



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

---

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

**Multiparametrické hodnocení  
patologických lézí u vyšetření prsů  
magnetickou rezonancí**

**Multiparametric magnetic resonance  
imaging of breast cancer**

Bakalářská práce

Studijní program: Radiologický asistent

Studijní obor: Radiologický asistent

Autor bakalářské práce: Adéla Jana Šilarová

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Oto Slowik

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Šilarová** Jméno: **Adéla Jana** Osobní číslo: **499642**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**  
Studijní program: **Specializace ve zdravotnictví**  
Studijní obor: **Radiologický asistent**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Multiparametrické hodnocení patologických lézí u vyšetření prsů magnetickou rezonancí**

Název bakalářské práce anglicky:

**Multiparametric Magnetic Resonance Imaging of Breast Cancer**

Pokyny pro vypracování:

Předmětem bakalářské práce bude zobrazování prsu na magnetické rezonanci a projevy jednotlivých druhů karcinomů. Teoretická část se bude zabývat principem zobrazování prsu na magnetické rezonanci, jednotlivými sekvencemi používanými pro zobrazení prsu na magnetické rezonanci, anatomii prsu a typy nádorů, obvyklých pro danou anatomii. V praktické části student porovná hodnoty aparentního difúzního koeficientu jednotlivých druhů karcinomu prsu, které byly zjištěny pomocí difúzně vážených obrazů u pacientek z Fakultní nemocnice Královské Vinohrady. Výsledky budou prezentovány formou grafů a tabulek.

Seznam doporučené literatury:

- [1] DANEŠ Jan a kol, Screening a diagnostika karcinomu prsu pro každodenní praxi, ed. , Grada Publishing, 2021, ISBN 978-80-271-4557-7
- [2] MALÍKOVÁ, Hana, Základy radiologie a zobrazovacích metod, Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2019, ISBN 978-80-246-4036-5
- [3] ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL, Protokoly MR zobrazování, ed. 2. ed. , Praha: Galén, 2015, ISBN . ISBN 9788074921797

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Mgr. Oto Slowik**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2024**

doc. Mgr. Zdeněk Hon, Ph.D.  
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA  
děkan

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Multiparametrické hodnocení patologických lézí u vyšetření prsů magnetickou rezonancí vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Praze dne 09.12.2022

.....

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala vedoucímu své bakalářské práce, panu Mgr. Otovi Slowikovi, za odborné vedení bakalářské práce, ochotu, cenné rady, věnovaný čas a trpělivost, kterou se mnou při zpracování této práce měl. Dále bych ráda poděkovala Radiodiagnostické klinice Fakultní nemocnice Královské Vinohrady za možnost sbírání dat do této bakalářské práce na jejich pracovišti.

## **ABSTRAKT**

Tato bakalářská práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část.

Teoretická část práce nejprve seznamuje čtenáře se základní anatomií prsu, s problematikou nádorového onemocnění prsu a s možnostmi diagnostiky tohoto onemocnění. Dále je zde popsán princip fungování magnetické rezonance, jsou zde vyjmenovány nejčastější sekvence používané pro zobrazení prsu, je zde popsán princip difuzně váženého zobrazení a je zde popsáno i zobrazení s kontrastní látkou. Dále teoretická část této práce čtenáře seznámí i s historií magnetické rezonance a s úlohou radiologického asistenta při vyšetření prsu magnetickou rezonancí.

Praktická část práce se zabývá měřením hodnot aparentního difuzního koeficientu patologických lézí prsu u pacientek, které podstoupily vyšetření na magnetické rezonanci včetně aplikace difuzně váženého zobrazení na radiodiagnostické klinice Fakultní nemocnice Královské Vinohrady. Práce porovnává naměřené hodnoty aparentního difuzního koeficientu pro benigní a maligní léze a pro konkrétní typy karcinomů.

Výsledky této studie jsou prezentovány formou grafů a tabulek a jsou porovnávány s výsledky obdobných výzkumů.

### **Klíčová slova**

Magnetická rezonance; aparentní difuzní koeficient; invazivní duktální karcinom; invazivní lobulární karcinom; rakovina prsu

## **ABSTRACT**

This bachelor's thesis is divided into a theoretical and a practical part.

The theoretical section provides an overview of the fundamental anatomy of the breast, discusses the issue of breast cancer, and explores various diagnostic methods for this disease. Furthermore, it elucidates the principles underlying magnetic resonance technology, details the most commonly used sequences for breast imaging, and explains the concepts of diffusion weighted imaging and contrast enhanced imaging. Furthermore, the theoretical part of this work introduces the history of magnetic resonance imaging and the role of the radiological assistant in breast magnetic resonance imaging.

The practical section focuses on measuring the apparent diffusion coefficient in pathological breast lesions. Data was collected from female patients, who underwent diffusion weighted imaging at the Radiodiagnostic Clinic of Fakultní nemocnice Královské Vinohrady. This study compares the measured values of the apparent diffusion coefficient for benign and malignant lesions, as well as for specific types of cancers.

The results of this study are presented in graphical and tabular formats and are compared with findings from similar research studies.

### **Keywords**

Magnetic resonance; apparent diffusion coefficient; invasive ductal carcinoma; invasive lobular carcinoma; breast cancer

## Obsah

1	Úvod.....	9
2	Cíle práce.....	11
3	Anatomie prsu.....	12
3.1.1	Fyziologie prsu.....	12
4	Nádory prsu.....	14
4.1.1	Stadia rakoviny prsu.....	15
4.1.2	Diagnostika nádoru.....	16
5	Magnetická rezonance.....	19
5.1	Vývoj magnetické rezonance.....	19
5.2	Princip magnetické rezonance.....	21
5.2.1	T1 relaxace.....	24
5.2.2	T2 relaxace.....	24
5.2.3	Gradient magnetického pole.....	25
5.2.4	Sekvence.....	25
5.2.5	Sekvence využívané pro MR prsu.....	27
5.2.6	Difuzně vážené zobrazení.....	28
5.2.7	Zobrazení patologické léze.....	30
5.3	Kontrastní látky pro MR.....	31
6	Úloha radiologického asistenta při vyšetření prsu magnetickou rezonancí 33	
7	Metodika.....	35
7.1.1	Metodika výběru pacientek do studie.....	35
7.1.2	Realizace výzkumu.....	38

8	Výsledky .....	41
	Diskuze .....	47
9	Závěr .....	54
10	Seznam použitých zkratk.....	55
11	Citovaná literatura .....	58
12	Seznam použitých obrázků .....	62
13	Seznam použitých tabulek.....	63
14	Seznam Příloh.....	64



# 1 ÚVOD

Rakovina prsu je celosvětově nejvíce vyskytovaným onkologickým onemocněním u žen. V České republice je hned po kožních nádorech druhou nejčastěji se vyskytující onkologickou diagnózou. Mezi lety 2020–2021 bylo v ČR dle Národního onkologického registru toto onemocnění diagnostikováno 14693 ženám. V tom samém období tomuto onemocnění 3496 žen podlelo. Mortalita na toto onemocnění sice klesá, ale incidence stále roste. Jeho včasná diagnostika a léčba je klíčová pro zlepšení prognózy a kvality života pacientek. (Dušek, a další, 2022)

Magnetická rezonance (MR) je velice citlivou a neinvazivní metodou, která umožňuje hodnotit morfologii, funkci a metabolismus tkání. V současnosti je v diagnostice onkologických onemocnění prsu většinou využívána především jako doplňková diagnostická metoda. MR prsu se začala provádět v polovině osmdesátých let dvacátého století, kdy se na ni používaly celotělové cívky a spin echo sekvence. S vývojem nových sekvencí, prsní cívky a kontrastní látky se kvalita zobrazení na MR podstatně zvýšila a stejně tak se zvýšil i počet vyšetřovaných žen. MR kombinuje různé sekvence a zobrazení, jako například difúzně vážené zobrazení, které napomáhají k získání užitečných parametrů, co mohou pomoci při klasifikaci patologických lézí. (MR mammografie, doplňková modalita diagnostika onemocnění prsu, 2009)

V posledních letech již byly provedeny studie zkoumající souvislost naměřených hodnot aparentního difuzního koeficientu s typem lézí. Některé studie ukázaly, že hodnoty jsou nižší u maligních lézí než u benigních, což souvisí s buněčnou hustotou a extracelulární difúzí u maligních lézí. Jiné studie prokázaly, že hodnoty aparentního difuzního koeficientu se liší podle typu karcinomu prsu, například invazivní duktální karcinom má nižší ADC hodnoty než invazivní lobulární karcinom. Tyto studie poukazují na to, že ADC hodnoty

mohou být užitečným biomarkerem pro diferenciální diagnostiku a predikci biologického chování karcinomu prsu.

Přestože existuje mnoho studií o multiparametrickém zobrazení prsu na MR, stále existují některé nejasnosti a odlišnosti v literatuře. Například některé studie používají různé metody měření a výpočtu hodnot aparentního difuzního koeficientu, což může vést k rozdílným výsledkům. Navíc jsou některé studie omezeny malým vzorkem pacientek nebo nedostatečným sledováním. Proto je potřeba provést další výzkum s větším počtem pacientek, aby se lépe pochopil vztah mezi aparentním difuzním koeficientem a typem i závažností karcinomu prsu.

Teoretická část této bakalářské práce seznamuje čtenáře s problematikou karcinomu prsu, s principem fungování magnetické rezonance a s multiparametrickým zobrazením prsu na MR. Praktická část práce popisuje data, metody měření a statické metody analýzy pro porovnání hodnot aparentního difuzního koeficientu pro jednotlivé typy karcinomů i pro kategorie BI-RADS.

Data pro tento výzkum byla nasbírána ve Fakultní nemocnici Královské Vinohrady, kdy student pracoval se skupinou 47 pacientek s různou diagnózou a měřil hodnoty aparentního difuzního koeficientu v patologických lézích.

## 2 CÍLE PRÁCE

Cílem této bakalářské práce je analyzovat multiparametrické zobrazení patologických lézí prsu na MR a zkoumat vztah mezi hodnotami aparentního difuzního koeficientu a závažností patologické léze. Práce se zaměřuje na naměřené hodnoty aparentního difuzního koeficientu z vyšetření patientek s různými druhy karcinomu prsu a porovnává je mezi sebou. Práce má za cíl ověřit, zda hodnoty aparentního difuzního koeficientu souvisí s typem nádoru určeným klasifikací BI-RADS a zda se liší hodnoty jednotlivých druhů karcinomů prsu.

### 3 ANATOMIE PRSU

Prs (*mamma*) je párový orgán na přední straně hrudníku. Prs je složen především z tukové tkáně, která chrání mléčnou žlázu (*glandula mammae*) a vyplňuje volný prostor mezi touto žlázou a hrudní stěnou. Tuková tkáň určuje velikost a tvar prsu, izoluje prs před chladem a tlumí nárazy. Mléčná žláza je největší kožní žláza, jejíž hlavní funkce je produkce mléka při kojení. Tvoří ji mléčné váčky, kde je tvořeno mléko. Mléčné váčky jsou uloženy v malých lalůčcích, které jsou od sebe odděleny vazivovými přepážkami. Malé lalůčky pak skládají 15-20 větších laloků. Při produkci mléka je mléko vedeno kanálky, zvanými mlékovody, z laloků mléčné žlázy až do bradavky. Bradavka (*papilla mammae*) je výstupním otvorem mléčné žlázy. Tmavě zbarvená kůže okolo bradavky se nazývá areola. Může mít různou velikost a nachází se v ní Montgomeryho mazové žlásky, které produkují sekret pro hydrataci bradavky a pro ochranu před infekcí. Bradavka je tvořena hladkou svalovinou, která se samovolně stahuje při podráždění nebo chladu. Celý prs je pokryt tenkou a pružnou kůží obsahující potní a mazové žlásky. Anatomie prsu se může lišit mezi jednotlivými jedinci a může být ovlivněna faktory jako věk, hormonální změny a genetika. (Čihák, 2011)

#### 3.1.1 Fyziologie prsu

Hlavní fyziologickou funkcí prsu je tvorba a vylučování mléka při kojení. Mléko je tekutina výživná na bílkoviny, tuky, cukry vitamíny a protilátky. Prsy slouží jako zdroj potravy pro novorozence během kojení, kdy se žlázová tkáň prsu mění a připravuje se na produkci mateřského mléka. Následná produkce mléka je zapříčiněna změnou hormonů v těle matky. Po porodu stoupá hladina prolaktinu a oxytocinu, což stimuluje tvorbu mateřského mléka. Prolaktin je hormon vznikající v hypofýze. Jeho hlavní funkcí je stimulace růstu mléčných žláz a podpora produkce mateřského mléka po porodu. Zodpovídá také za

inhibici ovulace u žen a podporuje tvorbu progesteronu, který je důležitý pro udržení těhotenství. Oxytocin je hormon vznikající též v hypofýze a jeho hlavní funkcí je stimulace kontrakce svalů prsu, čímž umožňuje uvolňování mateřského mléka. Oxytocin také zodpovídá za stimulaci porodních kontrakcí během porodu. Prsa produkuje estrogen a progesteron, které zodpovídají za růst prsů během puberty a následně ovlivňují menstruační cyklus i těhotenství. V neposlední řadě jsou prsa také citlivou erotogenní zónou. (Čihák, 2013)

## 4 NÁDORY PRSU

Nádor je abnormální růst buněk v určité tkáni. Dle povahy se dělí na benigní (nezhoubné) a maligní (zhoubné). Benigní nádory se nešíří do okolních tkání a obvykle nezpůsobují vážné zdravotní problémy. Maligní nádory se nazývají karcinomy, jsou agresivnější a mohou invazivně pronikat do okolních tkání a orgánů prostřednictvím krevního řečiště, což může mít vážné následky na zdraví jedince.

