

UNIVERZITA PARDUBICE
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2025

Václav Chudomel

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií

Základní principy vyšetření srdce na MR z pohledu radiologického asistenta

Bakalářská práce

2024/2025

Václav Chudomel

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2022/2023

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Václav Chudomel**
Osobní číslo: **Z21205**
Studijní program: **B0914P360014 Radiologická asistence**
Téma práce: **Základní principy vyšetření srdce na MR z pohledu radiologického asistenta**
Téma práce anglicky: **Basic principles of cardiac MRI examination from the perspective of a radiology assistant**
Zadávací katedra: **Katedra klinických oborů**

Zásady pro vypracování

1. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace výzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**
Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

BULAVA, Alan, 2017. *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada Publishing. 224 s. ISBN 978-80-271-0468-0.
LINHART, Aleš, 2021. *Vyšetřovací postupy u kardiovaskulárních onemocnění*. Jessenius. Praha: Maxdorf. 690 s. ISBN 978-80-7345-640-5.
NAVRÁTIL, Leoš, 2017. *Vnitřní lékařství pro nelékařské zdravotnické obory: 2., zcela přepracované a doplněné vydání*. Grada. 560 s. ISBN 978-80-271-9181-9.
PLEVA, Martin a OUŘEDNÍČEK, Petr, 2012. *MRI srdce: praktické využití z pohledu kardiologa*. Praha: Grada Publishing. 133 s. ISBN 978-80-247-3931-1.
VOJÁČEK, Jan a KETTNER, Jiří, 2017. *Klinická kardiologie*. 3. vydání. Jessenius. Praha: Maxdorf. 1193 s. ISBN 978-80-7345-549-1.

Vedoucí bakalářské práce: **MUDr. Bořivoj Korbel**
Katedra klinických oborů

Datum zadání bakalářské práce: **1. prosince 2022**
Termín odevzdání bakalářské práce: **23. dubna 2025**

doc. RNDr. ThLic. Karel Sládek, Ph.D., MBA v.r. L.S.
děkan

Mgr. Zuzana Červenková, Ph.D. v.r.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 4. března 2025

PROHLÁŠENÍ AUTORA

Prohlašuji:

Práci s názvem *Základní principy vyšetření srdce na MR z pohledu radiologického asistenta* jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury. Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze 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, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše. Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 7/2019 Pravidla pro odevzdávání, zveřejňování a formální úpravu závěrečných prací, ve znění pozdějších dodatků, bude práce zveřejněna prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 16. 05. 2025

Václav Chudomel v. r.

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych touto cestou poděkoval všem, kteří mě během zpracování této bakalářské práce podporovali a motivovali. Především děkuji vedoucímu mé bakalářské práce, MUDr. Bořivojovi Korbelovi, za odborné vedení, cenné rady a ochotu, kterou mi během celého procesu věnoval. Jeho podněty a připomínky výrazně přispěly ke kvalitě této práce. Velké díky patří také mé rodině a blízkým za trpělivost, podporu a povzbuzení, které mi byli oporou nejen během psaní této práce, ale i po celou dobu studia.

ANOTACE

Bakalářská práce je rozdělena do dvou částí, teoretické a výzkumné. Praktická část se zabývá anatomíí srdce a jeho čerpací funkcí, dále se v praktické části dozvíte o základech zobrazování pomocí magnetické rezonance. Konkrétně o historii vzniku této modality, fyzikálních principech, které stojí za tvorbou obrazu, vyšetřovacích sekvencích, technikách akvizice a přístrojovém vybavení. Také se v teoretické části dozvíme o specifických metodách používaných u vyšetřování srdce pomocí magnetické rezonance jako je EKG synchronizace, déle se dozvíme o tom, jak probíhá toto vyšetření včetně plánování anatomických rovin a principech redukce vybraných artefaktů. Výzkum porovnává hodnoty inverzních časů u LGE sekvence a četnost artefaktů zasahujících do srdce u Cine sekvence. Cílem práce je zhodnotit, jakou roli v procesu optimalizace kvality vyšetření hraje radiologický asistent a jakou měrou je schopný přispět ke zlepšení efektivity práce a zvýšení kvality péče o pacienta.

KLÍČOVÁ SLOVA

Magnetická rezonance, srdce, artefakty, arytmie, kontrastní látka, inverzní čas.

TITLE

Basic principles of cardiac MRI examination from the perspective of a radiology assistant

ANNOTATION

The bachelor's thesis is divided into two parts: a theoretical part and a research part. The practical section deals with the anatomy of the heart and its pumping function. Furthermore, the practical part provides an introduction to the basics of imaging using magnetic resonance. Specifically, it covers the history of the development of this modality, the physical principles behind image formation, examination sequences, acquisition techniques, and the equipment used. The theoretical part also discusses specific methods used in cardiac MRI examinations, such as ECG synchronization. Additionally, it describes the examination process itself, including the planning of anatomical planes and the principles of reducing selected artifacts. The research compares the values of inversion times in the LGE sequence and the frequency of

artifacts affecting the heart in the Cine sequence. The aim of the thesis is to evaluate the role of the radiologic technologist in the process of optimizing examination quality and to assess the extent to which they can contribute to improving work efficiency and enhancing the quality of patient care.

KEYWORDS

Magnetic resonance imaging, heart, artifacts, arrhythmia, contrast agent, inversion time.

OBSAH

Úvod.....	15
1 Cíle a metody práce	17
1.1 Cíl práce.....	17
1.2 Metody k dosažení cíle	17
2 Teoretická část	18
2.1 Uložení srdce a jeho popis	18
2.2 Průtok krve srdečními oddíly.....	18
2.3 Stavba srdeční stěny.....	19
2.4 Koronární tepny	20
2.5 Převodní systém srdeční	20
2.6 Řízení srdeční činnosti.....	21
2.7 Mechanická činnost srdce	21
2.8 Srdeční arytmie	22
2.9 Princip magnetické rezonance	23
2.10 Vývoj zobrazování magnetickou rezonancí.....	23
2.11 Teorie jaderného magnetismu.....	24
2.12 Relaxační časy	26
2.13 Základní vyšetřovací sekvence a techniky akvizice	26
2.14 Cine sekvence	28
2.15 LGE sekvence	28
2.16 Tvorba obrazu u magnetické rezonance	30
2.17 Systém gradientních cívek.....	30
2.18 K-prostor.....	31
2.19 Vzorkování k-prostoru.....	31
2.20 Přístrojové vybavení MR pracoviště.....	33
2.21 Elektrokardiografie	33

2.22	Měření EKG u magnetické rezonance srdce.....	34
2.23	Komplikace měření EKG v magnetickém poli.....	36
2.24	Detekce respiračních pohybů.....	36
2.25	Kontrastní látky u CMR.....	37
2.26	Kontraindikace u vyšetřování MR.....	37
2.27	Indikační kritéria MR srdce	38
2.28	Průběh vyšetření	39
2.29	Plánování základních anatomických rovin u CMR	41
2.30	Automatické plánování anatomických rovin	44
2.31	Artefakty magnetické rezonance	45
2.31.1	Pohybové artefakty	45
2.31.2	Aliasing (wrap-around) artefakt.....	47
2.31.3	Nehomogenity magnetického pole B0.....	48
2.31.4	Artefakty spojené s EKG-gatingem.....	49
3	Výzkumná část.....	51
3.1	Metodika výzkumné (praktické) části.....	51
3.1.1	Hypotézy	51
3.1.2	Charakteristika výzkumného souboru	51
3.1.3	Sběr dat	51
3.1.4	Analýza dat	51
3.1.5	Výsledek	52
3.1.6	Hodnocení artefaktů.....	54
3.2	Hodnocení výsledků	55
3.2.1	Časové aspekty magnetické rezonance srdce	55
3.2.2	Analýza inverzního času při LGE sekvenci.....	55
3.2.3	Artefakty u Cine sekvence: typy, četnost a vliv na zobrazení srdce.....	56
4	Diskuze	57

5	Závěr	60
6	Použitá literatura	61
6.1	Knihy a e-knihy	61
6.2	Odborné články	62
6.3	Prezentace	63
6.4	Ostatní	64
7	Přílohy.....	66

SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

Obrázek 1 - Anatomie srdce (Navrátil et al., 2017).....	18
Obrázek 2 - Převodní systém srdce (Navrátil et al., 2017).....	21
Obrázek 3 - Volný pohyb protonů (Vojáček et al., 2017)	24
Obrázek 4 - Protony v magnetickém poli B ₀ (Vojáček et al., 2017).....	25
Obrázek 5 - Orientace protonů po RF pulzu (Vojáček et al., 2017).....	26
Obrázek 6 - Série obrázků LGE sekvence s rozdílným inverzním časem.....	30
Obrázek 7 - Pořadí fázového vzorkování K-prostoru. a) Sekvenční pořadí. b) Centrické pořadí. c) Reverzní centrické pořadí. d) Lineární prokládané pořadí. e) Trajektorie EPI (Ferreira et al., 2013).....	32
Obrázek 8 - Spirálové a radiální vzorkování (Ferreira et al., 2013).....	33
Obrázek 9 - Křivka EKG obrazu a popis vln (Linhart et al., 2021).....	34
Obrázek 10 - Způsob prospektivního snímání znázorněný na EKG záznamu (George et al., 2023b).....	35
Obrázek 11 - Způsob prospektivního snímání znázorněný na EKG záznamu (George et al., 2023b).....	36
Obrázek 12 - Proměnlivost EKG křivky v magnetickém poli (Elster, 2024c).....	36
Obrázek 13 - Rozmístění elektrod u CMR (George et al., 2023b).....	40
Obrázek 14 - Automatické plánování anatomických rovin	42
Obrázek 15 - Plánování 2ch projekce (Norton et al., 2021b).....	42
Obrázek 16 - Plánování 4ch projekce (Norton et al., 2021b).....	43
Obrázek 17 - Plánování krátké osy (Norton et al., 2021b).....	43
Obrázek 18 - Plánování 3ch projekce (Norton et al., 2021b).....	44
Obrázek 19 - Snímek 4ch projekce s dechovými artefakty a artefakty nehomogenity	46
Obrázek 20 - Nehomogenita magnetického pole zasahující do přední stěny levé komory	48
Obrázek 21 - Krátká osa u cine sekvence s dobrou EKG synchronizací.....	49
Obrázek 22 - Krátká osa u cine sekvence se špatnou EKG synchronizací ukazuje rozmazání kontur.....	50
Obrázek 23 - Graf porovnávací závislost mezi TI a tělesnou hmotností.....	52
Obrázek 24 - Graf porovnávací normalizované hodnoty podané kontrastní látky a inverzního času	53
Obrázek 25 - Rozdělení času potřebného na vyšetření pacienta	53
Obrázek 26 - Zastoupení jednotlivých artefaktů.....	54

Obrázek 27 - Postup plánování anatomických rovin (Yumpu, 2025)	71
Tabulka 1 - Časový průběh jednotlivých vyšetření	66
Tabulka 2 - Časy mezi podáním k.l. a prvními LGE skeny a celková doba skenování	67
Tabulka 3 - Průměrný čas mezi podáním k.l. a prvním LGE skenem a průměrný čas skenování	68
Tabulka 4 - Hodnoty podané kontrastní látky a inverzní časy u jednotlivých pacientů	68
Tabulka 5 - Průměrné hodnoty podané kontrastní látky v ml/kg a inverzních časů	69
Tabulka 6 - Procentuální zastoupení jednotlivých artefaktů zasahujících do oblasti srdce u první skupiny respondentů	70
Tabulka 7 - Celkové procentuální zastoupení všech artefaktů zasahujících do oblasti srdce u první skupiny respondentů	70

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

2D	dvojměrný
aj.	a jiné
AV	atrioventrikulární
č.	číslo
ČKS	Česká kardiologická společnost
CMR	magnetická rezonance srdce (cardiovascular magnetic resonance)
CT	výpočetní tomografie
EKG	elektrokardiograf
EPI	echo planar imaging
FOV	zorné pole, field of view
g	gram
Hz	hertz
kg	kilogram
KL	kontrastní látky
LGE	pozdní syčení gadoliniem (late gadolinium enhancement)
ml	mililitr
mm	milimetr
MR	magnetická rezonance
ms	milisekunda
mT	militesla
PSIR	Proton Spin Imaging Relaxation
RF	radiofrekvenční
SA	sinoatriální

T	Tesla
T1	konstanta podélné relaxace
T2	konstanta příčné relaxace
TE	time to echo
TI	inverzní čas
TR	repetiční čas, repetition time
tzv.	takzvaně

ÚVOD

Tato bakalářská práce s názvem základní principy vyšetření srdce na MR z pohledu radiologického asistenta má za cíl nastínit problematiku tohoto vyšetření především studentům radiologické asistence, ale i širší veřejnosti. Poukazuje na to, jakou roli v tomto procesu hraje radiologický asistent v ohledu na kontrolu kvality snímků.

Magnetická rezonance funguje na odlišných fyzikálních principech než ostatní zobrazovací modalita využívané v radiodiagnostice. To s sebou přináší výhody v podobě absence ionizujícího záření nebo unikátní schopnost tkáňové charakteristiky, na druhou stranu si tento fakt bere svou daň v podobě delšího času potřebného k vyšetření a vyšších nároků na technické zázemí a personál. Celková dostupnost pro vyšší pořizovací náklady s delší dobou vyšetření oproti ultrasonografii nebo výpočetní tomografii řadí toto vyšetření na místo druhé či třetí volby. Pro reprodukovatelnost vyšetření společně se schopností zobrazení v mnoha rovinách a vysokým prostorovým rozlišením se však magnetická rezonance srdce stále více používá v běžné kardiologické praxi. Vzhledem ke stárnutí populace a celkově zvyšující se prevalenci kardiovaskulárních onemocnění můžeme předpokládat, že nároky na zobrazování magnetickou rezonancí se budou zvyšovat.

Tato bakalářská práce si klade za cíl porovnat hodnoty inverzních časů u prvních LGE skenů v návaznosti na váhu pacienta a množství podané kontrastní látky a poukazuje na to, jaký vliv má výběr inverzního času na kvalitu vyšetření. Dále poukazuje na možnosti vyšetřovacího protokolu u magnetické rezonance srdce pro současné standardy, zároveň však představuje možnosti aplikace moderních technik jako je automatizace celého vyšetření, které nemalou měrou přispívají k redukci času potřebného pro vyšetření pacienta. Posledním bodem studie bylo subjektivní hodnocení artefaktů zasahujících do srdce u Cine sekvence za současného předvedení možností pro radiologické asistenty, jak se výskytu artefaktu vyhnout nebo jej redukovat. Jelikož na tom závisí, v jaké kvalitě jsou dodány snímky k posouzení lékaři, což má vliv na následnou kvalitu péče o pacienta.

Bakalářská práce se dělí do dvou částí, teoretické a výzkumné. Teoretická část poukazuje na anatomii srdce a jeho správné fungování. Také krátce popisuje mechanismy vzniku srdečních arytmií. Dále se v praktické části dozvíme o historii vzniku této zobrazovací modalita, fyzikálních principech, které stojí za tvorbou výsledného obrazu, základních vyšetřovacích sekvencích a technikách akvizice, specifických metodách používaných u vyšetřování srdce, přístrojovém vybavení pracoviště, indikačních kritériích, přípravě pacienta a kontrastních

látkách. V neposlední řadě se praktická část zabývá průběhem vyšetření, plánováním základních anatomických rovin u vyšetření srdce a artefakty, kde jsou popsány příčiny jejich vzniku a metody, jak je eliminovat. Ve druhé části práce je popsána metodika výzkumu a metody, které k tomu byly použity. Jsou zde graficky znázorněny výsledky porovnávání inverzních časů, délky vyšetření a hodnocení artefaktů.

1 CÍLE A METODY PRÁCE

1.1 Cíl práce

Cílem práce bylo poukázat na to, jakou roli v celém procesu vyšetřování srdce pomocí magnetické rezonance hraje radiologický asistent a jak může přispět k úspěšnému provedení tohoto vyšetření.

Průzkumným cílem bylo analyzovat vybrané technické a klinické parametry MR vyšetření srdce, konkrétně vztah mezi dávkou kontrastní látky, hmotností pacienta a TI, výskyt artefaktů a délku vyšetření.

Dílčím cílem bylo zjistit, zda je možné aplikovat poznatky z praxe do procesu vyšetřování, pro zobrazování srdce za současného porovnání s aktuální literaturou.

1.2 Metody k dosažení cíle

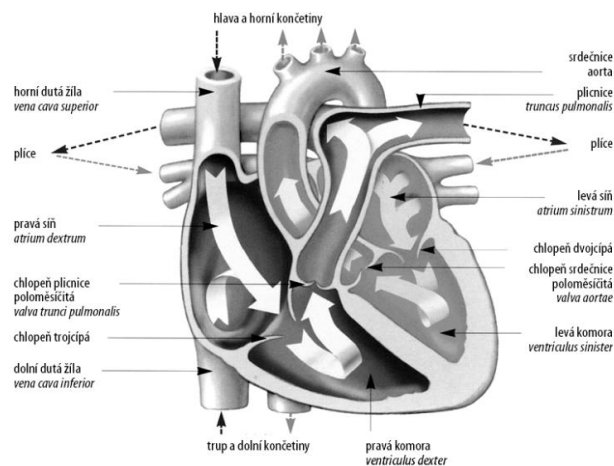
K dosažení cíle byla použita zdravotní dokumentace k získání požadovaných dat u pacientů indikovaných k vyšetření srdce pomocí magnetické rezonance. Tato data byla vložena do tabulek, zaznamenávaly se hodnoty inverzních časů u LGE sekvence, váha pacienta, množství podané kontrastní látky a časové body průběhu vyšetření. Také se u pacientů subjektivně hodnotil výskyt artefaktů zasahujících do srdce u Cine sekvence. Díky tomu bylo možné získat potřebné informace k dosažení požadovaných výsledků.

2 TEORETICKÁ ČÁST

V teoretické části se rozebírá problematika srdce, konkrétně jeho anatomie a čerpací funkce společně s popisem vzniku srdečních arytmií, následně se přesouváme k problematice zobrazování magnetickou rezonancí s důrazem na specifické metody používané u zobrazování srdce pomocí této metody. Popisuje se zde i příprava pacienta a specifika gadoliniových kontrastních látek.

