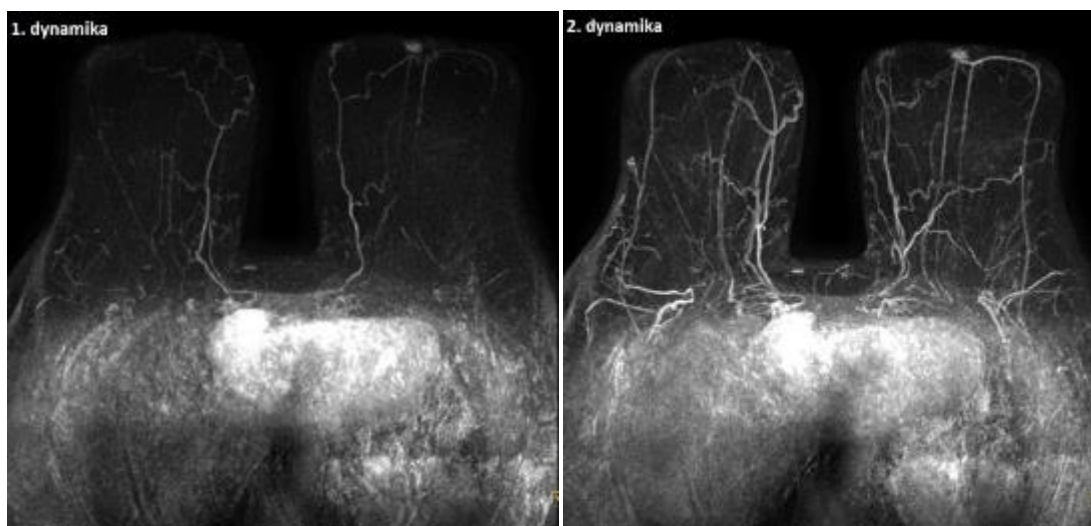
U první pacientky č. 81 (66 let) byl vpravo histologicky diagnostikován ILC solidní karcinom. Závěr vyšetření s použitím klasického MR protokolu potvrzuje tumorové ložisko vpravo s drobnými satelity. Avšak 1. dynamika nám vyhodnotila falešně negativní nález, který byl až ve 2. dynamice hodnocen jako patologický.



Obrázek 9 – Pacientka č. 81

Zdroj: autor

U druhé pacientky č. 91 (77 let) byl vlevo také histologicky diagnostikován ILC solidní karcinom. Závěr vyšetření s použitím klasického MR protokolu potvrzuje tumorové ložisko vlevo za dolním okrajem dvorce s následnou infiltrací dvorce. 1. a 2. dynamika potvrzuje závěr vyšetření (pozitivita potvrzena v obou dynamikách, bez vlivu časování sekvence).



Obrázek 10 – Pacientka č. 91

Zdroj: autor

## 7 DISKUZE

Citlivost MR oproti konvenčním metodám není negativně ovlivněna množstvím ani hustotou fibroglandulární tkáně, zjizvením tkáně a ani prsními implantáty. Její citlivost je dependentní na druhu a stádiu zobrazovaného karcinomu a správnému načasování dynamických sekvencí. Podíváme-li se blíže na výzkumnou práci Nunsové z roku 2001, která uvedla senzitivitu 96% a specifickou 80% v MR klasického protokolu z výzkumného vzorku 454 patologických lézí, naležeme 16% rozdíl mezi detekcí nádoru a falešnou negativitou.

Konvenční MR protokol je využíván jako druhá linie k řešení diagnostických problémů. Naše studie se zabývá zkráceným – FAST protokolem, který by mohl přispět k novému pohledu na mamografický screening rizikových pacientek. Tím, že protokol zredukujeme pouze na nativní a jednu poskontrastní dynamiku. Právě správné načasování postkontrastní dynamiky vnímáme jako klíčové. Je nutno odlišit časné sycení patologie oproti pozdějšímu sycení benigní léze.

V námi vybraném vzorku 104 pacientek bylo histologicky diagnostikováno 107 nádorů. Při simulaci zkráceného protokolu 1. dynamika prokázala senzitivitu 71% a 2. dynamika 88,8% . Je patrné, že pro vytvoření budoucího standardizovaného FAST protokolu, je nutné časově posunout postkontrastní sekvenci mezi velmi časnou a časnou fází. Obě sekvence jsou standardizovaně časovány po 60 s.