Mezi nejvíce vyskytované benigní nádory prsu patří fibroadenom a intraduktální papilom, nebo cysta. Nejčastěji se vyskytujícím benigním nádorem je fibroadenom. Fibroadenom se skládá ze žlázové a vazivové tkáně, obvykle se projevuje jako malý, kulatý, pohyblivý a nebolestivý uzel v prsu. Velikost může mít od několika milimetrů až po několik centimetrů. Většinou se vyskytuje pouze v jednom prsu a bývají bezpříznakové. Fibroadenomy nezvyšují riziko vzniku karcinomu. Intraduktální papilom je nádor vznikající ze stěny mléčných kanálků prsu, většinou blízko bradavky a dvorce. Mohou způsobovat krvavý výtok sekretu z bradavky, který může být růžový nebo hnědý. Cysta prsu, někdy označovaná též jako cystický nádor, je tekutinou naplněná dutina obklopená tenkou vrstvou tkáně. Vznikají z konce ductů. Jde o běžný nález, který může být přítomen u 50-90 % žen mezi 35–50 lety. Cysty obvykle bývají bezbolestné, ale když rostou rychle, mohou způsobit silné bolesti. Riziko zvrhnutí do malignity je velmi malé. (Daneš, 2021)

Mezi nejvíce maligní nádory prsu patří invazivní duktální karcinom (IDC), invazivní lobulární karcinom (ILC) a inflamatorní karcinom prsu. Nejčastěji se vyskytuje invazivní duktální karcinom, který vzniká ve vývodu mléčných žláz prsu.

Druhým nejčastějším typem nádoru je lobulární karcinom prsu, pochází z patologického zmnožení buněk z prsních žláz. Vyskytuje se sice méně často než duktální karcinom, ale může být agresivnější a má větší tendenci k šíření do okolních tkání. Má nízkou proliferaci a pozitivní estrogenové receptory. Často má nejasně ohraničené okraje a je oproti IDC hůř detekovatelný pomocí mamografie, jelikož má menší výskyt mikrokalcifikací. Po odoperování tohoto typu karcinomu bývají častější pozitivní okraje, což znamená, že ve vyjmutém nádoru byly nalezeny nádorové buňky i u krajů vyjmuté léze a tím pádem je zde i vyšší riziko recidivy. Právě proto je u ILC častěji doporučována mastektomie a častěji je nutné opakování excize nádoru. Při porovnání s IDC bývá pacientkám s ILC nádor častěji diagnostikován až když je větší a častěji postihuje axilární uzliny. (Lobulární karcinom prsu, 2016)

Inflamatorní neboli zánětlivý karcinom prsu již není tak častý jako předešlé dva typy nádorů, ale je nejagresivnějším typem, jelikož se projevuje rozsáhlým difúzním erytémem, který postihuje většinu, nebo dokonce celou prsní žlázu. Histologicky se však většinou jedná o duktální invazivní karcinom. (Daneš, 2021)

#### **4.1.1 Stadia rakoviny prsu**

Stadia rakoviny prsu se určují podle velikosti nádoru, míry jeho invazivity do okolních tkání a případného rozšíření do lymfatických uzlin a vzdálených orgánů. Nejčastěji využívaný systém pro určení stadia rakoviny je TNM systém, který se skládá ze tří kritérií:

1. Tumor (T): Popisuje velikost a rozsah nádoru.
2. Nodus (N): Určuje přítomnost a rozsah šíření nádoru do lymfatických uzlin.
3. Metastázy (M): Určuje přítomnost a rozsah šíření nádoru do vzdálených orgánů.

Podle těchto kritérií se rakovina prsu obvykle dělí do čtyř hlavních stádií. Stadium 0 je pro nádory in situ, tedy pro neinvazivní rakovinu prsu, která se nešíří do okolních tkání. Stadium 1 označuje nádory, které jsou menší než 2 cm a nejsou přítomny v lymfatických uzlinách. Stadium 2 již charakterizuje nádory, které jsou buď velké do 2 cm, ale nejsou rozšířeny do lymfatických uzlin podpaží, nebo jsou velké mezi 2-5 cm, ale bez známek šíření do lymfatických uzlin. Stadium 3 zahrnuje nádory větší než 5 cm s šířením do lymfatických tkání, ale bez přítomnosti vzdálených metastáz. Stadium 4 označuje již metastazující nádory. (Introduction of a New Staging System of Breast Cancer for Radiologists: An Emphasis on the Prognostic Stage, 2019)

#### **4.1.2 Diagnostika nádoru**

Nádor prsu může mít různé příznaky. Objektivními příznaky může být vyskytnutí hrudky nebo uzlíku přímo na prsu, či v podpaží, což bývá nejčastějším prvotním symptomem. Prs v důsledku růstu nádoru může změnit svou velikost nebo celkový tvar, může být oteklý nebo zarudlý. Na kůži prsu mohou být viditelné šupiny či vředy, které mohou být známkou již pokročilejšího stadia rakoviny. Dalším dobře pozorovatelným příznakem mohou být změny na bradavkách, jako zkrácení či zúžení bradavek, zvýšená citlivost, či výtok. Subjektivním příznakem může být bolestivost, a to jak pouze bradavky, tak i celého prsu. (Hadi MA, 2009)

Snadná metoda, která může pomoci ke včasnému odhalení novotvaru, je samovyšetření prsu. Samovyšetření by mělo začínat pohledem do zrcadla s připaženými rukama k tělu, pro detekci viditelných změn. Hodnotí se i stav pokožky, která by neměla být zduřelá nebo zarudlá. Bradavky by měly být symetrické a bez sekrece. Následně by se měly prsy vizuálně zhodnotit i v poloze, kdy žena zvedne ruce nad hlavu. Následně by se prso mělo uchopit oběma dlaněmi a podrobně prohmatat. Žena by se při vyšetření měla soustředit



na to, zda nenahmatá nějakou bouli či výstupek. Poté se doporučuje, aby žena svésila rameno a ruku na straně svěšeného ramene nechala volně viset, zatím co druhou rukou prohmatá bradavku a sleduje, zda z ní nevyteče mléčný nebo krvavý sekret. Potom se žena položí na záda a pečlivě prohmatává prs vleže. Nejdříve jen jemně, pro zjištění povrchových lézí, a pak i silněji, aby případně detekovala i hlouběji uložené léze. Následně si dá jednu ruku za hlavu a druhou rukou prohmatá podpaží zvednuté ruky. Potom ruku připaží a prohmatá jamku nad klíční kostí. Při samovyšetření by se takto měly vyšetřit obě prsa. Aby bylo samovyšetření efektivní, mělo by se provádět pravidelně jednou za měsíc. Ženy, které se samovyšetřením začínají, by si první měsíc měly prsy prohmatávat denně, nebo alespoň jedenkrát za dva dny, aby detailně poznaly jejich anatomii a aby tím pádem v budoucnu byly schopné rozpoznat patologickou změnu. Zhruba od druhého měsíce, jak žena dostane anatomii svých prs do podvědomí, je dobré vyšetření provádět pravidelně mezi pátým až desátým dnem od začátku menstruace. Ženy, které již nemenstruují mohou samovyšetření provádět kdykoli. Je ideální, aby žena začala se samovyšetřením prsu ihned po dosažení dospělosti. (CanadianMedical, 2018)

Základní metodou pro lékařskou diagnostiku prsního nádoru je klinické vyšetření, kdy lékař manuálně prohmatá prs a hledá případné hrudky nebo jiné změny. Dalším základním vyšetřením je mamografie, rentgenové vyšetření prsu, umožňující odhalit drobné změny v prsní tkáni. Mamografické vyšetření je vhodné zejména pro ženy starší 40 let, jelikož prsní tkáň se mění z vazivovo-žlázové spíše na tukovou, kde je snadnější detekovat patologické změny. Jako doplněk k mamografii, či jako primární diagnostická modalita pro ženy mladší 40 let je často využívána i ultrasonografie, u které je však při pozitivním nálezu nutné ji též doplnit mamografickými snímky. Ultrazvukové vyšetření může být přínosné zejména pro detekci a hodnocení nádorů prsu pro ženy s hustší tkání prsu, kdy mamografie může být méně spolehlivá. Součástí ultrazvukového

vyšetření prsu je vždy také vyšetření axil. Pro získání detailních snímků prsu je vhodná magnetická rezonance, jejímuž principu se budu věnovat v následující kapitole. (Indikace mamografie, ultrasonografie a vyšetření prsu u mladých žen, 2013)

Důležitým krokem v diagnostice nádoru je biopsie prsní tkáně. Biopsie je invazivní procedura, při které se odebere vzorek prsní tkáně a pošle se na laboratorní vyšetření. Používá se k identifikaci a klasifikaci nádorových onemocnění. Existují různé typy biopsií, které se liší podle způsobu odběru vzorku tkáně. Biopsie může být buď jehlová, vakuová nebo chirurgická. U jehlové biopsie se vzorek tkáně odebere tenkou jehlou, která je vložena do nádoru a odebere malý vzorek tkáně. Jehlová biopsie se využívá obvykle u menších nádorů. Vakuová biopsie je modernější a rychlejší metoda, která umožňuje získat větší vzorek tkáně z nádoru prsu. Je vhodná zejména pro větší nádory. Využívá speciální přístroj, který má několik jehel umístěných na konci tenké sondy. Sonda se vkládá přímo do nádoru prsu a jehly jsou schopné odebrat větší vzorek tkáně k testování. Vakuová biopsie může být použita k odběru vzorků ze vzdálenějších oblastí prsu. Chirurgická biopsie se provádí při chirurgickém zákroku, kdy je odstraňováno nádorové ložisko. Provádí se obvykle tehdy, když jiné metody biopsie nejsou účinné. (Pruthi Sandhya a spol., 2021)

Nejčastěji je prováděna biopsie za pomoci sonografie, kde je možné kontrolovat umístění jehly před i po každém odběru vzorku. Dále je možné provést biopsii za pomoci mamografické kontroly, což je přínosné zejména v histologickém ověření mikrokalcifikací. Poslední možností kontroly provedení biopsie je kontrola pod magnetickou rezonancí. Její výhodou je vysoká senzitivita vyšetření, a tudíž je zde i vysoká pravděpodobnost zachycení patologického ložiska. (Biopsie prsů se zaměřením cíle na magnetické rezonanci - první zkušenosti, 2009)

## 5 MAGNETICKÁ REZONANCE

### 5.1 Vývoj magnetické rezonance

Prvotním impulzem vedoucím ke vzniku magnetické rezonance byl vznik kvantové teorie. Kvantová teorie je soustavou fyzikálních teorií, která souběžně počátkem 20. století predefinovala do té doby platné základy fyziky. Zatímco teorie relativity se týká především kosmologických otázek a velkých celků, kvantová fyzika se primárně týká elementárních částic.

Roku 1921 americký fyzik Arthur Holly Compton představil myšlenku elektronového spinu ve článku o zkoumání feromagnetických látek pomocí rentgenového záření. Ve článku stálo: „Snad nejpřirozenějším a nejobecněji přijímaným názorem na původ elementárního magnetu je, že rotace elektronů na drahách uvnitř atomu dává atomu jako celku vlastnosti malého permanentního magnetu.“ O tři roky později, tedy roku 1924, rakouský fyzik Wolfgang Ernst Pauli objevil jaderný spin. Roku 1938 rakouský fyzik Isidor Isaac Rabi potvrdil magnetický kvantový jev a nazval jej jako nukleární magnetická rezonance. Rabi a jeho tým se soustředili zkoumání magnetických vlastností různých jader včetně vodíku, deuteria a lithia. Rabi popsal, jak mohou být jádra indukována k převrácení své hlavní magnetické orientace oscilujícím magnetickým polem. Následně toto tvrzení dokázal použitím elektromagnetu o síle 0,2 T a cívkou produkující radiofrekvenční pole o frekvenci 3,5 MHz. Radiofrekvenční pole bylo udržováno na konstantní frekvenci a hlavní magnetické pole se měnilo změnou jeho proudu. Rabi poté prošel molekulárním „paprskem“ z chloridu lithného přes vakuovou komoru a následně do magnetického aparátu. Poté měřili energii absorpce a rezonance. Rabi tento jev pojmenoval nukleární magnetická rezonance. (Elster, 2015)

Roku 1945 nezávisle na sobě vylepšily tento přístroj dvě skupiny vedené Felixem Blochem a Edwardem Purcellem a daly vznik spektroskopii. Skupiny měnily magnetické pole, dokud nebylo dosaženo rezonance. Bloch ale kromě měření absorpce detekoval indukční signál v přijímací cívce jako projev nukleární magnetické rezonance. (Elster, 2015) Roku 1949 byl objeven chemický posun, který je důležitým klíčem k určení molekulární struktury. Protony stejného chemického složení mají i stejný chemický posun. Magnetická rezonance byla do 70. let využívána především pro chemickou a fyzikální analýzu. Od 70. let se začaly objevovat první aplikace nukleární magnetické rezonance v medicíně. Roku 1971 se americký fyzik Raymond Vahan Damadian na magnetickou rezonanci podíval trochu z jiné perspektivy a začal přemýšlet nad jejím využitím v medicíně. Damadian prokázal, že rakovinné buňky měly delší hodnoty T1 a T2 než normální buňky. Patentoval si svůj vynález na detekci rakovinných buněk, ale způsob, jakým principem přístroj funguje zatím nepopsal. Roku 1974 Damadian získal patent na využití magnetické rezonance v medicíně a roku 1977 se svým týmem vytvořil první celotělové snímky z magnetické rezonance. Damadian pro lokalizaci signálu nukleární magnetické rezonance použil „citlivý bod“, což je metoda založená na magnetickém poli, kde pouze malý objem ve středu odpovídal rezonanční frekvenci radiofrekvenčního pulzu. Damadian nazval svou zobrazovací metodu „field focused nuclear magnetic resonantion“, neboli FONAR a stejným názvem pojmenoval i svou společnost, která jako první začala roku 1980 komerčně vyrábět klinické MR skenery. Brzy se ale zjistilo, že metoda zaměřená na pole je pro klinické použití nevhodná kvůli dlouhému času potřebnému na sběr signálu. (Elster, 2015)

Roku 1973 americký chemik Paul Lauterbur přišel s nápadem na zkombinování nukleární magnetické rezonance a výpočetní tomografie, čímž započala éra tomografického zobrazování na magnetické rezonanci. Roku 1975

začal Richard Ernst využívat Fourierovu transformaci pro matematickou analýzu signálů. (Sedlář, 2011)

Peter Mansfield vynalezl řádkové skenování, což byl přelomový koncept umožňující zobrazovat specifické řezy materiálu. Roku 1977 vynalezl techniku, která stála na principu rychlého přepínání gradientů magnetického pole. Tato technika vedla k výrazně rychlejšímu vytvoření obrazu a dnes je známa pod pojmem echo-planární zobrazení. (Murphy, a další, 2018)

Roku 1987 byl poprvé zobrazen srdeční cyklus v reálném čase. Byla vyvinuta magnetická rezonance umožňující angiografii, tedy zobrazení toku krve. (Sedlář, 2011)

První přístroj magnetické rezonance v České republice byl nainstalován roku 1987 v Institutu Klinické a Experimentální medicíny v Praze. Byla to magnetická rezonance Siemens Magnetom 1,5 T. (Klinické systémy magnetické rezonance, 2017)

## **5.2 Princip magnetické rezonance**

Magnetická rezonance (MR), je metoda diagnostického zobrazení, která využívá silné magnetické pole a vysokofrekvenční elektromagnetické vlny k vytvoření obrazů vnitřních struktur těla.