2.1 Uložení srdce a jeho popis

Srdce je dutý orgán uložený za hrudní kostí s hmotností pohybující se okolo 230-340 g v závislosti na tělesné konstituci a fyzické aktivitě jedince. Je složeno z vaziva a příčně pruhované svaloviny, která svou nepřetržitou aktivitou zajišťuje distribuci krve po celém těle. Na srdci v jeho dlouhé ose nalezneme basis cordis, vrchní část směřující do pravého podklíčku a apex cordis tvořený převážně srdeční svalovinou směřující mírně dopředu do levého podžebří. Srdce se rozděluje na pravou a levou část a dále na předsíně a komory. Stěny síní jsou tenčí, než u komor, ty jsou totiž tvořeny větším množstvím svaloviny o tloušťce přibližně 4-13 mm. Na vnější ploše srdce dále nalezneme zářezy zvané sulci. Konkrétně sulcus coronarius dělí oblast síní a komor a obě komory separuje mezikomorový žlábek sulcus interventricularis anterior et posterior. V těchto žlábcích se nachází koronární tepny vyživující srdeční svalovinu a příslušné srdeční žíly (Kachlík, 2019).



Obrázek 1 - Anatomie srdce (Navrátil et al., 2017)

2.2 Průtok krve srdečními oddíly

Srdce je rozděleno na čtyři oddíly pomocí tří přepážek. V pravé síni (atrium dextrum) ústí dolní a horní dutá žíla (vena cava inferior et superior). Zde se v přední části nachází ouško pravé síně (auricula dextra). Na zadní straně srdce v sulcus coronarius je uložena největší srdeční žíla

(sinus coronarius). Do pravé komory (ventriculus dexter) přitéká krev z pravé síně přes pravé síňokomorové ústí (ostium atrioventriculare dextrum), vybavené trojcípou chlopní (valva tricuspidalis). Ta je díky tenkým šlašinkám (chordae tendinae) připevněna ve stěně pravé komory drobnými svaly (mm. papillares), a zajišťuje jednosměrný tok krve z pravé síně do pravé komory. Krev při vstupu do pravé síně přechází přes masité snopce (trabeculae carnae). Výtokovou část pravé komory tvoří plicnicová chlopeň (valva trunci pulmonalis), která se skládá ze tří chlopének (valvulae pulmonalis). Za tímto úsekem nalezneme (truncus pulmonalis) neboli kmen plicnice. Ten se rozděluje na dvě plicní tepny odvádějící neokysličenou krev do plic. Do levé síně (atrium sinistrum), která má hladší vnější výstelku než pravá síň, ústí dva páry plicních žil (venae pulmonales). Výtokovou část pravé síně tvoří levé síňokomorové ústí (ostium atrioventriculare sinistrum), opatřené dvojcípou chlopní (valva bicuspidalis). Její cípy jsou pomocí tenkých šlašinek přichyceny ve stěnách levé komory. Levá komora (ventriculus sinister) má silné stěny tvořené srdeční svalovinou a společně s pravou komorou formují srdeční hrot. Výtokovou část tvoří (vestibulum aortae). Krev po vypuzení prochází přes srdečnicovou chlopeň (valva aortae), tvořenou třemi poloměsíčitými chlopénkami do vzestupné aorty (aorta ascendens) (Kachlík, 2019).

2.3 Stavba srdeční stěny

Nitrosrdeční blána (endocardium) vystýlá vnitřní část srdeční dutiny, tvoří chlopně a je tvořena kolagenem a hladkou svalovinou. Srdeční svalovina (myocardium) se funkčně, ale i histologicky odlišuje od kosterní a hladké svaloviny. Skládá se z příčně pruhované svaloviny a vazivového intersticia. Příčně pruhovanou svalovinou se nazývá z důvodu seřazení myozinových a aktiniových vláken. Kontraktilní činnost zajišťují kardiomyocyty, což jsou buňky válcovitého vzhledu, obvykle na sebe paralelně navazující. Aby mezi jednotlivými buňkami mohlo dojít k přenosu vzruchu, nachází se mezi nimi interkalární disky. Více srdeční svaloviny oproti síním obsahují komory, které mají zásadnější vliv na hnací činnost srdce. Dále srdeční svalovina obsahuje specializované buňky převodního systému, o kterých se budu zmiňovat v následující kapitole. Perikardiální vak (pericardium) společně s epikardem (epicardium) tvoří tenký obal z kolagenního vaziva kolem srdce. Zajišťují mu tak pevnost a ochranu před ostatními orgány. Mezi těmito vaky nalezneme osrdečnickovou dutinu s tekutinou napomáhající k hladkému pohybu srdce při jeho smršťování a následnému ochabování (Kachlík, 2019; Vojáček et Kettner 2017).

2.4 Koronární tepny

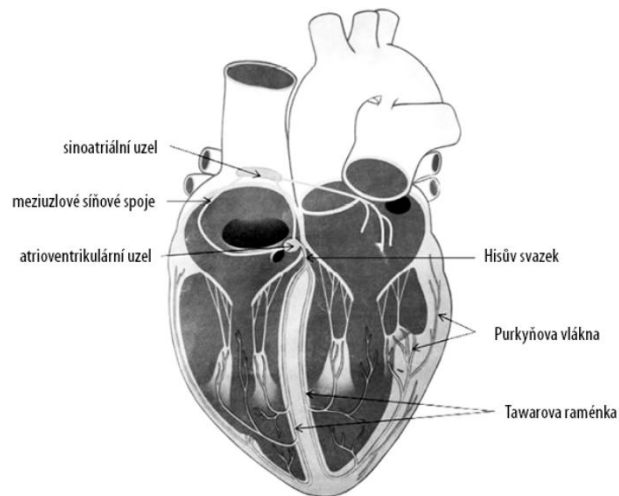
Cévní zásobení srdce se uskutečňuje pomocí dvou věnčitých tepen, jenž tvoří první větvení vzestupné aorty hned za poloměsíčitou chlopní. Obklopují povrch srdce uschované v tukovém obalu s cílem dostat okysličenou krev společně s živinami k srdeční svalovině za většinové převahy zásobení krví jedné či druhé tepny. Pravá věnčitá tepna (arteria coronaria dextra) zajišťuje zadní oddíl komorové přepážky společně se stěnou pravé síně a pravé komory. Její větvení končí v zadním mezikomorové žlábkou, kam prochází přes pravý věnčitý žlábek. Rozděluje se na tři hlavní větve, přičemž první tvoří pravá větev (ramus marginalis dexter), dále pak zadní mezikomorová větev (ramus interventricularis posterior) a následně máme pravou zadobční větev (ramus posterolateralis dexter). Pro zajištění přední části komorové přepážky společně se stěnami levé síně a komory slouží levá věnčitá tepna, ta se vyznačuje krátkým záhy se rozvětvujícím kmenem. Větev oběžná (ramus circumflexus) se vine přes levý věnčitý žlábek a levý okraj srdce dozadu tvořící větve (ramus marginalis sinister a ramus posterolateralis sinister). Přední mezikomorová větev (ramus interventricularis anterior) se vine přes přední mezikomorový žlábek k hrotu srdečnímu (Kachlík, 2019).

2.5 Převodní systém srdeční

Tento systém zajišťuje správné vedení vzruchů po celé srdeční svalovině. Zprostředkovatelem těchto vzruchů jsou vápníkové ionty a podnětem ke kontrakci je elektrický impulz. Synchronní kontrakce srdeční svaloviny je velice důležitá z hlediska správného plnění komor a síní krví. Při přerušení vedení elektrického impulzu, nebo jeho pravidelnosti dochází v srdeční svalovině k různým patologickým úkazům. Tyto patologické stavy můžeme například pozorovat při vyšetření srdeční akce pomocí EKG záznamu.

Síňový uzel (nodus sinuatrialis) je plochý útvar o délce 10-20 mm tvořen četnými kolagenními a elastickými vlákny. Je to místo prvotního vzniku elektrického vzruchu s četností 60-90 impulzů za minutu. SA uzel leží v pravé síni na přechodu pravého srdečního ouška a horní duté žíly. Síňokomorový uzel (nodus atrioventricularis) se svou přibližnou délkou 5-7 mm a uložením v pravé síni u septálního cípu trikuspidální chlopně představuje pokračování ve vedení vzruchu SA uzlu. AV uzel nepřenáší všechny vzruchy tvořené v SA uzlu a zajišťuje tak ideální náplň komor před jejich stahem. Hisův svazek (fasciculus atrioventricularis) je se svou délkou 6-20 mm jediným spojením vedení elektrického vzruchu ze síní do komor. Prochází svalovinou komorového septa a postupně se rozděluje na pravé a levé Tawarovo raménko. Levé raménko se člení na dva svazky, poslední částí převodního systému jsou Purkyňova vlákna. Ta zajišťují

kompaktní pokrytí myokardu komor elektrickým impulzem (Vojáček et Kettner 2017; Bulava 2017).



Obrázek 2 - Převodní systém srdce (Navrátil et al., 2017)

2.6 Řízení srdeční činnosti

Řízení srdeční akce nezávisí pouze na nervové regulaci, i když je jí ovlivněna z velké části. Na humorální regulaci srdeční akce mají vliv zejména hormony adrenalin a noradrenalin. Tyto hormony dřeně nadledvin mají pozitivní vliv, co se týče zvýšení srdeční akce, zejména na srdeční frekvenci, vzrůstu srdečního výdeje a podpory přenosu vzruchů v převodním systému. Hormon acetylcholin působí opačně, tudíž zpomaluje srdeční akci, zeslabuje smršťování myokardu a snižuje i jeho dráždivost. O nervovou regulaci se stará vegetativní nervový systém parasympatiku a sympatiku. Parasymptikus má obdobný účinek jako acetylcholin. Stejně tak jako u ovlivňování srdeční akce sympatikus, kde je efekt blízký adrenalinu s noradrenalinem (Mourek, 2012).