Nevětší roli ve zlepšení senzitivity u 2. dynamiky hrály invazivní lobulární karcinomy, u kterých často nastává pozdější sycení. Dalšími špatně detekovanými nádory byly DCIS a rané formy IDC. Protože u intraduktálních typů rakoviny prsu je angiogenní aktivita nízká, respektive žádná, může být na MR obtížné tyto nádory diagnostikovat.

V rámci porovnání výsledků s literaturou, u které se uvádí senzitivita karcinomu prsu 91% - 99% a studií Nunsové, hodnotíme náš výsledek pozitivně. Odchylka senzitivity může být dána výběrem malého vzorku pacientek a podílem velkého množství ILC a DCIS karcinomů, u kterých je obecně senzitivita MR vyšetření snížena.

## ZÁVĚR

Diagnostické MR vyšetření prsu patří k léty ověřeným metodám. V diagnostickém algoritmu stojí však až za vyšetřením na mamografu a ultrasonografií. To je dáno jak finanční náročností, tak délkou vyšetření a dlouhými čekacími termíny. Avšak při určení diagnózy hraje významnou a nezastupitelnou roli.

V rámci práce se zabýváme problematikou FAST protokolu, který by mohl být do budoucna standardizovaným screeningovým vyšetřením a to zejména u pacientek s vysokým rizikem výskytu rakoviny prsu. Základním pozitivním rysem je zkrácení vyšetřovacího času až o 85 %, avšak s maximální možností výtěžnosti dat. Zavedením této screeningové metody vznikne významná časová i finanční úspora, která v konečném důsledku může vést k navýšení počtu vyšetřených pacientek a tím k docílení větší efektivity diagnostického MR vyšetření prsu.

## SEZNAM LITERATURY

- BECKER H., 2005. *Chirurgická onkologie*. Praha: Grada. ISBN 80-247-0720-9.
- BENEŠ, J., STRÁNSKÝ P., VÍTEK F., 2007. *Základy lékařské biofyziky*. 2., přeprac. vyd. Praha: Karolinum, ISBN 9788024613864.
- BENEŠ, J., JIRÁK D., VÍTEK F., 2015. *Základy lékařské fyziky*. 4. vydání. V Praze: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.
- CANNON S., 2016. *Breast MRI: The Technologists' New Challenge!*[online]. Oregon: Oregon Health & Science University. [cit. 07. 01. 2017] School of Medicine Diagnostic Radiology.
- Dostupný na: <http://www.ohsu.edu/xd/education/schools/school-of-medicine/departments/clinical-departments/diagnostic-radiology/administration/mri-protocols/upload/MR-Breast-Patient-Care-Article.pdf>
- ČECH, S., 2006. *Učební text a atlas obecné histologie ve verzi* [online]. Brno: Masarykova univerzita -Multimediální podpora výuky klinických a zdravotnických oborů ISSN 1801-6103. Dostupný z WWW: <<http://portal.med.muni.cz>>.
- CHENG L., LI X., 2012. *Breast Imaging Reporting and DataSystem (BI-RADS) of magnetic resonance imaging: Breast mass*. In: *Gland Surgery* vol. 01, no. 01, pp. 62-74. ISSN 2227-8575
- DANEŠ, J., 2002. *Základy mamografie: vybrané kapitoly pro lékaře a laborantky*. Praha: X-Egem. ISBN 80-7199-062-0.
- DETRE J., 2010. *Arterial Spin Labeled Perfusion MRI Center for Functional Neuroimaging*. Philadelphia: University of Pennsylvania, In: *World Journal of Radiology* vol. 02, no. 10, pp. 384 - 394. ISSN 1949-8470
- GIESS S., 2013. *Patterns of Nonmasslike Enhancement at Screening Breast MR Imaging of High-Risk Premenopausal Women*. In: *RadioGraphics* vol. 32, no. 05, pp. 1343 -1360. ISSN:0271-5333.