Atomová jádra jsou složena z protonů a neutronů. Protony jako kladně nabitě částice neustále rotují okolo své osy. Pohyb protonu kolem osy se nazývá spin. Takto vzniká elektrické pole, v jehož okolí dochází i ke vzniku magnetického pole. Tím dochází ke vzniku magnetického momentu, což je vlastnost atomových částic, která zodpovídá za to, že se částice chovají jako malé magnety. Způsobuje

její tok náboje a otáčení částice kolem její osy. Protony mají kladný magnetický moment.

Nejvíce zastoupený prvek v lidském těle je vodík, jehož jádro je tvořeno pouze jedním protonem a má relativně silný a dobře změřitelný magnetický moment. Přirozeně jsou ve tkáni osy protonů vodíku orientovány různými směry, jejich magnetické momenty se vzájemně ruší a výsledně je jejich magnetický moment nulový. Když se protony umístí do statického magnetického pole, které je označováno  $B_0$ , tak docílíme toho, že se protony uspořádají rovnoběžně se siločarami  $B_0$ . Intenzitu magnetického pole vyjadřuje jednotka Tesla (T). V praxi je nejčastěji využívána magnetická rezonance s intenzitou 1,5 T, nově se začínají využívat i přístroje s intenzitou 3 T. Výhodami silnějšího magnetického pole u MR je především lepší rozlišení obrazu, tím docílíme lepší viditelnosti malých detailů ve tkáni, a kratší doba skenování. Nevýhodou 3T MR je vyšší pořizovací cena.

Statické magnetické pole způsobuje precesi, rotační pohyb v transverzální rovině, která vypadá jako pohyb po plášti pomyslného kužele. Protony ve tkáni rotují rozfázovaně, tudíž v jednom okamžiku se každý proton nachází na jiném místě, i přes to, že všechny rotují stejnou rychlostí po stejné dráze. Míra precesního pohybu je dána Larmorovou frekvencí. Frekvence precesního pohybu závisí na intenzitě magnetického pole. Frekvence precese se nazývá Larmorova frekvence ( $\omega$ ) a lze stanovit z následujícího vztahu:

$$\omega = \gamma * B_0$$

Kde  $\gamma$  značí gyromagnetickou konstantu a  $B_0$  značí intenzitu vnějšího magnetického pole, vyjádřenou v jednotkách Tesla (T).

Tkáň umístěná v homogenním magnetickém poli je magnetickým dipólem s nenulovým magnetickým momentem, který je orientován ve směru magnetického pole. Nicméně jeho intenzita je mnohokrát menší jak intenzita vnějšího magnetického pole, a proto lze magnetický moment změřit jedinečně změnou jeho orientace.

Protony rotují Larmorovou frekvencí. Když se kolmo ke směru vnějšího magnetického pole vyšle vysokofrekvenční elektromagnetický impuls o frekvenci rovné Larmorově frekvenci, dojde z důvodu rezonance k přenosu části energie z vyslaného impulsu na protony vykonávající precesní pohyb. Přírůstek energie se projeví přeskocněním určitého počtu protonů na vyšší energetickou hladinu, tedy z paralelní orientace do antiparalelní. Mimo změnu orientace protonů dojde i ke zfázování precesního pohybu.

Výsledný magnetický moment se rozloží na dvě složky, jejichž poměr určuje intenzita vyslaného impulsu. Intenzitu lze zvolit i takovou, aby vektorová složka ve směru osy  $y$  (směr původní orientace protonů) zcela zmizela. Potom směřuje výsledný magnetický moment kolmo k vnějšímu magnetickému poli sklopen o  $90^\circ$  a rotuje s Larmorovou frekvencí.

Když se do blízkosti takového rotujícího pole umístí indukční cívka, indikuje se v ní střídavý elektrický proud úměrný intenzitě tohoto pole.

Po skončení elektromagnetického impulsu se protony začnou ihned vracet do původního stavu, stavu energetické rovnováhy. Dochází k návratu protonů na původní energetickou hladinu a k rozfázování precese protonů. Díky těmto dvěma nezávislým jevům můžeme měřit T1 a T2 relaxaci. (Zuna, a další, 2000)

### 5.2.1 T1 relaxace

T1 relaxace vzniká, když se vybuzené protony vrací na nižší energetickou hladinu a tím pádem se výsledný vektor magnetického momentu z osy y navrací do osy z. Přebytečná energie je vyzářena do atomové mřížky. Nárůst z longitudinální magnetizace na příčnou v závislosti na čase lze znázornit T1 křivkou o exponenciálním charakteru. Hodnoty T1 typické pro biologické tkáně se pohybují mezi 300 až 2000 milisekundami. Za T1 dobu podélná magnetizace zhruba 63 % své původní hodnoty.

Hodnota T1 závisí na složení dané tkáně. Energie je nejefektivněji vyzářena, když magnetické dipóly v atomové mřížce rotují s frekvencí blízkou Larmorově. Molekuly tekutin jsou malé a předání energie protonem je u nich obtížné a pomalé, tím pádem mají i dlouhou T1 relaxaci. Naopak molekuly tuku jsou již větší a mají frekvenci blízkou Larmorově. Tím pádem mají krátkou T1 relaxaci.

T1 relaxace ještě může být ovlivněna vnějším magnetickým polem. U silnějšího magnetického pole je nutné, aby proton přeskakující na vyšší energetickou hladinu vynaložil více energie, což znamená, že více energie bude poté i následně vyzářeno. (Zuna, a další, 2000)

### 5.2.2 T2 relaxace

T2 relaxace probíhá paralelně s T1 relaxací, ale je rychlejší. Vyslání elektromagnetického impulzu způsobilo zfázování precese protonů a po odeznění impulzů, dochází opět k rozfázování. Sledujeme-li nárůst hodnoty příčné magnetizace ve směru osy y v závislosti na čase, získáme T2 křivku, která má též exponenciální průběh. Hodnoty této konstanty pro biologické tkáně jsou mezi 30 až 150 milisekundami a za dobu T2 relaxace klesne příčná magnetizace cca na 37 % své původní hodnoty ve vybuzeném stavu.



T2 relaxaci je výhodné využít naopak u zobrazování malých molekul tekutin o vysoké frekvenci. Jejich magnetická pole se rychle mění a vzájemně ruší, kvůli čemuž protony zůstávají ve fázi déle. Díky tomu mají i vysokou hodnotu T2 konstanty. Středně velké molekuly jsou naopak rozfázovány rychle a tím pádem mají nízké hodnoty T2. (Zuna, a další, 2000)

### **5.2.3 Gradient magnetického pole**

Pro získání obrazové informace je nutné zjistit, odkud signál přichází. K tomu slouží aplikace gradientů magnetického pole při přijímání a vysílání radiofrekvenčních pulzů. Gradient magnetického pole je stav, při kterém dochází ke změně intenzity základního stacionárního pole lineárně v určitém směru, a tedy i ke změně Larmorovy frekvence. Při aplikaci gradientu se vysílá radiofrekvenční pulz s frekvencí odpovídající precesní frekvenci protonů v daném místě, vrstvě, kterou chceme zobrazit. Docílí se tím toho, že excitují protony pouze v této vrstvě. Protony z okolních řezů se na rezonanci nepodílejí. Signály přijímané na přijímací cívce pochází tedy pouze z řezu, který chceme zobrazit.

Gradientové pole se zapíná současně s vysláním radiofrekvenčního impulzu a vypíná se, jakmile pulz skončí. Gradient magnetického pole u MR zajišťují tři magnetické cívky, které jsou schopny generovat gradient ve třech na sebe kolmých směrech a při společném použití pak mohou generovat gradient v jakémkoli směru. (Malíková, 2022)

### **5.2.4 Sekvence**

Vysílání opakovaných radiofrekvenčních pulzů v určitém pořadí do pacienta za sebou a následný příjem signálu, tvoří vyšetřovací sekvence. Dva základní typy sekvencí využívané při MR jsou sekvence spinového echa (SE) a sekvence

gradientního echa (GE). Dále existuje mnoho sekvencí, které jsou odvozeny od těchto základních. (Malíková, 2022)

Sekvence SE je tvořena  $90^\circ$  excitačním pulzem, po kterém následuje  $180^\circ$  refokusační pulz. Dnes je především využívána k vytvoření T1 vážených obrazů, z důvodu krátkého repetičního času, který je pro T1 mezi 400-700 ms, zatímco pro T2 je alespoň 2000 ms. Délku trvání echa se snažíme nastavit co nejkratší. Kvůli krátkému repetičnímu času se může stát, že sekvence neumožní zobrazení dostatečného počtu vrstev. (Mechl, a další, 2014)

Sekvence GE vzniká aplikováním dvou gradientních pulzů po excitačním radiofrekvenčním pulzu. Radiofrekvenční pulz má nízký sklápěcí úhel, což společně s faktem, že zde nedochází k refokusačnímu pulzu, umožňuje kratší repetiční čas a tím zkrátit celkovou dobu měření. Signál je ovlivněn nehomogenitou magnetického pole. (Mechl, a další, 2014)

Inversion recovery (IR) je typem sekvence, která využívá zvýšení podélné magnetizace a obrácení  $90^\circ$  a  $180^\circ$  excitačního pulzu. Čas mezi obrácením pulzu a  $90^\circ$  pulzem určuje, jaká tkáň bude mít nulový signál v čase echa. Úpravou času inverze tedy můžeme zvolit, jaké tkáně budou zvýrazněny či potlačeny. Nejvyužívanějšími IR sekvencemi jsou sekvence na potlačení vody (FLAIR) a tuku (STIR). (Hassanzadeh, a další, 2023)

Sekvence typu FLAIR využívají dlouhý čas k obrácení pulzu pro potlačení signálu z kapalin. Je využívána především pro zobrazení oblasti mozku a míchy, kde dokáže potlačit signál z mozkomíšního moku a tím lépe zviditelní patologické oblasti. (Vomáčka, 2015)

Sekvence STIR naopak využívá k potlačení signálu z tukové tkáně krátkého času k obrácení excitačních pulzů. Tím umožňuje zlepšit viditelnost patologických lézí v oblastech s vysokou koncentrací tuku. (Vomáčka, 2015)

### **5.2.5 Sekvence využívané pro MR prsu**

Pro provedení magnetické rezonance prsu se využívají různé sekvence, které umožňují získat detailní obrazy prsu a posoudit případné patologické změny. Mezi nejčastější vyšetřovací sekvence patří následující:

T2 sekvence je pro vyšetření prsu velice využívanou sekvencí. Může se používat s potlačením tuku nebo bez. T2 sekvence s potlačením tuku umožňuje lepší viditelnost tekutin, ale na úkor prostorového rozlišení. T2 vážené snímky bez potlačení tuku poskytují lepší informaci o samotné lézi a o morfologii lézí. T2 vážené sekvence jsou citlivé na tekutiny, takže dobře zobrazí edémy, krvácení, nebo cystickou tekutinu.

Sekvence dynamického kontrastního zesílení (DCE-MRI) je metoda, která nabízí funkční zobrazení tkáně. Funkční informace získává pomocí dynamického snímání před, během a po intravenózním podání kontrastní látky. Jak kontrastní látka vstupuje do vyšetřované tkáně, tak se T1 a T2 relaxační časy tkáně snižují. Tato technika vypočítává parametry perfuze vyhodnocením zkráceného T1, což zapříčiňuje aplikace kontrastní látky. Nejčastěji vypočítávaným parametrem je k-trans, který značí míru kapilární permeability. Vypočítá se měřením akumulace gadoliniové kontrastní látky v extravaskulárním a extracelulárním prostoru. Dynamické kontrastní zesílení má významnou roli při hodnocení mikrocirkulace léze. Výhodou této metody je, že je neinvazivní, nabízí vysoké rozlišení, vysoký poměr signál/šum je citlivá na hodnocení funkčnosti i malých cév.

Spektrální zobrazení poskytuje navíc k obrazu nasnímanému z magnetické rezonance spektroskopické informace navíc. Experimentální studie ukázaly, že v maligních prsních nádorech je zvýšená hladina cholinu, který se dá detekovat spektroskopicky na magnetické rezonanci. Spektroskopické zobrazení poskytuje vysoké prostorové rozlišení a nabízí informace o metabolické aktivitě tkáně.

Pro magnetickou rezonanci prsu je také hojně využívanou sekvencí STIR, kvůli eliminaci signálu z tukové tkáně. Tím umožňuje zvýšit kontrast mezi patologickými změnami a okolní tkání.

V neposlední řadě je pro magnetickou rezonanci prsu přínosné i difuzně vážené zobrazení, kterému je věnována následující podkapitola.