2.7 Mechanická činnost srdce

Hodnoty vypuzené krve by mezi pravým a levým srdcem měly být v ideálních podmínkách totožné. V opačném případě by docházelo k výdejevé nerovnováze mezi malým a velkým oběhem. Takový stav by se mohl projevit poruchou cirkulace krve a nesprávnou činností srdce. Mechanickou činnost srdce jako svalové pumpy popisuje pojem srdeční revoluce. Vyznačuje se kontrakcemi a následným ochabováním jednotlivých oddílů srdce za současného přečerpávání krve při jedné srdeční akci. Při plnicí fázi postupuje krev ze síní do komor za soudobého otevření cípatých chlopní. A následně i z dutých a plicních žil přes síně přímo do komor, které se v této fázi nachází v diastole (ochabnutí myokardu komor) a musí splňovat

podmínku nižšího tlaku než v síních. Na konci plnicí fáze komor nastává systola síní, při které se vytlačí zbytek krve tzv. koncový diastolický objem. Při systole komor (izovolumické napínací fázi) dochází ke zvyšování tlaku v komorách, a tudíž i uzávěru cípatých chlopní vzhledem k obrácení tlakového gradientu krve. Pokud jsou tlakové hodnoty v komorách větší než v aortě a plicním kmene, dochází k otevření poloměsíčitých chlopní a ejekční fázi. Když se krev v důsledku systoly komor přesune do aorty a plicního kmene, dojde zde ke zpětnému toku krve, a tudíž uzávěru poloměsíčitých chlopní. Objem vypuzené krve při této fázi označuje pojem ejekční frakce a za fyziologických podmínek má hodnoty kolem 65-70 %. Po relaxaci myokardu komor zde dochází k poklesu tlaku, vytvořením tlakového gradientu směrem ze síní do komor dochází k opakování celého procesu (Mourek, 2012).

2.8 Srdeční arytmie

U vyšetřování srdce magnetickou rezonancí můžeme narazit na nemalý problém v podobě nepravidelné srdeční akce, rád bych se tedy zmínil o této komplikaci jako o potenciální hrozbě pro znehodnocení diagnostické kvality vyšetření.

„Srdeční arytmie definujeme jako poruchy vedení anebo tvorby elektrického vzruchu. Základem pro porozumění mechanismu arytmií je pochopení základní stavby převodního systému srdečního a jeho fyziologické funkce“ (Bulava, 2017).

Nepřavidelný srdeční rytmus může vznikat z mnoha příčin, ať už fyziologicky při fyzické zátěži, nebo u vrozených či dědičných stavů. Dalším důvodem mohou být organická onemocnění srdce jako infarkt myokardu a s ním spojené poischemické stavy, poruchy elektrolytové rovnováhy, hyperaktivace sympatiku či vagu. I procesy v průběhu stárnutí mohou mít patofyziologický vliv na vedení vzruchu a srdeční akci. Nevylučují se však ani kombinace jednotlivých mechanismů. Rozlišovat srdeční arytmie můžeme na ty, u kterých dochází ke špatné tvorbě vedení vzruchu. Ty vznikají při nedostatečné produkci elektrického vzruchu v SA uzlu. Nebo pokud dojde k zamezení převodu impulzu v některých částech převodního systému. Hlavním udavatelem frekvence stahů je v srdci SA uzel a pokud dojde k jeho poškození, přebere částečně jeho funkci AV uzel, u kterého však dochází ke zpomalení vysílaných impulzů. Při nadměrné vzrušivosti přijímá srdce více impulzů než za normálních okolností. Takový stav se pak může projevit jako sinusová tachykardie či junkční tachykardie. K reentry mechanismu dochází v přítomnosti dvou souvislých drah s odlišnou refrakterností a rychlostí vedení vzruchu neboli při oběhu elektrické vlny kolem překážky po předem určeném okruhu (Bulava, 2017; Navrátil, 2017).

Srdeční arytmie včetně extrasystol mohou být vodítkem k závažnějšímu onemocnění srdce, na druhou stranu se však mohou vyskytovat i fyziologicky u zdravých jedinců a nepředstavují žádnou větší hrozbu nebo komplikaci v běžném životě (Gaztañaga et al., 2012; Nemocnice Na Homolce, 2025).

2.9 Princip magnetické rezonance

Tato zobrazovací modalita má v dnešní době již své zasloužené místo v diagnostice široké škály onemocnění. Díky její vysoké citlivosti pro rozlišení měkkých tkání se využívá k hodnocení morfologie a patologických změn. Princip magnetické rezonance spočívá v použití silného magnetického pole a vysíláním radiofrekvenčních pulzů do těla pacienta, které ovlivňují vlastnosti vodíkových jader. Zpětným snímáním těchto impulzů následně po složitých výpočtech dochází k rekonstrukci obrazu. Předností MR zobrazování je zejména absence rentgenového záření, často však na úkor samotné délky prováděného vyšetření.

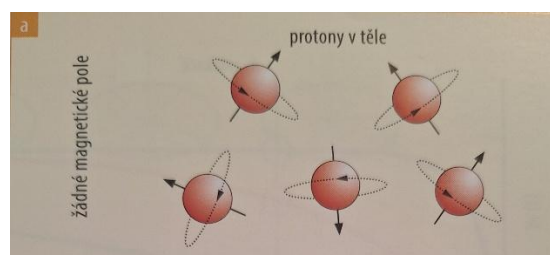
2.10 Vývoj zobrazování magnetickou rezonancí

Historie MRI zobrazování začíná zkoumáním molekul atomových jader a jejich reakcí na magnetické pole. V 30. letech minulého století vyvinul fyzik I.I. Rabi techniku pro měření magnetických vlastností a chování sodíku. Rabiho výzkum vedl k vytvoření formy MR zvané nukleární magnetická rezonance. Tento vývoj položil základy pro medicínské MRI. Během čtyřicátých let se nezávisle na sobě zabývali fyzikové Felix Bloch a Edward Purcell studiem atomové a molekulární magnetické rezonance pevných a kapalných látek. Jejich objev přispěl k tomu, že skenery MRI mohly využívat obsah vody v lidském těle k vytváření obrazů pomocí magnetické rezonance. V roce 1952 byli Purcell a Bloch oceněni Nobelovou cenou za fyziku. O tři roky později švédští vědci Gunnar Lindström a Erik Odeblad zkoumali aplikace NMR. Navrhli, že změny v reakci vody a biologických tkání jsou výsledkem odlišného způsobu, jakým různé typy tkání absorbují a organizují molekuly vody. V roce 1969 Dr. Raymond Damadian navrhl, že magnetická rezonance je schopna rozpoznat rakovinné buňky od zdravých, což úspěšně prokázal v experimentech na potkanech. Damadian zjistil, že různé typy tkání vykazují rozdílnou délku měřeného signálu. Damadian přišel s inovativní myšlenkou využití magnetické rezonance v medicínském zobrazování. Jeho zkoumání obsahu sodíku a draslíku v živých buňkách vedlo k jeho prvním experimentům s nukleární magnetickou rezonancí. Damadian zjistil, že pomocí NMR lze rozlišit rakovinné buňky od zdravých na základě rozdílů v relaxačních časech. Na tato zjištění se zaměřil při navrhování tělového MR skeneru v roce 1969 (Lynette, 2022).

V roce 1972 podal Damadian jako první patent na technologii MRI. Dne 3. července 1977 získal Damadian první NMR obraz člověka. Příčný řez hrdlem svého postgraduálního asistenta Larryho Minkoffa. Tento obraz zachytil Minkoffovo srdce, plíce, obratle a svalstvo. V období od 1972 do 1980 se chemik Paul C. Lauterbur začal zabývat vývojem metod pro magnetickou rezonanci. Pomocí gradientů magnetického pole dokázal vytvořit dvourozměrné obrazy, které kombinoval a tím získával 3D snímky. Lauterbur také vytvořil metodu, kterou pojmenoval zeugmatografie. Tato technika integruje prostorově definované gradienty radiofrekvenčního pole s magnetickým polem. Díky tomu byl Lauterbur schopný generovat dvourozměrné zobrazení hustoty protonů a relaxačních časů tkání. Uvědomil si, že s využitím nehomogenního magnetického pole lze přesně identifikovat struktury. Mezitím fyzik sir Peter Mansfield začal pracovat na zkrácení času potřebného pro získání kompletního MRI snímku. S pomocí nové metody pořídil snímky lidského prstu za 15 až 23 minut. Tímto způsobem se poprvé podařilo úspěšně naskenovat část lidského těla za použití technologie NMR. Zlepšení v oblasti gradientů a digitálního záznamu dat umožnily zkrátit čas potřebný pro jednotlivé MR snímky na 50 až 100 milisekund. Lauterbur a Mansfield, kteří pracovali nezávisle na sobě rozvíjeli úvahy Damadiana, v roce 2003 získali Nobelovu cenu za fyziologii a lékařství za svoje přínosy v oblasti magnetické rezonance (Lynette, 2022).