- GRANDE F., et al., 2014. *Fat-suppression techniques for 3-T MR imaging of the musculoskeletal system*. In: *RadioGraphics* vol. 34, no. 01, pp. 217-233. ISSN:0271-5333.
- HEŘMAN M., 2014. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-2901-4.
- HLADÍKOVÁ, Z., 2009. *Diagnostika a léčba onemocnění prsu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2268-8.
- JUNQUEIRA, L., CARNEIRO J., O. KELLEY R., 1997. *Základy histologie*. Jinočany: H & H. ISBN 80-85787-37-7.
- KEŘKOVSKÝ M., TINTĚRA M., 2014. *MR zobrazení tenzorů difuze centrálního nervového systému*. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. ISSN 1801-6103.
- KUHL CH., 2007. *The Current Status of Breast MR Imaging Part I. Choice of Technique, Image Interpretation, Diagnostic Accuracy, and Transfer to Clinical Practice*. In: *Radiology*, vol. 244, no. 2, pp. 356-78, ISSN: 0033-8419
- KUHL CH., 2014. *Abbreviated Breast Magnetic Resonance Imaging (MRI): First Postcontrast Subtracted Images and Maximum-Intensity Projection—A Novel Approach to Breast Cancer Screening With MRI*. In: *Journal of Clinical Oncology*. vol. 32, no. 22, pp. 2304 -2310. ISSN 1527-7755
- MAČÁK, J., MAČÁKOVÁ J., 2004. *Patologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-0786-3.
- MORRIS E., 2014. *Rethinking Breast Cancer Screening: Ultra FAST Breast Magnetic Resonance Imaging*. New York: Memorial Sloan Kettering Cancer Center. In: *Journal of Clinical Oncology*. vol. 32, no. 22, pp. 2281-2283. ISSN 1527-7755
- NEKULA J., CHMELOVÁ J., 2007. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta. ISBN 978-80-7368-335-1.
- NUNES L., 2001. *Update of Breast MR Imaging Architectural Interpretation Model*. In: *Radiology*, vol. 219, no. 2, pp. 444 - 484, ISSN: 0033-8419

PADHANI A., CHOYKE P., 2006. *New techniques in oncologic imaging*. New York: Taylor & Francis. ISBN 0849392748.

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

PETROVICKÝ, P., 2002. *Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi, 3. svazek*. Martin: Osveta. ISBN 80-8063-048-8.

POLKO V., 2014. *Metody postprocesingu CT dat a jejich příspěvek k diagnostice*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. Bakalářská práce. Fakulta Zdravotnických Věd Ústav radiologických metod.

ROSINA J., 2013. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4237-3.

ŘEZÁČOVÁ J., JIŘÍČKOVÁ P., 2009. *MR mammografie, doplňková modalita diagnostiky onemocnění prsu*. In: *Česká radiologie* vol. 63, no. 01, pp. 61-68. ISSN 1210-7883

SEIDL Z., VANĚČKOVÁ M., 2007. *Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1106-5.

SEIDL Z., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 9788024741086.

SEMMINEH N., 2014. *Computational and Experimental Investigation of DSC-MRI Signal Behavior in Magnetically Inhomogeneous Media*. Nashville: Vanderbilt University. Disertační práce. Graduate School of Vanderbilt University.

SKOVAJSOVÁ, M., 2012. *Screening nádorů prsu v České republice*. Praha: Maxdorf. Ambulantní gynekologie. ISBN 9788073453107.

SOURBRON S., BUCKLEY D., 2013. *Classic models for dynamiccontrast-enhanced MRI*. In: *NMR in biomedicine*, vol. 26, no. 08, pp. 1004–27. ISSN 1099-1492.

STEYEROVA P., 2017. *Multidisciplinary Management of Breast Cancer for Surgeons: A European Textbook*. Springer. v tisku Kapitola 12: *Breast imaging*

UZIS, 2011. *TNM Klasifikace zhoubných novotvarů, 7. vydání*. Česká republika. Str. 152. ISBN: 978-80-904259-6-5

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

WEISHAUP T D., KÖCHLI V., MARINCEK B.,c2008. *How does MRI work?: an introduction to the physics and function of magnetic resonance imaging*. 2nd ed. Berlin: Springer. ISBN 3-540-30067-8.