#### **5.2.6 Difuzně vážené zobrazení**

Difuzně vážené zobrazení (DWI) je technika měřící difuzi molekul vody ve tkáni. Princip spočívá v měření Brownova pohybu částic. Pokud jsou molekuly vody omezeny v prostoru, jako např. ve tkáni s vysokou hustotou buněk, je difuzní pohyb pomalejší. Naopak ve tkáni s nízkou hustotou buněk a s mnoha volnými prostory je difuze rychlejší. Difuzně vážené zobrazení může pomoci detekovat a charakterizovat patologické léze na prsu i v takových případech, kdy sekvence využívající kontrastní zobrazení selžou, nebo jsou kontraindikovány. Tento způsob zobrazení poskytuje i informaci o biologickém chování a agresivitě ložiska.

DWI sekvence je založena na aplikaci dvou gradientních pulzů ve stejném směru před i po 180° refokusačním pulzu ve spin echo sekvenci. Gradientní pulzy vyvolají fázový posun spinu molekul ve směru pulzu. Jestli se spiny nepohnuly, značí to, že v daném místě není difuze, fázový posun se zruší a signál je obnoven. Když se spiny díky difuzi pohnuly, fázový posun se nepřeruší a signál je

zeslaben. Stupeň zeslabení signálu je úměrný síle a délce trvání gradientních pulzů aparentnímu difuznímu koeficientu (ADC) tkáně.

Hlavním využívaným parametrem pro difuzně vážené zobrazení je aparentní difuzní koeficient, který znázorňuje průměrnou difuzi vodních molekul ve voxelu. Hodnotí stupeň omezení pohybu molekul vody ve voxelu a je ovlivňován faktory jako buněčná denzita, propustnost buněčné membrány a extracelulární prostor. Jednotlivé hodnoty z voxelů skládají dohromady ADC mapy. Aparentní difuzní koeficienty mohou pomoci odlišit benigní i maligní léze, typy daných lézí i stádia nádoru.

Pro vypočtení aparentního difuzního koeficientu jsou potřeba nejméně dva difuzně vážené obrazy s odlišnými hodnotami gradientních pulzů ( $b$  hodnoty). Nejjednodušší metodou je získat jeden obraz bez difuze, tedy s hodnotou  $b$  rovnou nule a druhý obraz s vysokou hodnotou difuze. Vzorec pro výpočet aparentního difuzního koeficientu:

$$ADC = -\frac{1}{b} \cdot \ln\left(\frac{S_{DWI}}{S_{b=0}}\right)$$

$S_{DWI}$  značí intenzitu signálu v  $b$  hodnotě,  $S_0$  je intenzita signálu pro hodnotu  $b=0$ . Jednotkou ADC je  $\text{mm}^2/\text{s}$ .

Intenzita signálu pro každý voxel je dána tímto vztahem:

$$S_{DWI} = S_0 \cdot e^{(-b \cdot ADC)}$$

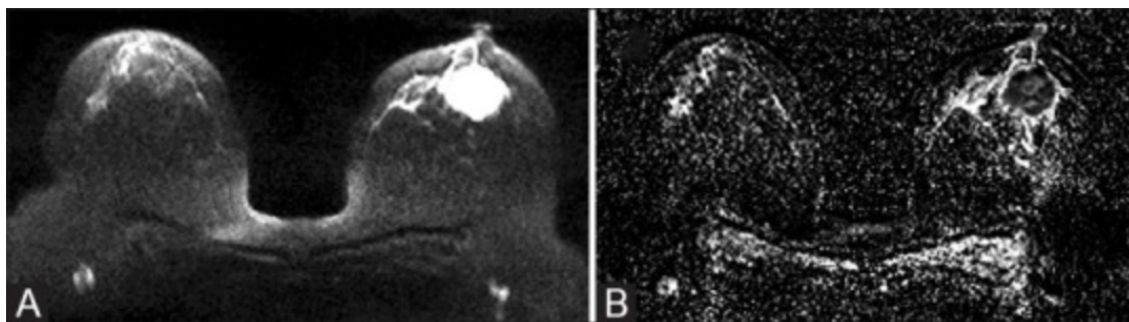
Vyřešením této rovnice získáme ADC mapu ukazující difuzi v každém voxelu.  
(Bashir, 2012)

### 5.2.7 Zobrazení patologické léze

Difuzně vážené zobrazování tedy zobrazuje, jak jednoduše se molekuly vody pohybují ve tkáni. Může nám zobrazit množství buněk ve tkáni, jelikož v hustěji buněčné tkáni bude menší difuze, a tím zobrazit tumory, nadměrnou akumulaci vody v mezibuněčném prostoru a otoky. Každá tkáň vysílá jiné signály, tekutina se zobrazí bez omezení difuze. Ve měkkých tkáních jako jsou svaly a pevné orgány běžně dochází ke střední difuzi. Tuk poskytuje přirozeně slabý signál z důvodu malé přítomnosti vody. (Gaillard, a další, 2015)

Zobrazení DWI představuje kombinaci aktuálních hodnot difuze a signálu T2. Výchozí obraz má poměrně nízké rozlišení. Střední intenzita signálu se projevuje šedou barvou, oblasti, kde je nízký signál se zobrazují tmavě. Čím nižší signál, tím více do černa zbarvený obraz dostaneme. Patologie, jako například nádor se projevují jako zvýšený signál označující restrikci difuze. Protože DWI se skládá i z váženého T2 zobrazení, tak se některé tkáně, které jsou světlé na T2 zobrazení, budou jevit jako světlé i na DWI, aniž by zde docházelo k restrikci difuze. (Gaillard, a další, 2015)

Pokud bychom chtěli zobrazit čistě difuzi bez T2 váženého zobrazení, tak to je možné pomocí ADC map. Tyto mapy poskytují objektivní míry difuzních hodnot, ale na pohled již nejsou tak hezké. Mapy ADC mají nízké rozlišení, oblasti se střední difuzí zobrazují šedě, oblasti s velkou difuzí zobrazují bíle a oblasti s nižší difuzí zobrazují tmavě. Patologické léze se sníženou difuzí se tedy projevují tmavěji. (Gaillard, a další, 2015)



Obrázek 1A znázorňuje invazivní karcinom pravého prsu v difuzně váženém zobrazení. Obrázek 1B znázorňuje ADC mapu stejné patologické léze jako obrázek 1A.

### 5.3 Kontrastní látky pro MR

Kontrastní látky slouží k lepšímu zobrazení anatomických struktur. Kontrastní látky pro MR zkrátí T1 a T2 relaxační časy, čímž zvýší rychlost relaxace. Mohou být buď paramagnetické, ty jsou rozpustné ve vodě, nebo superparamagnetické, které se do těla zavádí formou suspenzí.

Superparamagnetické kontrastní látky se skládají z koloidů suspendovaných nanočástic oxidu železa. Velikost částic oxidu železitého těchto kontrastních látek se velmi liší a ovlivňují jejich farmakokinetické vlastnosti a tím i klinickou aplikaci. Superparamagnetické látky zvyšují relaxaci T1 i T2. Většinou se využívá jejich schopnosti zkrátit relaxační čas T2. Velké částice oxidu železitého se používají například pro zobrazení střev (okolo 300 nm), pro zobrazení jater a sleziny střední částice (mezi 60-80 nm), pro zobrazení lymfatických uzlin jsou používány částice středního průměru (mezi 20-40 nm), pro perfuzní vyšetření kostní dřeně a angiografii pod magnetickou rezonancí se používají také středně velké částice (do 20 nm) a ještě menší monokrystalické nanočástice oxidu železitého jsou ve výzkumu pro receptorově řízenou magnetickou rezonanci. Částice určené pro vyšetření střev jsou potaženy nerozpustným materiálem a

částice určené pro intravenózní aplikaci jsou biologicky odbouratelné. (Superparamagnetic iron oxide contrast agents: physicochemical characteristics and applications in MR imaging, 2001)

Paramagnetické kontrastní látky jsou látky, které mají nejméně jeden nepárový elektron a jsou používány ke zobrazení oblastí s hypervaskularitou a související patologií. Mají nejsilnější účinek v T1 váženém zobrazení, protože převážně mění relaxační čas T1 ve tkáních, ve kterých se nahromadily. Zobrazování magnetickou rezonancí stojí na signálu generovaném z protonů vody. Po absorbování paramagnetické kontrastní látky dochází v její oblasti ke zvýšení relaxace protonů vody. (Jones, a další, 2009). Po podání paramagnetické KL se látka distribuuje do tkání a vyvolá v ní krátkodobou změnu magnetického pole. Nejčastěji využívanou paramagnetickou látkou je gadolinium, jehož ionty mají nevyplněné d-orbitaly, a díky tomu je možná interakce s protony ve tkáních a vytvoření magnetického pole. Gadolinium je samostatně toxické. Pro vytvoření netoxické kontrastní látky je nutné, aby se navázalo na ligandy a tím se vytvoří již stabilní a netoxická sloučenina. Z těla se tyto látky vylučují ledvinami, které při normální funkčnosti ledvin vyloučí látku z těla do 24 hodin. (Seidl, 2012)



## 6 ÚLOHA RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA PŘI VYŠETŘENÍ PRSU MAGNETICKOU REZONANCÍ

Radiologický asistent (RA) má při vyšetření magnetickou rezonancí důležitou úlohu. Je zodpovědný za přípravu pacienta a přístroje k vyšetření. Pacienta provází celým vyšetřením od chvíle, co převezme žádanku od pacienta v čekárně. Radiologický asistent seznámí pacienta s průběhem vyšetření a dá mu podepsat informovaný souhlas. Vyšetření prsu na magnetické rezonanci je obdobné jako jiná MR vyšetření. Radiologický asistent si ověří, zda pacient nemá kovové implantáty, šperky, nebo jiné předměty, které by mohly ovlivnit kvalitu snímku, nebo by mohly být pro pacienta nebezpečnými. Pokud má pacient kardiostimulátor, je nutné, aby byl MR kompatibilní. Před vyšetřením se i MR kompatibilní kardiostimulátor musí za pomoci kardiologa převést do jiného režimu, který je bezpečný pro vyšetření MR. Vyšetření MR nelze provést, pokud má pacient kochleární implantát. Kochleární implantáty totiž obsahují magnet, který by mohl s magnetickou rezonancí reagovat. V případě potřeby aplikace kontrastní látky se pacientovi zavede kanyla pro snadnou a rychlou aplikaci. Kanylu zavádí radiologický asistent, nebo zdravotní sestra dle zvyklostí pracoviště. Kanyla se nejprve propláchne fyziologickým roztokem, aby se ověřila její průchodnost. Na samou aplikaci kontrastní látky dochází až v průběhu vyšetření po nasnímání nativních snímků. Následně radiologický asistent umístí pacienta do magnetického pole a napolohuje jej tak, aby to pro pacienta bylo co nejvíce pohodlné, zvolí vhodné cívky a dá pacientovi buď sluchátka, nebo špunty do uší. Před začátkem vyšetření radiologický asistent nastaví parametry přístroje podle požadavků lékaře a typu vyšetření. Jakmile jsou všechny parametry nastavené, je možné začít vyšetření. Vyšetření začne nasnímáním toposcanu. Toposcan je hrubě nasnímaný obraz, který slouží pro lepší orientaci ve vybrané oblasti. Jakmile je přesně vybraná oblast, která se bude snímat, tak je možné spustit další vyšetřovací sekvence. V případě vyšetření s kontrastní látkou se

nejdříve nasnímá nativní obraz a poté je pacientovi propláchnuta kanyla fyziologickým roztokem, aby se ověřilo, zda je stále průchodná a následně je pacientovi kanylou aplikována kontrastní látka. Před aplikací kontrastní látky se kanyla propláchne ještě jednou fyziologickým roztokem, aby se ověřila její průchodnost a následně se aplikuje samotná gadoliniová kontrastní látka. Poté je kanyla opět propláchnuta fyziologickým roztokem a vyšetření může pokračovat. Nejdůležitější ze sekvencí je dynamické vyšetření po podání kontrastní látky, které detekuje akumulaci kontrastní látky v různých oblastech prsu. Patologické léze nadměrně zachytávají kontrastní látku a tím pádem jsou dobře odlišitelné od zdravé tkáně. Množství zachyceného gadolinia v lézích je jedna z významných charakteristik, která napomáhá k rozlišení benignity či malignity nádoru. Další často využívané sekvence pro vyšetření prsu jsou T2 vážené sekvence a difúzně vážené sekvence. Po nasbírání potřebných sekvencí je vyšetření u konce. Radiologický asistent je zodpovědný i za samotné provedení vyšetření a získání obrazových dat. Během vyšetření radiologický asistent sleduje monitor, řídí průběh skenování, neustále monitoruje zdravotní stav pacienta a dává pozor, aby nedošlo ke vzniku pohybových artefaktů. Po skončení vyšetření radiologický asistent uloží obrazová data do počítače a připraví je pro další zpracování. Po vyšetření se pacientovi nechá ještě přibližně čtvrt hodiny zavedená kanyla, kdyby se vyskytla nečekaná alergická reakce na kontrastní látku. Poté se pacientce vyndá kanyla a dle zvyklosti pracoviště buď čeká na zhodnocení výsledků lékařem, nebo může jít domů a výsledky jí budou zaslány elektronicky. (Možnosti a úskalí diagnostiky karcinomu prsu u mladých žen, 2019)

## 7 METODIKA

Praktická část této práce se zabývá měřením hodnot aparentního difuzního koeficientu u patologických lézí prsu zobrazených na magnetické rezonanci a zkoumáním, zda tyto hodnoty mohou pomoci k určení benignity či malignity léze a jak hodnota aparentního difuzního koeficientu souvisí s konkrétním typem karcinomu prsu. Hypotéza byla, že hodnoty aparentního difuzního koeficientu s benignitou či malignitou nádoru souvisí a že v hodnotách aparentního difuzního koeficientu mezi invazivním lobulárním karcinomem a invazivním duktálním karcinomem bude rozdíl, konkrétně že hodnoty invazivního duktálního karcinomu budou nižší z důvodu většího omezení pohybu molekul vodíku ve tkáni. Další hypotézou bylo, že nádory in situ budou mít vyšší hodnotu aparentního difuzního koeficientu než invazivní nádory. Data na výzkum byla sbírána na Radiodiagnostické klinice ve Fakultní nemocnici Královské Vinohrady (FNKV).