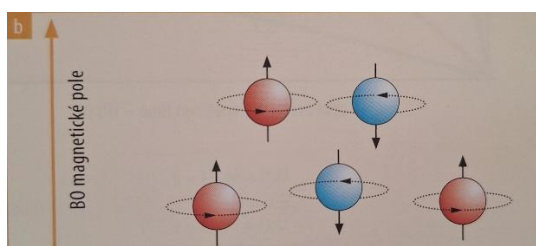
2.11 Teorie jaderného magnetismu

V atomovém jádru se nacházejí nukleony, konkrétně protony a neutrony. Protony mají kladný náboj a vytvářejí pohyb tzv. spin, který se charakterizuje rotací kolem své dlouhé osy. Se svým severním a jižním pólem vytvářejí protony zevní magnetické pole. Tento magnetický moment nesou jádra s lichým počtem protonů, v opačném případě totiž dochází v jádrech k anulování magnetických sil z důvodu jejich párování. Pro snímání lze tedy využít každý atom, který obsahuje lichý počet protonů v jádře. V praxi se však nejčastěji využívá atom vodíku pro jeho poměr zastoupení v lidské tkáni, ta je totiž tvořena až 60 % vodou, která nese ve své molekule právě atom vodíku. Další výhodou je síla signálové odezvy, ta totiž může být až 1000× silnější oproti jiným prvkům (Linhart et al., 2021; Vomáčka et al., 2015).



Obrázek 3 - Volný pohyb protonů (Vojáček et al., 2017)

Pokud chceme docílit stejného směru uspořádání jednotlivých os vodíkových jader, musíme je umístit do vnějšího magnetického pole označovaného jako B_0 . V tomto okamžiku dojde k rovnoběžnému seřazení magnetických momentů protonů vodíku podle působení siločet vnějšího magnetu. Toto uspořádání můžeme pozorovat v o něco více energeticky výhodnějším paralelním postavení ve směru toku indukčních čar magnetických sil, nebo v antiparalelním směru překlopeném o 180° (Linhart et al., 2021; Vomáčka et al., 2015).



Obrázek 4 - Protony v magnetickém poli B_0 (Vojáček et al., 2017)

Kromě již zmíněného spinu vytváří protony ve vnějším magnetickém poli pohyb precese, ten si můžeme představit jako pohyb po kuželovité ploše rotující kolem středu osy protonu. Ta se odvíjí od síly magnetického pole, které na ni působí a udává se v jednotkách Tesla (T). Četnost tohoto pohybu je úměrná síle působení vnějšího magnetu a gyromagnetickému poměru, čím silnější je tedy magnetické pole, tím větší je i frekvence rotace pohybu precese. Tuto skutečnost znázorňuje Larmorova rovnice (1):

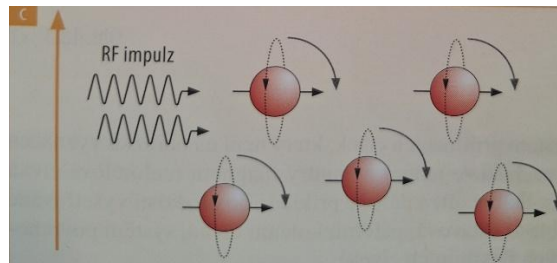
$$\omega = B_0 \times \gamma. \quad (1)$$

Kde ω je rychlost otáčení (Larmorova frekvence), B_0 magnetické pole přístroje a γ gyromagnetická konstanta.

Kmitočet B_1 se musí shodovat s rotací spinu ve snímaném řezu. Abychom mohli měřit lokalizaci jednotlivých protonů ve tkáni, musí dojít k jejich excitaci. Neboli převedení do vyššího energetického stavu pomocí aplikace radiofrekvenčního (RF) pulzu, který je specifický pro jednotlivá atomová jádra. Tudiž musí mít tento pulz shodnou frekvenci jako je Larmorova frekvence protonů vodíku v daném magnetickém poli. Tento princip poskytuje vysvětlení názvu rezonance, kvůli nutnosti aplikace shodného elektromagnetického impulzu Larmorovy frekvence pro vychýlení protonů z jejich osy v magnetickém poli B_0 (Linhart et al., 2021; Vomáčka et al., 2015).

Po aplikaci radiofrekvenčního pulzu tedy dochází jednak k překlopení spinu o 90° nebo 180° podle energie, kterou pulz nese a jednak začnou protony rotovat synchronizovaně ve fázi za vzniku zvýšené transverzální magnetizace. Ta narůstá na maximální hodnotu, naproti tomu

longitudinální magnetizace výrazně ochabuje. Po ukončení vysílání radiofrekvenčního pulzu dochází u protonů k relaxaci. V tento okamžik se protony navracejí do své původní polohy a ztrácejí při tom svůj synchronní pohyb v precesi. Energií předanou ve formě RF pulzu vysílají protony zpět, ta se dále měří na povrchu vyšetřovaného objektu v podobě střídavého proudu v přijímací cívce (Vomáčka et al., 2015; Pleva et al., 2012).



Obrázek 5 - Orientace protonů po RF pulzu (Vojáček et al., 2017)

2.12 Relaxační časy

Rozlišnost relaxačních časů T1 a T2 vytváří výchozí kontrast v MR obrazu. Tyto procesy se odehrávají současně a nezávisle na sobě. U T1 relaxačního času sledujeme dobu, za kterou se vrátí longitudinální magnetizace na 63% původní hodnoty po přerušení RF pulzu. Při tomto ději dochází k předání energie okolní tkáni v tzv. mřížce. Rozdílnost v navrácení longitudinální magnetizace vzniká pro odlišnou velikost molekul v mřížce. Molekuly vody se tedy budou navracet rychleji např. oproti tkáním s vyšším podílem bílkovin. T1 čas je také ovlivněn silou vnějšího magnetického pole v tom smyslu, že s rostoucí silou magnetizace roste i čas T1 v souvislosti s vlivem na Larmorovu frekvenci. Při T2 relaxačním čase sledujeme úbytek transverzální (příčné) magnetizace z horní hranice na 37% její předešlé hodnoty. Doba trvání T2 relaxačního času je oproti T1 podstatně kratší, a to až v poměru 1/10 (Seidl et al., 2012; Pleva et al., 2012).

2.13 Základní vyšetřovací sekvence a techniky akvizice

Opakovaným vysíláním excitačních pulzů dostáváme sérii impulzů definovanou jako sekvence. Rozdílné tkáně mají odlišné T1 a T2 časy, a tak i odlišnou signálovou odezvu v podobě různých odstínů ztmavnutí tkáně na obrazovce (stupňů šedi). Výsledný obraz se potom označuje jako T1 nebo T2 vážený. Škála ztmavnutí se pohybuje od hyposignálních struktur se slabou signálovou odezvu a stupněm ztmavnutí až po ty hypersignální, které se na obrazovce projeví světleji. Jednou ze základních sekvencí je spin-echo (SE) sekvence, pro kterou je specifická aplikace 90° radiofrekvenčního pulzu pro vychýlení protonů. Po odeznění příčné magnetizace a rozfázování protonů se následně aplikuje 180° pulz pro převrácení protonů do antiparalelní

pozice. Precesní pohyb je v tuto chvíli převrácený a můžeme ho tedy znovu měřit. U aplikování 90° a 180° se čas excitace zkracuje a dále průměruje do tzv. TR z anglického time to repeat, který můžeme chápat jako dobu uběhlou mezi dvěma radiofrekvenčními pulzy. Dále si můžeme definovat čas echa (TE) z anglického time to echo, který udává časové rozmezí mezi excitací a záznamem signálu. Proton denzitní zkráceně (PD) obraz je specifický pro delší relaxační časy, ale TE jsou naopak kratší. Ostrost zobrazení podléhá koncentraci protonů vodíku ve snímaném řezu (Seidl et al., 2012; Vomáčka et al., 2015).

Další hojně využívanou sekvencí je gradientní echo (GE či GRE) sekvence. U které se nevyužívá aplikace 180° RF pulzu, nedochází tedy k úplnému potlačení podélné magnetizace, což se projevuje vyšší náchylností na artefakty nehomogenit magnetického pole. Tento jev můžeme sledovat u tkání s rozdílnou susceptibilitou pro vymizení signálu nebo převrácením obrazu. Můžeme zde však najít i pozitiva v podobě zkrácení vyšetřovací doby, při multi-slice sekvencích, jelikož v jednotlivých repetičních časech jsme schopni snímat signál z okolních řezů tkání, které byly excitovány předtím (Seidl et al., 2012; Vomáčka et al., 2015).

Jednou z technik u MR vyšetřování srdce je Cine zobrazování, které využívá rychlou GRE sekvenci. Tato sekvence s vyváženou ustálenou volnou precesí se nazývá SSFP (z anglického Steady-State Free Precession). Výhodou je, že oproti GRE využívají větší úhly převrácení a kratší dobu opakování TR. To vede k vyššímu poměru signálu k šumu a rychlejšímu snímání, avšak zároveň zvyšuje náchylnost k nehomogenitám magnetického pole a posunům frekvence. Sekvence disponuje vysokým kontrastem mezi svalovinou a krví, zároveň je však možné opakovat sekvenci dostatečně rychle, aby se získalo požadované množství signálu během zádrže dechu (Ferreira et al., 2013).

Inverzní pulzy nám slouží ke zvýraznění signálu a kontrastu mezi jednotlivými strukturami pro potlačení signálu vybraných tkání. Pro dosažení tohoto efektu použijeme aplikaci nejdříve 180° a až následně 90° RF pulzu pro zvýšení podélné magnetizace. Důležitým parametrem je zde volba vhodného TI, kdy zachytíme signál požadované tkáně po preparačním pulzu inverzní obnovy. Signály s odlišným TI tedy nebudou zachyceny, nebo budou zobrazeny v jiných odstínech šedi (Vomáčka et al., 2015; Tseng et al., 2016)

K potlačení signálu tuku se využívá technika zvaná STIR z anglického short tau inversion recovery. Tato technika je velice přínosná, tuk může být totiž původcem pohybových či respiračních artefaktů a také může znesnadňovat detekci určitých patologických stavů. K potlačení tuku se použije inverzní pulz před hlavní zobrazovací sekvencí, pro jeho velice

krátký T1 relaxační čas. Umístěním inverzního pulzu dosáhneme v optimálním případě nulové magnetizace, a tedy i nulové signálové odezvy (Seidl et al., 2012).

Metoda potlačení signálu tkáně se používá také u sekvence pozdního sycení kontrastní látkou. Při této metodě volí laborant hodnoty TI tak, abychom viděli rozdíly v kontrastu zdravého myokardu a nasycení patologické tkáně kontrastní látkou. Fázově citlivá sekvence na inverzní obnovu zvaná PSIR (z anglického Phase-Sensitive Inversion Recovery) obchází potřebu zvolit přesnou hodnotu TI, jelikož je schopna upravit kontrast zdravého myokardu na základě získaných hodnot inverzního času (Ferreira et al., 2013; Tseng et al., 2016).

Mapovací sekvence u magnetické rezonance umožňují neinvazivní parametrické mapování tkáně u difúzního onemocnění myokardu. Sekvence T1 MOLLI (z anglického Look-Locker inversion recovery) představuje pulzní sekvenci pro kvantifikaci myokardu, zobrazuje křivku intenzity signálu pro odlišné časy longitudinální magnetizace. Tato sekvence nabízí způsob pro hodnocení stupně fibrózy, které nelze odhalit u LGE sekvence. Výhodou je, že sekvence se dá použít před podáním kontrastní látky, zároveň však po její aplikaci, a to pro odlišné benefity charakterizace tkáně. T2 mapování zobrazuje příčnou relaxaci myokardu a odhaluje edematózní změny s vyšší specificitou než jiné sekvence, tato sekvence koreluje s obsahem vody v příslušné tkáni pro prodloužení příčné relaxace (Tseng et al., 2016).

2.14 Cine sekvence

Pro cine zobrazování srdečního svalu se používá metoda ustálené volné precese (SSFP), tu tvoří rychlá série gradient-echo sekvencí. Při této metodě se zobrazuje pohyb srdce v jeho celém cyklu, kdy obraz tvoří více snímků segmentovaných pomocí EKG synchronizace v jednom R-R intervalu. Záleží zde tedy na aktuální srdeční frekvenci a schopnosti zádrže dechu pacienta, jelikož snímky se pořizují během více srdečních akcí. Díky možnosti zobrazení srdce při jeho pohybu se dají pozorovat funkce chlopní a proudění krve v jednotlivých srdečních oddílech. Sekvence také slouží k výpočtu funkčních hodnot a měření hmotnosti srdečních komor. U této sekvence je důležité dodržet časové rozlišení, které se dle standartu pohybuje v rozmezí ≤ 45 ms (Elster, 2024a; Norton et al., 2021a; Kramer et al., 2020).

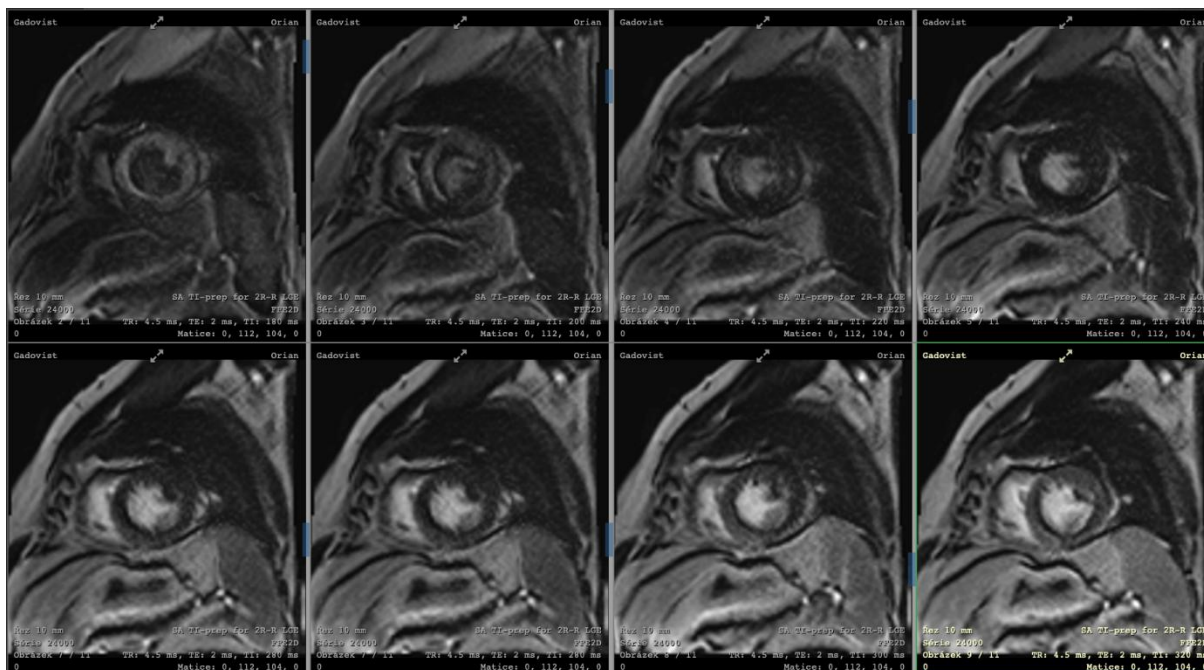
2.15 LGE sekvence

U pozdního sycení gadoliniem se běžně snímky zhotovují v koncové fázi diastoly, akviziční okno nemusí být tak krátké, jako u cine-sekvencí. Pro aplikaci RF pulzů se náběr k-prostoru provádí s vynecháním jedné nebo dvou srdečních akcí (u tachykardií i více), průměrná potřeba zádrže dechu pro zhotovení snímku se pohybuje kolem 10s. Tento parametr se zohledňuje

například zmenšením rozlišení ve směru fázového kódování, nebo aplikací paralelního zobrazení a technik částečného zápisu k-prostoru (Raman et al., 2022).

Zobrazování u sekvence LGE se spoléhá na rozdílné rychlosti vyplavování k.l. ze zdravého a postiženého myokardu. K pomalejšímu vyplavování dochází v místech zasažených fibrózou nebo edémem, jelikož kontrastní látka prostupuje do extracelulárního prostoru a jeví se oproti zdravé tkáni hypersignálně pro zkrácení T1 relaxačních časů za předpokladu správně zvoleného inverzního času. Na vliv vyplavování kontrastní látky má i srdeční frekvence a rychlost glomerulární filtrace. Po podání kontrastní látky se ideální TI postupně prodlužuje a je tedy nutné navyšovat jeho hodnoty o 10-20 ms každé dvě minuty (Meier et al., 2024; Jenista et al., 2023).

Inverzní čas (TI) je doba mezi aplikací inverzního pulzu a středem náběru K-prostoru. Nastavení vhodného TI je klíčovým parametrem při měření pozdního sycení myokardu (LGE). Při výběru vhodného inverzního času se můžeme setkat se sekvencí TI-scout, která během několika srdečních tepů pořídí více snímků s rozdílnými inverzními časy. Laborant se vhodným nastavením TI snaží docílit zeslabení signálu srdeční svaloviny na nulovou hodnotu pro lepší viditelnost sycení k.l. u patologie. Špatně zvoleným inverzním časem, zvláště při jeho zkrácení můžeme ztížit rozpoznání ischemie a rozsahu poškození myokardu (signál zdravé svaloviny bude zakrývat postižená ložiska). Proto je obecně vhodné volit nepatrně delší TI, aby se předešlo znehodnocení vyšetření. Znehodnocení obrazu a tvorba artefaktu u špatně zvoleného TI spočívá v kontrastních nekonzistencích myokardu, pro variabilní TR, kdy se různé úrovně magnetizace projeví v zápisu k-prostoru a následně i ve výsledném obrazu (Jenista et al., 2023; Ferreira et al., 2013; Elster, 2024b).



Obrázek 6 - Série obrázků LGE sekvence s rozdílným inverzním časem

Přiložená série obrázků (obrázek č. 6) znázorňuje krátkou osu u LGE sekvence s rozdílnými hodnotami inverzních časů. Horní řada zleva doprava nese hodnoty TI: 180 ms, 200 ms, 220 ms, 240 ms. Spodní řada nese hodnoty TI ve stejném směru: 280 ms, 280 ms, 300 ms, 320 ms. Ideální zvolenou hodnotou je v tomto případě obrázek s TI 240 ms. Přičemž ostatní obrázky vykazují nehomogenity myokardu.

2.16 Tvorba obrazu u magnetické rezonance

Kvalita obrazu se odvíjí od volby snímaného řezu a způsobu zápisu získaných dat. Pro definování snímaného řezu se používají gradientní cívky, které si upravují hodnotu magnetického pole dané vrstvy ve třech na sebe kolmých směrech: x, y, z. Přes složité výpočty Fourierových transformací se tato surová data převádí do místa označovaného jako K-prostor. Zápis umístění jednotlivých souřadnic získaných signálů se provádí ve vodorovném směru, radiálně nebo ve spirále. V tomto virtuálním prostředí dochází k záznamu veškerých obrazových dat získaných při snímání vyšetřovaného objektu. Úprava metody vzorkování k-prostoru může mít vliv na artefakty a kontrast obrazu. Na výsledné kvalitě obrazu se tedy podílí široká škála okolností, závislých jak na vnitřních, tak i vnějších podmínkách (Vomáčka et al., 2015; Ferreira et al., 2013).