Tato bakalářská práce pracuje se vzorkem 47 pacientek a zkoumá hodnotu aparentního difuzního koeficientu u jejich patologických lézích. U vyšetřovaných pacientek bylo provedeno vyšetření magnetickou rezonancí s kompletním protokolem pro vyšetření prsu včetně aplikace DWI. Všechny pacientky byly vyšetřeny na přístroji Siemens Magnetom SOLA, kterým je pracoviště Radiodiagnostické kliniky Fakultní nemocnice Královské Vinohrady vybaveno. Data byla retrospektivně sbírána a přepisována ze zdravotnické dokumentace v březnu roku 2023. Výzkum proběhl za souhlasu Fakultní nemocnice Královské Vinohrady a veškerá data byla anonymizována.

### 7.1.1 Metodika výběru pacientek do studie

BI-RADS, z angličtiny Breast Imaging Reporting and Data System, je systém pro klasifikaci nádorů prsu. Tento systém nabývá hodnot od 0 do 6 a čím vyšší je

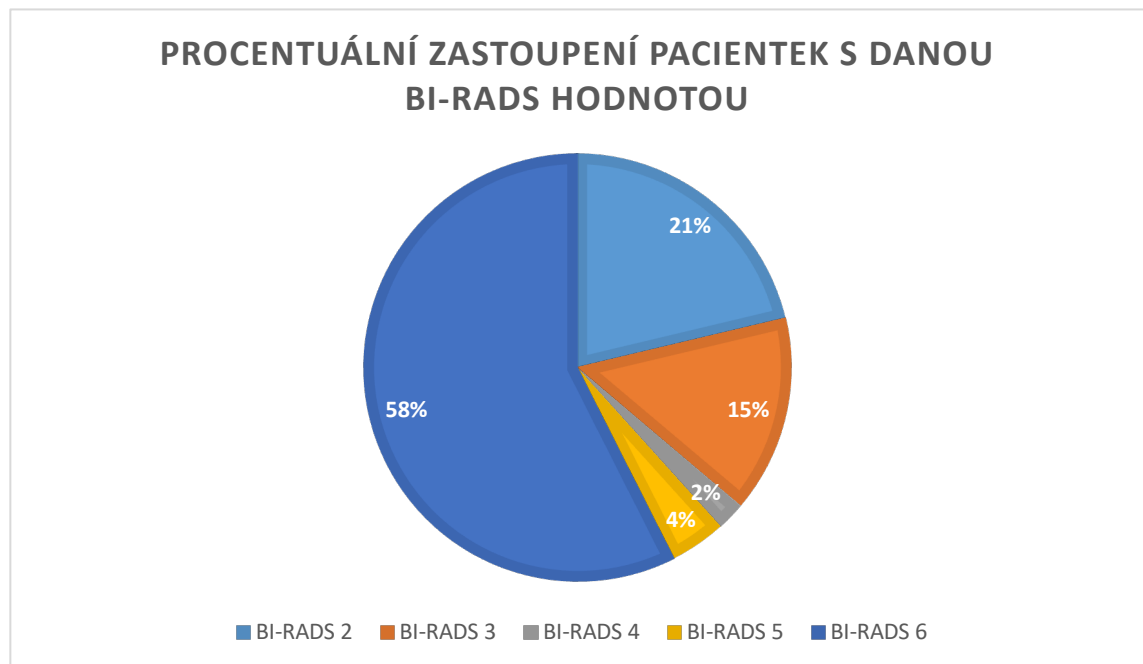
hodnota, tím je vyšší podezření na malignitu nádoru. Hodnoty BI-RADS se využívají pro mamografii, ultrazvuk i MR. Kategorie jsou následující:

- BI-RADS 0 – Nebyla získána dostatečná informace, není možné rozhodnout o výsledku a je potřeba další vyšetření.
- BI-RADS 1 – Nález je negativní, nebyly nalezeny žádné abnormality.
- BI-RADS 2 – Nález je benigní, pravděpodobnost malignity je 0 %.
- BI-RADS 3 – Nález je pravděpodobně benigní, pravděpodobnost malignity je pod 2 %. Je doporučeno sledovat vývoj léze.
- BI-RADS 4 – Podezření, že je nález maligní. Tato kategorie se dělí na tři podkategorie:
  - BI-RADS 4 A – Podezření na malignitu je nízké, mezi 2-9 %.
  - BI-RADS 4 B – Vyšší podezření na malignitu, mezi 10-49 %.
  - BI-RADS 4 C – Vysoké podezření na malignitu, mezi 50-94 %.
- BI-RADS 5 – Nález je na 95 % maligní.
- BI-RADS 6 – Malignita nádoru je prokázána biopsií. (Weerakkody, 2010)

Do výzkumu bylo zahrnuto 47 pacientek, které měly stupně hodnot BI-RADS od 2 do 6. Podmínkou pro zařazení pacientky do této studie bylo, že musí být pacientkou Fakultní nemocnice Královské Vinohrady, nikoli extramurální. Tento výběr byl nutný z důvodu získání dalších informací ze zdravotnické dokumentace, typicky výsledky z provedené biopsie. Všechny pacientky, které byly vybrány pro tuto studii, absolvovaly vyšetření v časovém období od ledna roku 2020 do března roku 2023. Všechny pacientky z této studie podstoupily vyšetření moderním protokolem, včetně aplikace DWI a podepsaly informovaný souhlas s vyšetřením. Pacientky s BI-RADS hodnotami 6 měly nález potvrzený biopsií.

Ve studii bylo nejvíce zastoupených pacientek s BI-RADS hodnotou 6, které tvořily 58 % z celkového počtu zkoumaných a konkrétně to bylo 27 pacientek. Druhá skupina s nejvyšší četností byly pacientky s BI-RADS hodnotou 2, které tvoří 21 % pacientek studie a jejich počet byl roven 10. Třetí nejvíce zastoupenou skupinou byly pacientky s BI-RADS hodnotou 3, kterých bylo dohromady 7 a tvořily 15 % z celku. Pacientky s hodnotou BI-RADS 5 jsou v této studii zastoupeny dvě a tvoří 4 % z celku. S hodnotou BI-RADS 4 byla v této studii zastoupena pouze jedna pacientka, konkrétně s hodnotou BI-RADS 4 B. Tato pacientka tvoří z celku 2 %.

Obrázek 2 - graf procentuálního zastoupení pacientek s danou BI-RADS hodnotou

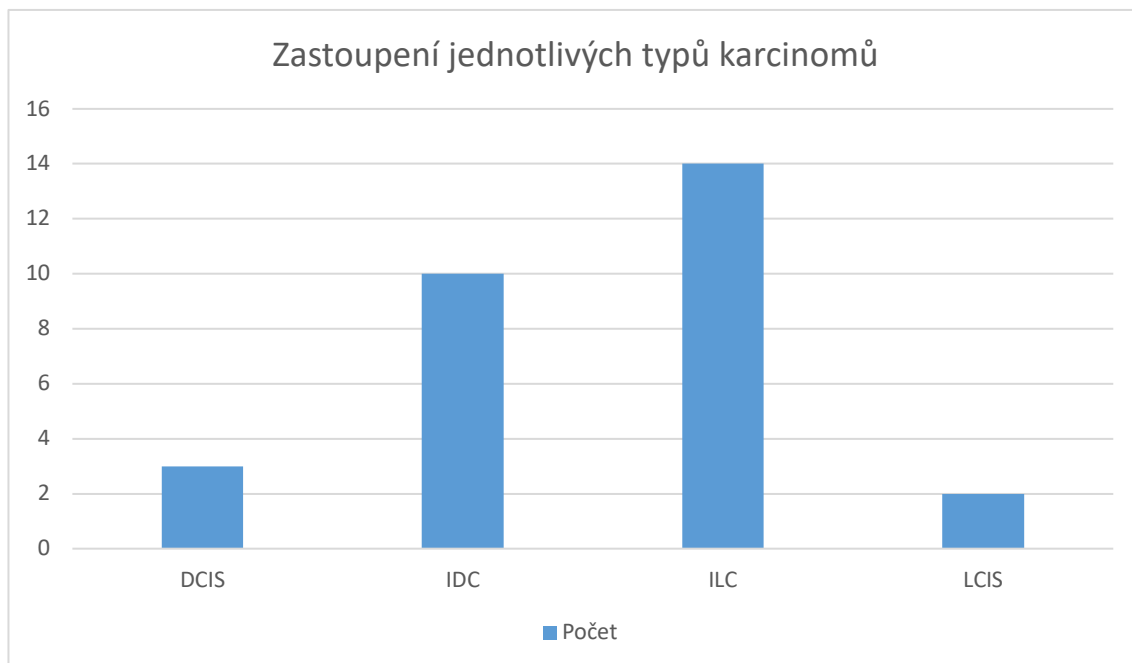


Pro zjištění, zda aparentní difuzní koeficient souvisí s benignitou či malignitou patologické léze, bude v této práci následně zkoumána průměrná hodnota aparentního difuzního koeficientu a přiřazována k hodnotě BI-RADS.

Pro porovnání průměrných hodnot aparentního difuzního koeficientu jednotlivých nádorů pracuje studie dohromady s 29 pacientkami s maligními nálezy potvrzenými biopsií. Z toho jsou 3 pacientky s DCIS, 10 pacientek s IDC,

14 pacientek s ILC a 2 pacientky s LCIS. Zbýlých 17 pacientek má hodnotu BI-RADS nižší nebo rovno 3 a jejich nálezy jsou benigní.

Obrázek 3 - graf zastoupení jednotlivých typů karcinomů



Nejvíce zastoupenou patologickou lézí ve sledovaném souboru pacientek byl invazivní lobulární karcinom. V této studii mělo toto onemocnění čtrnáct pacientek. Druhou nejvíce zastoupenou patologickou lézí byl invazivní ductální karcinom, který byl diagnostikován deseti pacientkám z této studie. Lobulární i ductální karcinomy in situ byly v této studii zastoupeny již v menším počtu. Ductální karcinom in situ byl nalezen u tří pacientek, lobulární karcinom in situ byl přítomen pouze u dvou pacientek zahrnutých do této studie.

### 7.1.2 Realizace výzkumu

Studie je založena na skupině 47 pacientek, které podstoupily vyšetření prsu na magnetické rezonanci s difuzně váženým zobrazením ve Fakultní nemocnici Královské Vinohrady. Data byla sbírána v březnu roku 2023. Protokol pro vyšetření prsu na magnetické rezonanci ve Fakultní nemocnici Královské Vinohrady vypadá následovně: nejprve se nasnímá lokalizační snímek pro

správnou orientaci v sagitální, transverzální i frontální rovině. Následně se snímá T2 TRA Dixon sekvence, která potlačuje tuk, poté SPAIR (Spectral attenuated Inversion Recovery) difuzní sekvence, což je hybridní sekvence kombinující STIR a techniku CHESS (Chemical shift-selective saturation), která využívá rozdílů v mikroprostředí protonů vody a tuku. SPAIR sekvence má za cíl také potlačení tuku. Následně se ještě nasnímá T1 TRA Dixon sekvence. Po nasnímání sekvencí prováděných nativně se pacientce aplikuje intravenózně kontrastní látka a následuje pětkrát snímání T1 TRA Dixon s následnou subtrakcí nasnímaného obrazu. Nakonec se nasnímá sagitálně T1 High resolution sekvence, která poskytne obraz s vysokým rozlišením.

Veškerá vyšetření byla provedena na magnetické rezonanci Siemens Magnetom SOLA se silou magnetického pole 1,5 T. Přístroj podporuje umělou inteligenci a pomocí různých funkcí zrychluje, zkvalitňuje a zefektivňuje skenování. Je vybaven gantry o průměru 70 cm, tudíž je vhodný i pro pacienty s klaustrofobií.

Po vybrání vhodných pacientek, na kterých bylo možné provádět výzkum, byla ze systému PACS (Picture archiving and communication system) stažena obrazová dokumentace z vyšetření do programu syngo.via, který dodává firma Siemens. V difuzním zobrazení pak byla nalezena patologická léze, která byla ve zdravotnické dokumentaci popsána lékařem. K lokalizaci léze napomáhalo zobrazení z T1 sekvence, která sloužila pro dobrou orientaci. Poté byla do patologické léze zobrazené v ADC mapě z difuzního zobrazení umístěna ROI (region of interest), neboli oblast zájmu. Po umístění ROI program automaticky ukázal hodnoty aparentního difuzního koeficientu v daném místě. Bylo možné vyčíst maximální, minimální i průměrnou hodnotu aparentního difuzního koeficientu. Pro tento výzkum byla brána průměrná hodnota aparentního difuzního koeficientu léze. Změřená hodnota aparentního difuzního koeficientu

byla po změření zapsána do programu Microsoft Excel, kde byla následně zpracovávána i statistická část této práce. Statistická část této práce zahrnuje zprůměrování všech dat, určení jejich rozptylu, směrodatné odchylky a provedení statistických testů pro vyloučení či potvrzení hypotéz. Pro zjištění, zda jsou hodnoty invazivního duktálního karcinomu nižší, než průměrná hodnota invazivního lobulárního karcinomu naměřena v této studii je použit jednostranný jednostranný statistický z test, který toto tvrzení testoval na hladině významnosti 5 %. Pro zjištění, zda hodnoty aparentního difuzního koeficientu u invazivního lobulárního karcinomu nabývají vyšších hodnot, než průměrná hodnota invazivního duktálního karcinomu naměřená v této studii, je použit pravostranný statistický z test a testuje se na stejné hladině významnosti, což je 5 %.

Osobní data všech pacientek byla anonymizována a soubor s nasbíranými daty byl zabezpečen heslem.