2.17 Systém gradientních cívek

Tento systém přídatných cívek způsobuje záměrou různorodost magnetizace hlavního magnetického pole B_0 . Používáme ho pro lokalizaci umístění jednotlivých protonů

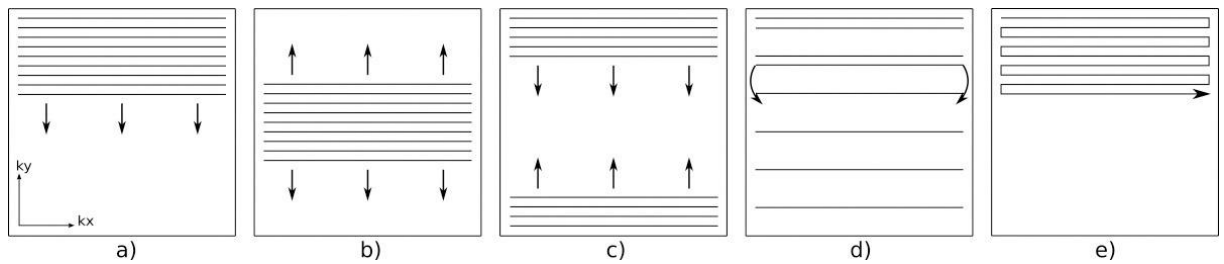
v trojrozměrném prostoru. Energie gradientních magnetů je značně nižší oproti magnetickému poli B_0 , řádově se pohybuje v rozmezí jednotek mT. Tyto impulzy magnetického pole jsou přechodně spouštěny v různých časových intervalech a ovlivňují tak statické magnetické pole v jeho intenzitě pro lokalizaci úrovně řezu a širě vyšetřované vrstvy. Rychlost a síla účinku gradientních cívek potom určuje čas skenování a kvalitu rozlišení (Vomáčka et al., 2015; Seidl et al., 2012).

2.18 K-prostor

Mezi příjmem signálu a tvorbou výsledného obrazu musí dojít ke zpracování prostorových dat, tyto hrubá data uložená v k-prostoru nesou informace o jednotlivých bodech získaných ze snímaného objektu. Děje se tak za pomoci složitých matematických výpočtů Fourierových transformací, kdy jednotlivé informace o zobrazovaném objektu kódují souřadnice odpovídající sinusové vlně o specifické frekvenci a fázi. K identifikaci pozice jednotlivých bodů ve trojrozměrném prostoru slouží gradientní cívky. Rozložení jednotlivých dat je potom následující: data s vyšší prostorovou frekvencí nacházející se dále od středu k-prostoru nesou detailnější informace o jemných strukturách, naproti tomu ve středu pro nižší prostorovou frekvenci najdeme údaje o celkovém kontrastu. Kvalitu obrazu ovlivňuje skrz zápis k-prostoru i typ filtrování (vysokofrekvenční, nízkofrekvenční) a nastavení zorného pole. Parametry jako jsou kontrast a rozlišení, přímo promítající se do výsledné kvality obrazu jsou tedy ovlivněny způsobem, jakým je k-prostor vyplňován (George et al., 2023a).

2.19 Vzorkování k-prostoru

U vzorkování k-prostoru můžeme narazit více způsobů, jak zapisovat a následně i zobrazovat získaná data ze snímaného objektu. Jedním takovým způsobem může být kartézský zápis, při kterém je každý datový bod umístěn v kartézské mřížce, přičemž každé echo vyplňuje celý fázově kódovaný řádek. Tento způsob vzorkování není výpočetně natolik složitý oproti jiným metodám, a tudíž se využívá častěji, nicméně nemusí být vždy úplně přesný a účinný. Způsob, jakým se provádí vzorkování u kartézský soustav se může lišit, můžeme zde narazit na sekvenční, centrickou nebo obrácenou centrickou metodu při které se provádí zápis od horního a dolního kraje, než se dojde do středu k-prostoru. U segmentovaného pořizování dat dochází k zápisu buď po blocích nebo se jednotlivé řádky při zápisu prolínají (Ferreira et al., 2013).



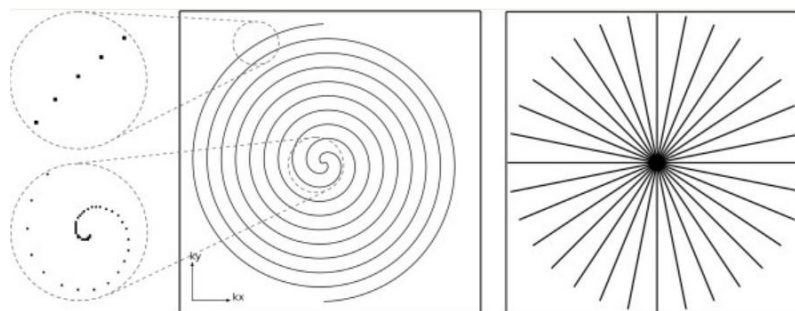
Obrázek 7 - Pořadí fázového vzorkování K-prostoru. a) Sekvenční pořadí. b) Centrické pořadí. c) Reverzní centrické pořadí. d) Lineární prokládané pořadí. e) Trajektorie EPI (Ferreira et al., 2013)

Kartézský způsob náběru dat zahrnuje i EPI (Echo Planar Imaging) metodu, která dokáže během jednoho gradientního RF pulzu získat větší množství dat. Jelikož při jednom snímání dokáže vyplnit více řádků k-prostoru. Zápis sudých a lichých řádků se pak uskutečňuje v protichůdném pořadí. Tato metoda se i přes svou vysokou efektivitu nevyhne vzniku některých artefaktů, z tohoto důvodu je zde hybridní EPI metoda. Ta představuje modifikovaný způsob, kdy nedochází k vyplnění tak velkého množství dat k-prostoru jako u jednoduché EPI metody z jednoho echa, zápisem pouze několika řádků (Ferreira et al., 2013).

Dále se můžeme setkat i nekartézskými způsoby vzorkování dat. Jednou z nich je radální vzorkování, u kterého se zápis uskutečňuje pomocí mřížkování do kartézské matice nebo algoritmem zpětné projekce, způsob vzorkování potom opisuje trajektorii paprsků procházejících středem k-prostoru. Pro splnění požadavků Nyquistova vzorkování musí být množství získaných radiálních čar v k-prostoru větší než u kartézského vzorkování o faktor $\pi/2$; i když občasné mírné podvzorkování nemusí ohrozit diagnostickou kvalitou zobrazení. Jednou z možných výhod pak může být kratší TE, jelikož není třeba fázového kódování (Ferreira et al., 2013).

Spirální vzorkování, jak můžeme vyčíst z názvu obíhá při opisu po spirále od středu k-prostoru směrem ke kraji. Tímto způsobem se dosáhne většího pokrytí k-prostoru oproti kartézskému způsobu. Spirály používají 2D výstupní gradientní tvar vlny, který je sinusový s frekvencí a proměnlivými amplitudami namísto frekvenčně kódovaných gradientů. Rychlost zvyšování poloměru každé spirálové linie a také rychlost vzorkování v linii jsou definovány Nyquistovými požadavky na vzorkování (Ferreira et al., 2013).

„Nyquistovo kritérium pak říká, že pro správné navzorkování signálu v obraze musí být vzorkovací frekvence minimálně dvakrát větší, než je frekvence detailu, který chceme navzorkovat“ (Súkupová, 2025).



Obrázek 8 - Spirálové a radiální vzorkování (Ferreira et al., 2013)

2.20 Přístrojové vybavení MR pracoviště

Základem fungování magnetické rezonance je vytvoření dostatečně silného statického magnetického pole, toho se však dá docílit více způsoby. V dnešní době nejpoužívanějším typem magnetu je ten, jenž pracuje na bázi zkapalněného helia, které proudí kolem magnetu za velmi nízkých teplot. Tzv. supravodivé magnety jsou oblíbené pro své silné a stabilní magnetické pole, nevýhodou je však u nich jejich pořizovací cena. Dalším typem jsou rezistivní magnety fungující na bázi elektromagnetu, ty pro změnu vyžadují velký přísun elektrického proudu. Posledním typem jsou magnety permanentní, u těch se vytváří magnetické pole pomocí magnetizace feromagnetických slitin, nevýhodou je u nich slabé magnetické pole a velká váha celého zařízení. Dále jsou zde pro záznam zpětného signálu přijímací cívky a shimovací cívky pro úpravu nehomogenit magnetického pole. Tělové cívky se pro změnu pokládají na vyšetřovanou oblast těla a podle toho mají i specifické velikosti a tvary, slouží také pro příjem signálu. Jelikož potřebujeme u některých druhů vyšetření sledovat fyziologické funkce pacienta, součástí vybavení budou i přístroje pro tyto potřeby jako EKG a monitorace dechového cyklu. Nedílnou součástí vybavení je i vyšetřovací lůžko, na kterém je pacient umístěn. To musí být dostatečně pohodlné, aby pacient mohl klidně ležet po celou dobu vyšetření. Další komponentou je i ovládací panel pro zadávání vyšetřovacích parametrů a výkonný počítač pro zpracování obrazových dat. Pro potřebu odstínění vlivu elektromagnetického záření z okolí, je vyšetřovací místnost opatřena Faradayovou klecí (Vomáčka et al., 2015; Pleva et al., 2012).