## 8 VÝSLEDKY

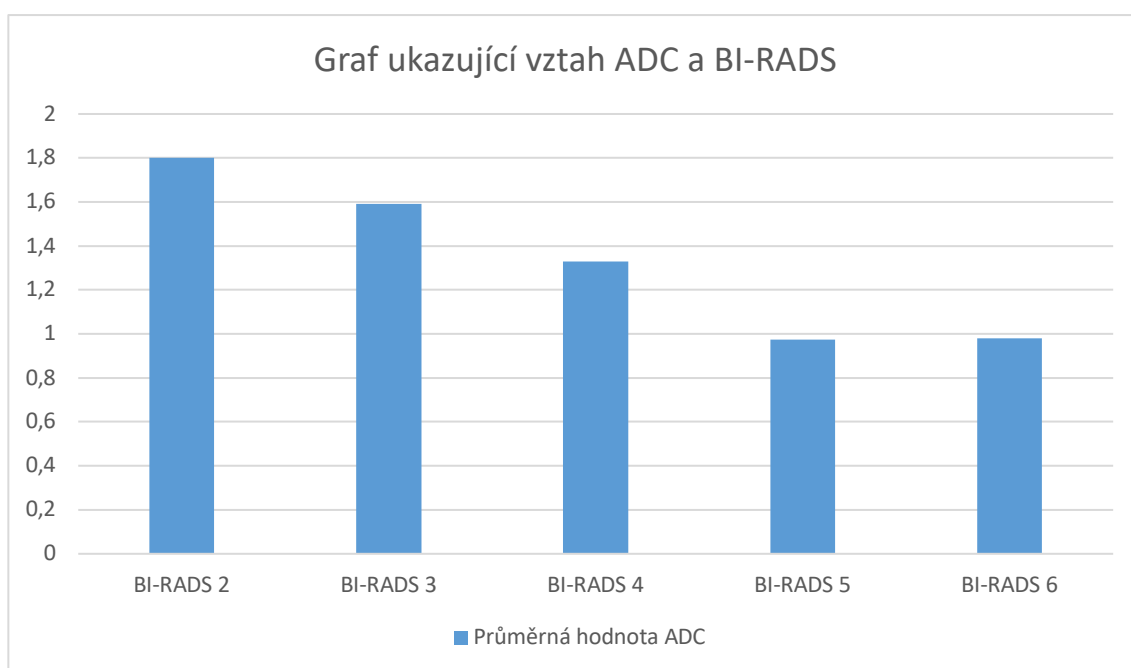
Nejprve zde budou představeny výsledky pro testování první hypotézy, a to, zda hodnota aparentního difuzního koeficientu souvisí s benignitou či malignitou nádoru. Tabulka č. 1 ukazuje hodnotu BI-RADS a průměrnou hodnotu aparentního difuzního koeficientu u pacientek z této studie.

Tabulka 1 - tabulka znázorňující kategorie BI-RADS a průměrný ADC

Hodnota BI-RADS	1	2	3	4	5	6
Průměrný ADC	X	$1,802 \times 10^{-3}$	$1,591 \times 10^{-3}$	$1,33 \times 10^{-3}$	$0,975 \times 10^{-3}$	$0,979 \times 10^{-3}$

Graf ukazující vztah aparentního difuzního koeficientu a BI- RADS:

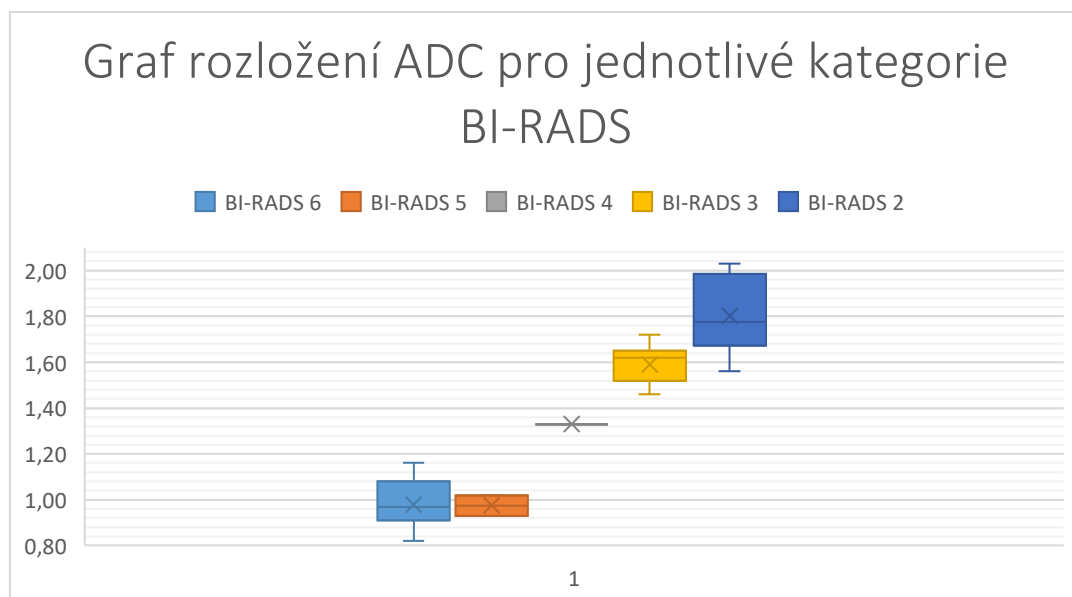
Obrázek 4 - graf ukazující vztah ADC a BI-RADS



BI-RADS 1 v této studii nebyly zahrnuty, proto zde není přiřazena hodnota aparentního difuzního koeficientu. Pro BI-RADS 2 vyšla průměrná hodnota aparentního difuzního koeficientu  $1,802 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Rozptyl naměřených hodnot je 0,028 a směrodatná odchylka měření je 0,168. BI-RADS 3 měly v této studii průměrnou hodnotu aparentního difuzního koeficientu  $1,591 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , rozptyl 0,005 a směrodatnou odchylku 0,068. Pacientka s hodnotou BI-RADS 4 v této studii byla pouze jedna, tudíž tato hodnota je hodnotou dané pacientky a nemohla být zprůměrována, tím pádem zde není určen rozptyl hodnot ani směrodatná odchylka. Pro BI-RADS 5 vyšla průměrná hodnota aparentního difuzního koeficientu na  $0,975 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , rozptyl byl zde 0,004 a směrodatná odchylka je 0,064. Průměrná hodnota aparentního difuzního koeficientu pro BI-RADS 6 vyšla  $0,979 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  rozptyl této skupiny je 0,009 a směrodatná odchylka je 0,094.

Pro lepší představu rozložení hodnot aparentního difuzního koeficientu je zde znázorněn box-plotový, neboli krabicový graf. Box-plotový graf znázorňuje rozložení hodnot aparentního difuzního koeficientu pro jednotlivé kategorie BI-RADS:

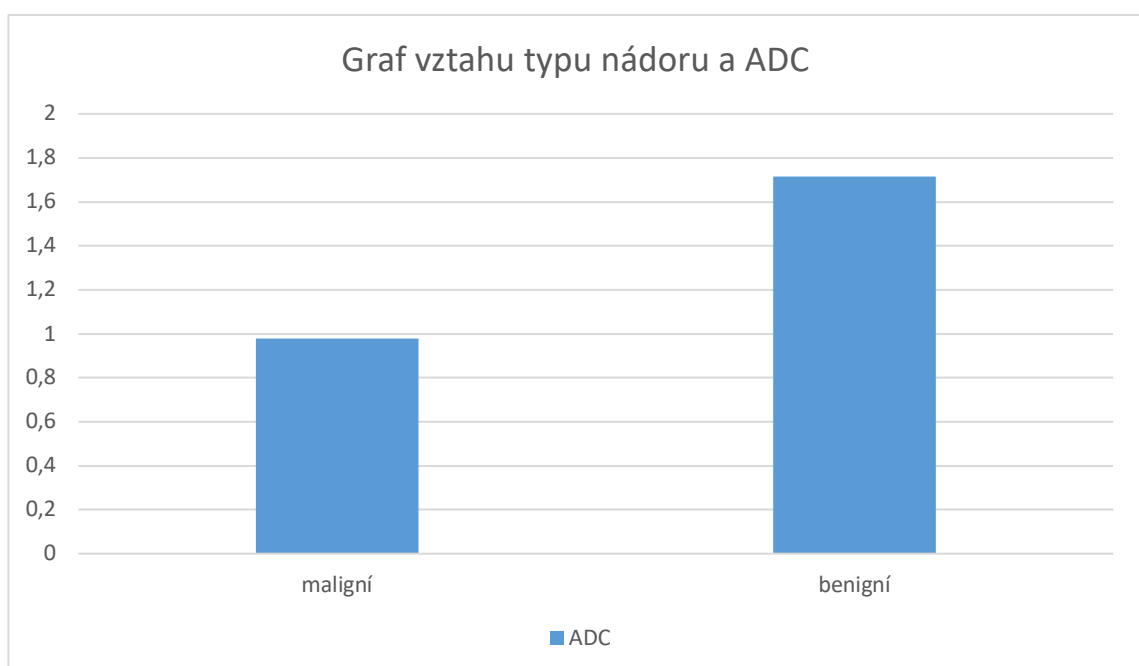
Obrázek 5 – box-plotový graf rozložení ADC pro jednotlivé kategorie BI-RADS



Box-plotový graf znázorňuje i minima a maxima naměřených hodnot aparentních difuzních koeficientů. Pro skupinu BI-RADS 2 je minimální hodnota aparentního difuzního koeficientu  $1,56 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  a maximální hodnota  $2,03 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Skupině BI-RADS 3 vyšla minimální hodnota aparentního difuzního koeficientu  $1,46 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  a maximální hodnota  $1,72 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Skupina BI-RADS 4 nebyla v této studii dostatečně rozsáhlá na to, aby zde bylo určeno minimum či maximum, proto se v box-plotovém grafu zobrazuje pouze jako bod. Skupina BI-RADS 5 má minimální hodnotu aparentního difuzního koeficientu  $0,93 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  a maximální hodnotu  $1,02 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Skupina BI-RADS 6 má minimální hodnotu aparentního difuzního koeficientu  $0,82 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  a maximální hodnotu  $1,16 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Kromě minima a maxima lze z box-plotového grafu vyčíst i medián. Medián hodnot aparentního difuzního koeficientu pro BI-RADS 2 je  $1,775 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , pro BI-RADS 3  $1,62 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , pro BI-RADS 5 je  $0,975 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  a pro BI-RADS 6 činí  $0,97 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ .

Graf ukazující průměrný aparentní difuzní koeficient pro benigní a pro maligní léze:

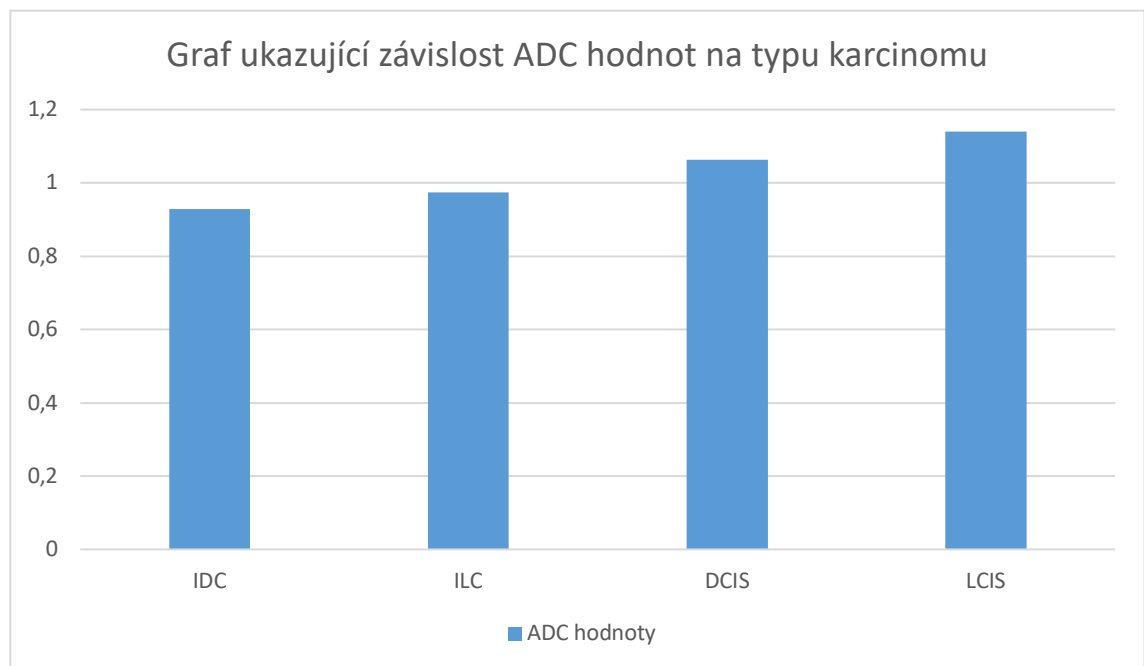
Obrázek 6 - graf vztahu typu nádoru a ADC



Pro pravděpodobně maligní nádory (BI-RADS 5 a BI-RADS 6) vyšla průměrná hodnota aparentního difuzního koeficientu  $0,9786 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  s rozptylem 0,0084 a se směrodatnou odchylkou 0,0916. Pro pravděpodobně benigní léze (BI-RADS 2, BI-RADS 3 a BI-RADS4) vyšla průměrná hodnota aparentního difuzního koeficientu v této studii  $1,7153 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , s rozptylem 0,0305 a směrodatnou odchylkou 0,1745.

Druhou hypotézou bylo, že hodnoty pro IDC a ILC se budou lišit a že hodnoty pro IDC budou nižší. Následující graf interpretuje výsledky:

Obrázek 7 - graf ukazující závislost ADC na typu karcinomu

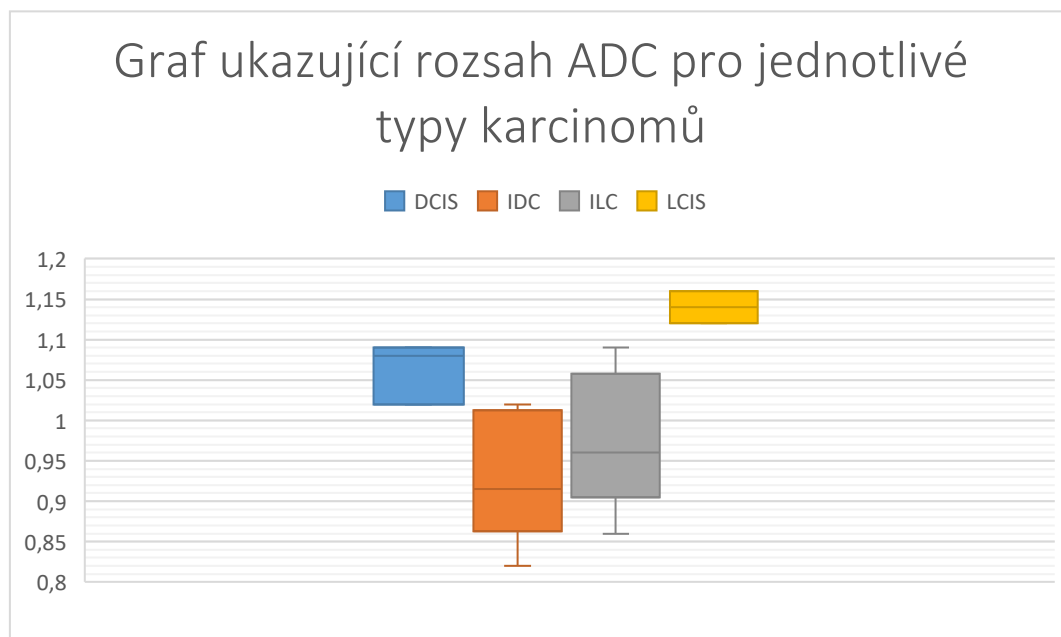


Nejnižší průměrná hodnota aparentního difuzního koeficientu byla naměřena pro invazivní duktální karcinom, a to konkrétně  $0,9280 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Rozptyl těchto hodnot je 0,0106, směrodatná odchylka činí 0,1027. Nejvyšší hodnota aparentního difuzního koeficientu pro invazivní duktální karcinom byla  $1,02 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , nejvyšší zase  $1,02 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Průměrná naměřená hodnota aparentního difuzního koeficientu pro invazivní lobulární karcinom byla  $0,9736 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Rozptyl měření byl 0,0064 a směrodatná odchylka 0,0803. Nejvyšší

naměřená hodnota aparentního difuzního koeficientu byla  $0,87 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  a nejvyšší byla  $1,08 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Průměrná hodnota aparentního difuzního koeficientu pro duktální karcinom in situ z této studie byla  $1,063 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Rozptyl měření je 0,0065 a směrodatná odchylka je 0,0808. Nejnižší hodnota aparentního difuzního koeficientu pro duktální karcinom in situ v této studii byla  $1,02 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , nejvyšší hodnotou bylo  $1,09 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Průměrná hodnota aparentního difuzního koeficientu pro lobulární karcinom in situ byla  $1,14 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Rozptyl měření byl 0,0008 a směrodatná odchylka činí 0,0283. Nejnižší naměřená hodnota aparentního difuzního koeficientu pro tento karcinom byla  $1,12 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , nejvyšší  $1,16 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ .

Box-plotové znázornění rozložení hodnot aparentního difuzního koeficientu:

Obrázek 8 - graf ukazující rozsah ADC pro jednotlivé typy karcinomů



Mediány hodnot aparentního difuzního koeficientu jsou následující: medián aparentního difuzního koeficientu pro invazivní duktální karcinom je  $0,915 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , medián pro invazivní lobulární karcinom činí  $0,96 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , medián

pro invazivní duktální karcinom in situ je  $1,08 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  a pro invazivní lobulární karcinom je medián  $1,14 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ .

## DISKUZE

Cílem této práce bylo porovnat hodnoty aparentních difuzních koeficientů pro jednotlivé typy karcinomů a zjistit, jak souvisí aparentní difuzní koeficient s benignitou či malignitou nádoru a konkrétním typem patologické léze. Data pro tento výzkum byla sbírána na Radiodiagnostickém oddělení Fakultní nemocnice Královské Vinohrady. Pro tento výzkum bylo vybráno 47 vhodných pacientek, které absolvovaly difuzně vážené vyšetření na magnetické rezonanci Siemens Magnetom SOLA.

Pro porovnání závislosti malignity a benignity na aparentním difuzním koeficientu byla použita klasifikace BI-RADS. Ve studii bylo zahrnuto dohromady 47 pacientek. Z toho mělo dvacet sedm pacientek lézi BI-RADS 6, dvě pacientky BI-RADS 5, jedna pacientka BI-RADS 4, sedm pacientek mělo BI-RADS 3 a deseti pacientkám byla nalezena léze kategorizovaná do BI-RADS 2. Ve studii nebyly zastoupeny žádné pacientky s BI-RADS 1. Pacientkám s danou BI-RADS hodnotou byl změřen aparentní difuzní koeficient léze a následně se naměřené aparentní difuzní koeficienty zprůměrovaly pro celou skupinu pacientek s danou BI-RADS hodnotou. Výsledky jsou následující: nejvyšší hodnota byla zaznamenána u skupiny BI-RADS 2, která označuje pacientky s benigním nálezem s nulovou pravděpodobností malignity. Pro skupinu BI-RADS 2 byla naměřena průměrná hodnota  $1,802 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Skupina BI-RADS 3 měla oproti předchozí skupině aparentní difuzní koeficient již nižší, konkrétně  $1,591 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Tato skupina zahrnuje pacientky s pravděpodobně benigním nálezem, ale je zde už i riziko maligního vývoje, a to konkrétně do 2 %. Ze skupiny BI-RADS 4 byla v této studii pouze jedna pacientka, jelikož v období sběru dat byla jedinou vhodnou adeptkou s touto BI-RADS hodnotou pro zahrnutí do studie. U skupiny BI-RADS 4 je již podezření na maligní nález a riziko malignity závisí na podkategorii. Pacientka z této studie měla konkrétně hodnotu BI-RADS 4 B, kde je podezření na malignitu léze již vyšší, konkrétně mezi 10-49 %. Aparentní

difuzní koeficient léze této pacientky byl naměřen  $1,33 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Skupina BI-RADS 5, která označuje nálezy, které jsou na 95 % maligní, měla průměrnou hodnotu aparentního difuzního koeficientu  $0,975 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Skupina BI-RADS 6, která zahrnuje pacientky, které mají malignitu léze prokázanou biopsií, měly průměrnou hodnotu aparentního difuzního koeficientu  $0,979 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Z výsledků je patrné, že čím vyšší je pravděpodobnost malignity léze, tím nižší je hodnota aparentního difuzního koeficientu, což potvrzuje původní hypotézu. Hodnota aparentního difuzního koeficientu při porovnání těchto skupin se s rostoucí hodnotou BI-RADS snižovala, až na BI-RADS 5, které měly paradoxně nižší průměr aparentního difuzního koeficientu jak BI-RADS 6. Tato výjimka může být způsobena nízkým počtem pacientek s hodnotou BI-RADS 5, které byly v této studii zastoupeny pouze dvě.

Pro dobré představení hodnot zastoupených v této studii jsou v práci znázorněny i box-plotové grafy. Box-plotový graf je statistický graf, který umožňuje posouzení dat pomocí kvartilů. Horní a spodní hranice označují třetí a první kvartil, horizontální linie značí medián. Pokud se podíváme na minimální a maximální hodnoty zastoupených aparentních difuzních koeficientů pro jednotlivé BI-RADS hodnoty, můžeme si všimnout, že nejvyšší maximální ( $2,03 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ) a nejvyšší minimální hodnotu ( $1,56 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ) aparentního difuzního koeficientu měla skupina BI-RADS 2. Skupina BI-RADS 3 měla oproti skupině BI-RADS 2 maximální ( $1,72 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ) a minimální ( $1,46 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ) hodnotu aparentního difuzního koeficientu již nižší. Ve skupině BI-RADS 4 je v této studii zastoupena pouze jedna hodnota, konkrétně  $1,33 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , proto minimum ani maximum aparentního difuzního koeficientu není určeno. Můžeme si ale i zde všimnout trendu klesajícího aparentního koeficientu s rostoucí kategorií BI-RADS. Skupina BI-RADS 5 zahrnovala 2 pacientky, tudíž jedna z naměřených hodnot aparentního difuzního koeficientu značí minimum ( $0,93 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ) a druhá maximum ( $1,02 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ). Skupina BI-RADS 6



klesající trend hodnoty aparentního difuzního koeficientu dodržuje pouze v minimu ( $0,82 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ), maximum ( $1,16 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ) má mírně vyšší jak předchozí kategorie. Jak již bylo zmíněno, box-plotový graf znázorňuje i medián. Medián je hodnota dělící řadu vzestupně seřazených výsledků na dvě stejně početné poloviny. Pro kategorii BI-RADS 2 vyšel medián aparentního difuzního koeficientu  $1,775 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , pro BI-RADS 3 je  $1,62 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , BI-RADS 5  $0,975 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  a pro BI-RADS 6  $0,97 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Pokud tedy srovnáme mediány aparentních difuzních koeficientů kategorií BI-RADS, můžeme vidět, jak s rostoucí kategorií BI-RADS klesá medián hodnoty aparentního difuzního koeficientu.

Pokud se podíváme na průměrnou hodnotu aparentního difuzního koeficientu pravděpodobně maligních nádorů jako celku a zprůměrujeme hodnoty BI-RADS 6 a BI-RADS 5 dohromady, dostaneme se na hodnotu  $0,9786 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  se směrodatnou odchylkou 0,0916. Při zprůměrování pravděpodobně benigních lézí z této studie dohromady, tedy BI-RADS 2, BI-RADS 3 a BI-RADS 4, vyjde  $1,7153 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  a směrodatná odchylka 0,1745. Jako pomyslná prahová hodnota, pro rozpoznání benignity či malignity léze v této studii by tedy moha sloužit hodnota  $0,9786 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Tato hodnota vychází velice podobně jako výsledek studie „Can apparent diffusion coefficient (ADC) distinguish breast cancer from benign breast findings?“, kterou zpracoval Alexey Surov, Hans Jonas Meyer a Andreas Wienke. Jejich výzkum pracuje s téměř čtyřmi tisíci patologických lézí a porovnává hodnoty aparentního difuzního koeficientu benigních a maligních lézí. Z jejich studie vyplývá, že jako prahová hodnota pro určení benignity a malignity by mohlo být  $1,00 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , což se výrazně blíží k výsledku z této studie. K této hodnotě se přivrací i výsledky dalších studií, například studie „Diagnostic Performance of ADC for Non-mass-like Breast Lesions on MR Imaging“, která porovnávala aparentní difuzní koeficient u 27 lézí, z toho 16 maligních a 11 benigních. V této studii vyšla průměrná hodnota pro

maligní nádory  $0,968 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  a jako prahovou hodnotu tato studie navrhuje  $1,1 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Další studie, „The use of diffusion-weighted magnetic resonance imaging in the differentiation between benign and malignant breast lesions“ od Fernanda Philadelpho Arantes Pereira a spol., která pracovala se 45 pacientkami určila zase průměrnou hodnotu aparentního difuzního koeficientu maligních lézí na  $0,92 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ .

Agentura pro výzkum a kvalitu zdravotnictví v USA uvádí, že pro BI-RADS 1 a BI-RADS 2 není vyžadováno žádné další vyšetření. Při diagnostikování BI-RADS 4 a BI-RADS 5 je vyžadována invazivní biopsie. Při diagnostikování BI-RADS 3 může být provedena buď biopsie, nebo může být indikována kontrolní mamografie po 6 měsících. Většina pacientů s BI-RADS 3 je posílána na biopsii. 95 % pacientů s BI-RADS 3, podle této agentury, bude mít nakonec benigní lézi. Velkým přínosem by proto byly diagnostické zobrazovací techniky schopné vyloučit malignitu léze s vysokou pravděpodobností a tím pádem se vyhnout zbytečným invazivním biopsiím. (Dorrius, a další, 2015) Určení prahové hodnoty pro benignitu či malignitu léze by mohlo být zásadní pro rychlou a včasnou diagnostiku onemocnění a do budoucna by mohlo znamenat i snížení nutnosti biopsie.

Další částí této práce je porovnání hodnot aparentního difuzního koeficientu mezi sebou. Předpokladem bylo, že hodnoty invazivního duktálního karcinomu a invazivního lobulárního karcinomu se budou lišit a že invazivní duktální karcinom bude mít nižší aparentní koeficient jak invazivní lobulární karcinom, kvůli větší restrikci vody. Invazivní duktální karcinom mělo v tomto výzkumu deset pacientek. Průměrná hodnota aparentního difuzního koeficientu pro tento karcinom v této studii vyšla  $0,9280 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  se směrodatnou odchylkou 0,1027. Invazivní lobulární karcinom mělo čtrnáct pacientek a vyšel pro něj průměrný aparentní difuzní koeficient  $0,9736 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  se směrodatnou odchylkou

0,0803. Pokud se podíváme na průměrné aparentní difuzní koeficienty duktálního karcinomu in situ a lobulárního karcinomu in situ, tak průměrná hodnota aparentního difuzního koeficientu pro duktální karcinom in situ je  $1,063 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Tento typ karcinomu měly v této studii tři pacientky. Lobulární karcinom in situ měly v tomto výzkumu dvě pacientky a průměrná hodnota jeho aparentního difuzního koeficientu je  $1,14 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  se směrodatnou odchylkou 0,0283. Výsledky též potvrzují hypotézu, že invazivní duktální karcinom bude mít nižší hodnotu aparentního difuzního koeficientu jak invazivní lobulární karcinom, stejně tak duktální karcinom in situ má nižší průměrnou hodnotu tohoto koeficientu jak lobulární karcinom in situ a karcinomy in situ mají vyšší průměrný aparentní difuzní koeficient než invazivní karcinomy. Pokud se podíváme na mediány hodnot aparentního difuzního koeficientu pro tyto karcinomy, tak invazivní duktální karcinom má medián  $0,915 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , invazivní lobulární karcinom  $0,96 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , duktální karcinom in situ  $1,08 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  a lobulární karcinom in situ  $1,14 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ .

Ve studii „Diffusion-weighted imaging: determination of the best pair of b-values to discriminate breast lesions“ od L. Nogueira a spol. vyšla hodnota pro aparentní difuzní koeficient invazivního duktálního karcinomu  $1,05 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  se směrodatnou odchylkou 0,7. Celkový počet pacientek s invazivním duktálním karcinomem z této studie byl 20. Pro invazivní lobulární karcinom v jejich studii vyšla hodnota  $1,3 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  se směrodatnou odchylkou 0,49 a celkem jej mělo 20 pacientek. Pro duktální karcinom in situ v jejich studii vyšla průměrná hodnota  $1,33 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  se směrodatnou odchylkou 0,7, mělo jej 9 pacientek. Průměrná hodnota pro lobulární karcinom in situ v této studii od L. Nogueira vyšla  $1,09 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  se směrodatnou odchylkou 0,19 a měly jej 4 pacientky. Pokud porovnáme tuto studii se studií, kterou se zabývá tato bakalářská práce, tak aparentní difuzní koeficient pro invazivní duktální karcinom a pro lobulární karcinom in situ vychází podobně. Aparentní difuzní koeficienty pro invazivní

lobulární karcinom a pro duktální karcinom in situ ukazuje studie od L. Nogueira mírně vyšší, ale pokud vezmeme v úvahu i směrodatné odchylky, dostáváme se do rozmezí hodnot, které vyšly i v naší studii.

Studie „Zobrazování karcinomu prsu na magnetické rezonanci“ od A. Chalánkové uvádí jako průměrnou hodnotu aparentního difuzního koeficientu pro invazivní duktální karcinom pro 26 pacientek  $0,84 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Pro invazivní lobulární karcinom uvádí průměrnou hodnotu aparentního difuzního koeficientu 17 pacientek  $0,86 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Průměrnou hodnotu pro aparentní difuzní koeficient pro duktální karcinom in situ uvádí tato studie  $0,97 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , pro skupinu 3 pacientek. Čistě lobulární karcinom in situ v této studii zastoupen nebyl. Studie A. Chalánkové též došla k závěru, že aparentní difuzní koeficienty jednotlivých karcinomů se liší.

Studie „Correlations between apparent diffusion coefficient values of invasive ductal carcinoma and pathologic factors on diffusion-weighted MRI at 3.0 Tesla“ od Sung Hee Park z roku 2013 přišla s výsledkem průměrného aparentního difuzního koeficientu pro invazivní duktální karcinom  $0,88 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  se směrodatnou odchylkou 0,15. Studie pracovala se 110 pacientkami a výsledky se výrazně podobají výsledkům této bakalářské práce i přes to, že studie od Sung Hee Park probíhala na 3T magnetické rezonanci .

Výsledky tohoto výzkumu se velmi podobají obdobným studiím, které se vesměs přiklánějí k jednomu – do budoucna by mohlo být přínosné nastavení prahové hodnoty aparentního difuzního koeficientu pro maligní nádory. Kdyby se zavedla takováto hodnota, mohlo by to výrazně snížit počet provedených biopsií. Pro tuto metodu je nutné jenom difuzně vážené zobrazení a hodnotu difuzního koeficientu známe okamžitě, bez toho, aby bylo nutné každého

pacienta, kterému byla diagnostikována patologická léze, posílat na invazivní zákrok v podobě biopsie.

## 9 ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo zjistit, zda aparentní difuzní koeficient patologické léze může souviset s benignitou či malignitou nádoru a zda jednotlivé typy karcinomů mají odlišné hodnoty aparentního difuzního koeficientu.

Teoretická část práce popisuje anatomii prsu, jednotlivé typy nádorů prsa, možnosti diagnostiky prsních lézí, princip fungování magnetické rezonance a úlohu radiologického asistenta při vyšetření na magnetické rezonanci.

Praktická část se zabývá měřením a porovnáváním aparentního difuzního koeficientu pacientek z různých kategorií BI-RADS a s různými lézemi. Aparentní difuzní koeficient vyjadřuje, jak moc je tkáň propustná pro vodu. Z výsledků této studie vyplývá, že průměr hodnot aparentního difuzního koeficientu je pro každou kategorii BI-RADS odlišný. Výsledky této studie jsou obdobné jako výsledky jiných odborných studií, které hledají možnou prahovou hodnotu pro kategorizaci nádoru. S rostoucí pravděpodobností malignity léze se hodnota aparentního difuzního koeficientu snižuje. Hodnoty aparentního difuzního koeficientu se liší i pro jednotlivé typy karcinomů. Čím invazivnější karcinom je, tím méně propouští vodu a tím pádem má i nižší aparentní difuzní koeficient. Neinvazivní nádory, tedy nádory in situ, mají vyšší hodnotu aparentního koeficientu jak invazivní karcinomy.

Poznatky z této studie mohou být užitečné při diagnostice a diferenciaci nádorů a mohou přispět k lepšímu pochopení biologických vlastností nádorů. Bylo by však přínosné provést další studie, kde bude zastoupeno více pacientek, minimálně z kategorií BI-RADS 5, BI-RADS 4.

## 10 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ADC – aparentní difuzní koeficient

b – hodnota gradientních pulzů

B0 – magnetické pole

BI-RADS – breast imaging reporting and data system

DCE-MRI – dynamic contrast enhanced imaging

DCIS – duktální karcinom in situ

DWI – difuzně vážené zobrazení

e – eulerovo číslo

FLAIR – fluid attenuated inversion recovery

FNKV – Fakultní nemocnice Královské Vinohrady

FONAR – field focused nuclear magnetic resonantion

GE – gradientní echo

CHESS – chemical shift selective saturation

IDC – invazivní duktální karcinom

ILC – invazivní lobulární karcinom

IR – inversion recovery

LCIS – lobulární karcinom

mm – milimetr

MR – magnetická rezonance

MRI – magnetic resonance imaging

ms – milisekunda

nm – nanometr

PACS – picture archiving and communication systém

RA – radiologický asistent

ROI – region of interest

s – sekunda

$S_0$  – intenzita signálu pro hodnotu gradientních pulzů

SDWI – intenzita signálu pro daný voxel

SE – spin echo

SPAIR – spectral attenuated inversion recovery

STIR – short T1 inversion recovery

T – Tesla, jednotka magnetické indukce

$\omega$  – označení Larmorovy frekvence



$\gamma$  – označení gyromagnetické konstanty

## 11 CITOVANÁ LITERATURA

**CanadianMedical. 2018.** Jak na samovyšetření prsu: Kdy zpozornět?  
*Canadian*. [Online] Canadian Medical, 13.. srpen 2018. [Citace: 25.. duben 2023.]  
<https://www.canadian.cz/cs/clanky-a-novinky/jak-na-samovysetreni-prsu-kdy-zpozornet>.

**Čihák, Radomír. 2013.** *Anatomie 2*. Praha : Grada, 2013. 978-80-247-4788-0.

**Čihák, Radomír. 2011.** *Anatomie 3*. Praha : Grada, 2011. 978-80-247-3649-8.

**Proton therapy center. 2021.** a stadia rakoviny prsu. *Proton therapy center*.  
[Online] Proton therapy center, 30.. březem 2021. [Citace: 24.. duben 2023.]  
<https://www.ptc.cz/cs/blog/druhy-a-stadia-rakoviny-prsu.html>.

**Bashir, Usman. 2012.** *Diffusion-weighted imaging*. [webový článek] místo  
neznámé : Radiopedia, 2012. <https://doi.org/10.53347/rID-16718>.

*Biopsie prsů se zaměřením cíle na magnetické rezonanci - první zkušenosti.* **Horák,  
Martin. 2009.** 2009, *Ces Radiol*, stránky 56-59.

**Daneš, Jan. 2021.** *Screening a diagnostika karcinomu prsu: pro každodenní praxi*.  
Praha : Grada, 2021. 978-80-271-1239-5.

**Dorrius, M.D., de Vries, E.F.J. a Slart, R.H.J.A. 2015.** *Breast cancer: a new  
imaging approach as an addition to existing guidelines*. [článek] místo neznámé : *Eur  
J Nucl Med Mol Imaging*, *Eur J Nucl Med Mol Imaging* , 2015.  
<https://doi.org/10.1007/s00259-015-3032-7>.

**Dušek, Ladislav, a další. 2022.** Epidemiologie zhoubných nádorů v České republice. *svod*. [Online] Masarykova univerzita, 2022. [Citace: 08. 05 2023.] WWW: <http://www.svod.cz..>

**Elster, A.D. 2015.** Invention of MR Imaging: Who invented MR imaging? *mriquestions*. [Online] Elster LLC, 2015. [Citace: 10. 05 2023.] <https://mri-q.com/who-invented-mri.html>.

**Elster, A.D. 2015.** The Discovery of NMR: Who discovered NMR? *mriquestions*. [Online] AD Elster, 2015. [Citace: 10. 05 2023.] <https://mriquestions.com/who-discovered-nmr.html>.

**Gaillard, F., Baba, Y. a Bell, D. 2015.** *MRI sequences (overview)*. [článek] místo neznámé : Radiopedia, 2015. <https://doi.org/10.53347/rID-37346>.

**Hadi MA, Hassali MA, Shafie AA, Awaisu A. 2009.** Evaluation of breast cancer awareness among female university students in Malaysia. *Pharmacy practice*. [Online] 15. 8 2009. <https://scielo.isciii.es/pdf/pharmacy/v8n1/original2.pdf>.

**Hassanzadeh, Elmira a Ballinger, Ray. 2023.** *MRI pulse sequences*. [Radiopedia] místo neznámé : Radiopedia, 2023. <https://doi.org/10.53347/rID-21957>.

*Indikace mamografie, ultrasonografie a vyšetření prsu u mladých žen.* **Krásenská, Marta. 2013.** 2013, Praktická gynekologie, stránky 23-26.

*Introduction of a New Staging System of Breast Cancer for Radiologists: An Emphasis on the Prognostic Stage.* **Jieun Koh, Min Jung Kim. 2019.** 2019, Korean Journal of Radiology, stránky 69-80.

**Jones, J. a Murphy, A. 2009.** *Paramagnetic contrast agents*. [článek] místo neznámé : Radiopedia, Radiopedia, 2009. <https://doi.org/10.53347/rID-6314>.

**Kammath, Vishnu. 2022.** The Breasts. *teachmeanatomy.info*. [Online] 7. únor 2022. <https://teachmeanatomy.info/thorax/organs/breasts/>.

*Klinické systémy magnetické rezonance*. **Tintěra, Jaroslav. 2017.** 4, Praha : Ces Radiol, 2017, Sv. 71. 243–259.

*Lobulární karcinom prsu*. **Petráková, Katarina. 2016.** 4., Brno : Onkologics, 2016. 1803-5345.

**Malíková, Hana. 2022.** *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha : Univerzita Karlova, Karolinum, 2022. 978-80-246-5190-3.

**Mechl, Marek, Tintěra, Jaroslav a Žižka, Jan. 2014.** *Protokoly MR zobrazování*. Praha : Galén, 2014. 978-80-7492-109-4.

*Možnosti a úskalí diagnostiky karcinomu prsu u mladých žen*. **Steyerová, Petra a Burgetová, Andrea. 2019.** 1., Olomouc : Solen, s.r.o, 2019. 1802-4475.

*MR mammografie, doplňková modalita diagnostika onemocnění prsu*. **Jiřina, Řezáčková a Jiříčková, Petra. 2009.** 1., Hradec Králové : Ces Radiol, 2009. 1210-7883.

**Murphy, A. a Bell, D. 2018.** *Peter Mansfield*. [článek] místo neznámé : Radiopaedia.org, 2018. <https://doi.org/10.53347/rID-60906>.

**Murphy, Andrew. 2010.** *Breast MRI*. místo neznámé : Radiopedia, 2010. <https://doi.org/10.53347/rID-12182>.

**Pruthi Sandhya a spol. 2021.** Mayoclinic. *Mayo Clinic*. [Online] 2021. <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/breast-biopsy/about/pac-20384812>.

**Rupa, R, a další. 2020.** *Diffusion weighted imaging in breast cancer – Can it be a noninvasive predictor of nuclear grade?* [článek] místo neznámé : Indian Journal of Radiology and Imaging, 2020. 10.4103/ijri.IJRI\_97\_19.

**Sedlář, Martin. 2011.** *Magnetická rezonance*. [prezentace] místo neznámé : muni, 2011.

**Seidl, Zdeněk. 2012.** *Radiologie pro studium i praxi*. místo neznámé : Grada, 2012. 9788024741086.

*Superparamagnetic iron oxide contrast agents: physicochemical characteristics and applications in MR imaging.* **Wang, Xi-Xiang J., Hussian, Shahid M. a Krestin, Gabriel P. 2001.** 11., Rotterdam : Eur. Radiol, 2001. 2319±2331.

**Vomáčka, Jaroslav. 2015.** *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. 978-80-244-4508-3.

**Weerakkody, Yuranga. 2010.** *Breast imaging-reporting and data system (BI-RADS)*. [článek] místo neznámé : Radiopedia, 2010. <https://doi.org/10.53347/rID-10003>.

**Zuna, Ivan a Poušek, Lubomír. 2000.** *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Praha : ČVUT, 2000. 80-01-02152-1.

## 12 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 – zobrazení patologické léze v DWI a v ADC mapě (Rupa, a další, 2020) .....	31
Obrázek 2 - graf procentuálního zastoupení pacientek s danou BI-RADS hodnotou .....	37
Obrázek 3 - graf zastoupení jednotlivých typů karcinomů .....	38
Obrázek 4 - graf ukazující vztah ADC a BI-RADS .....	41
Obrázek 5 – box-plotový graf rozložení ADC pro jednotlivé kategorie BI-RADS .....	42
Obrázek 6 - graf vztahu typu nádoru a ADC.....	43
Obrázek 7 - graf ukazující závislost ADC na typu karcinomu .....	44
Obrázek 8 - graf ukazující rozsah ADC pro jednotlivé typy karcinomů .....	45

## 13 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 - tabulka znázorňující kategorie BI-RADS a průměrný ADC .....41

## 14 SEZNAM PŘÍLOH