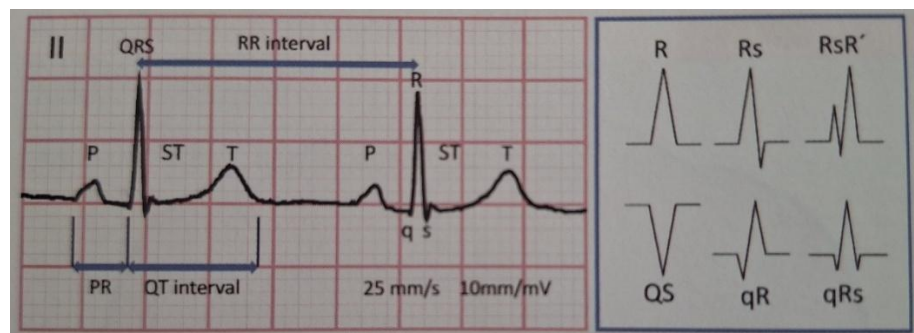
2.21 Elektrokardiografie

Abychom získaly co nejvíce autentické hodnoty EKG záznamu, měl by pacient před vyšetřením dodržet určité podmínky, aby nedošlo k jeho znehodnocení. Především by se měl vyvarovat zvýšené fyzické aktivitě před vyšetřením, dále pak požití látek pozitivně i negativně ovlivňujících srdeční činnost. Pokud pacient užívá léky ovlivňující srdeční činnost, měl by tuto skutečnost také sdělit lékaři. Příprava zde není nikterak specifická, musíme zajistit, aby jednotlivé svody

byly v kontaktu s pokožkou pro ideální přenos elektrické aktivity srdce. Toho docílíme nanesením vodivého gelu mezi kůži pacienta a elektrodu, popřípadě toto místo předtím oholíme.

Křivka elektrokardiografu začíná nejprve P vlnou znázorňující depolarizaci síní. V některých případech může dojít k absenci P vlny, nebo vykazuje pouze malou amplitudu, za těchto okolností je dobré překontrolovat všechny svody. PQ úsek obvykle trvá 0,12-0,21s a určuje dobu, za kterou se přenesou vzruchy ze síní na komory, např. u sinusové tachykardie můžeme pozorovat zkrácení tohoto úseku. QRS komplex zachycuje depolarizaci komor a pro robustnější svalovou konstituci komor má vyšší amplitudu oproti P vlně. Obvykle trvá 0,10s. Navazující repolarizaci komor před následným srdečním stahem tvoří T vlna. QT interval pak přibližnými hodnotami 0,42-0,44 s znázorňuje depolarizaci a repolarizaci komor (Bennett, 2014).

Sinusový rytmus zachycující počet srdečních akcí činí u zdravého jedince 50-90 stahů za minutu, avšak v návaznosti na věk, pohlaví, tělesnou konstituci a fyzickou aktivitu jedince se může měnit. U sportovců a starších lidí můžeme pozorovat sníženou srdeční činnost oproti jedincům středního věku naopak u dětí sledujeme tyto hodnoty zvýšené, a přesto se jedná o fyziologický stav.



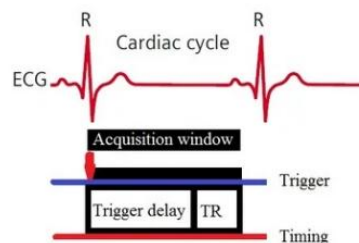
Obrázek 9 - Křivka EKG obrazu a popis vln (Linhart et al., 2021)

2.22 Měření EKG u magnetické rezonance srdce

EKG synchronizace je spjata s náběrem dat do k-prostoru. Abychom zachytili srdce vždy ve stejné fázi cyklu pro eliminaci pohybových artefaktů a synchronizovali jednotlivé stahy s aplikací RF pulzů u sekvence, používáme pro jeho monitorování tzv. EKG-gating. Ten se může provádět ve dvou variantách, a to retrospektivně či prospektivně. Obě možnosti se používají ve specifických případech. U LGE sekvence a mapování myokardu se používá vždy prospektivní synchronizace, chceme zachytit srdce staticky v izovolumické fázi diastoly, v této chvíli je svalovina během srdečního cyklu nehybná nejdelší dobu (přibližně 200 ms). U Cine sekvence se pro funkční hodnocení pořizuje více snímků, kdy výsledný obraz zachycuje srdce

v pohybu a jednotlivé snímky na sebe musejí navazovat. Tento proces se provádí v rámci segmentované akvizice, kdy se nabírá více linií K-prostoru v jedné srdeční fázi (Nacif et al, 2011).

Prospektivní EKG-gating se orientuje podle vrcholu R vlny tak, aby byl výsledný obraz pořízený při střední diastole, tedy momentu, kdy je srdce v klidové fázi. Jelikož se R-R interval mírně odlišuje mezi srdečním stahem a hodnotou tepové frekvence, koncová část intervalu R-R se nesnímá, pro vynechání následující R vlny. K vyplnění k-prostoru dochází z určitého množství snímků pořízených ve shodné fázi srdce během několika srdečních stahů. Výsledný obraz potom představuje zprůměrovaný signál série jednotlivých akvizic. Systém prospektivního skenování dokáže filtrovat signály s vysokou amplitudou, aby se zabránilo skenování, pokud se srdce nachází v nežádoucí poloze. Zde však nastává problém u pacientů s nepravidelným srdečním rytmem. Akvizice je totiž vynechána při registraci předčasné R vlny pro stále probíhající aplikaci předešlého gradientního pulzu. Dochází tedy k potřebě delšího zadržení dechu u pacienta což není kolikrát možné, navíc je signál chybně přiřazen k odlišné fázi srdečního cyklu a dochází k rozmazání výsledného obrazu. Prospektivní synchronizace je přesnější při načasování sběru dat a poskytuje snímky v lepší kvalitě, nicméně pro orientaci dle QRS komplexu dochází k pozdějšímu spuštění akvizice a není proto zachycen celý srdeční cyklus (Nacif et al, 2011).



Obrázek 10 - Způsob prospektivního snímání znázorněný na EKG záznamu (George et al., 2023b)

Retrospektivní synchronizace srdeční činnosti funguje na principu nepřetržitého sběru dat, která se následně při rekonstrukci obrazu třídí podle jednotlivých fází srdečního cyklu. Sběr dat tedy probíhá po celou dobu srdečního cyklu a výsledný obraz zachycuje srdce ve všech jeho fázích, jednotlivé snímky jsou tedy přiřazeny ke konkrétní poloze srdce podle EKG křivky. Opět zde však nastává problém při nepravidelném srdečním rytmu a nízkých amplitudách P vln. Při arytmiích se perioda systoly a diastoly mění nepravidelně, výsledný obraz je tedy horší kvality než u prospektivní metody pro nevhodnou segmentaci dat srdečního cyklu. Jednotlivé snímky se totiž při segmentaci dat nemusí přiřadit ke správné fázi srdečního cyklu (Nacif et al., 2011).

2.25 Kontrastní látky u CMR

Pozitivní kontrastní látky u magnetické rezonance srdce obsahují kovy vzácných zemin, nejčastěji gadolinium, podávají se injekčně do krevního oběhu a slouží ke zvýraznění patologicky postižených struktur. Gadoliniové k.l. se u MR zobrazování pro svou toxicitu na lidský organismus aplikují v podobě chelátu, a to až na výjimky intravenózně. Podle chemické struktury se rozdělují na lineární nebo makrocyclické, přičemž makrocyclické varianty obecně vykazují větší stabilitu. Dle státního ústavu pro kontrolu léčiv se od roku 2017 pozastavuje používání některých lineárních kontrastních látek, jelikož bylo prokázáno ukládání gadolinia v mozku ve větší míře než u makrocyclických variant. Toto omezení se vztahuje na intravenózní použití, u k.l. používaných na zobrazení jater, nebo vpravených intra-artikulárně je registrace ponechána (SÚKL, 2017). Aplikací kontrastní látky docílíme zkrácení T1 a T2 relaxačních časů a tím zvýšíme kontrast jednotlivých tkání. Gadolinium ve své vazbě nese sedm nepárových elektronů, díky tomu dojde ke zrychlení relaxace molekul vodíku v blízkosti paramagnetické látky. Kontrastní látky na bázi gadolinia vynikají některými vlastnostmi jako je osmolalita, chemická struktura, viskozita a relaxivita. Právě relaxivita představuje důležitý parametr u MR zobrazování, jelikož určuje rychlost relaxace v závislosti na koncentraci a množství podané látky. Většina kontrastních látek na bázi gadolinia se z organismu vylučuje glomerulární filtrací za poločasu eliminace 70-90 minut, v závislosti na funkci ledvin se celková dávka podaná během vyšetření z těla vyloučí za přibližně šesti hodin (Malíková, 2022; Currie, 2019).

Přesto, že jsou gadoliniové kontrastní látky obecně dobře snášeny, nejsou nefrotoxické a vyvolávají jen minimální alergické reakce, mohou s sebou nést riziko v podobě nefrogenní systémové fibrózy. Ta se může projevit zejména u pacientů trpících závažnou renální insuficiencí nebo u pacientů s akutní renální insuficiencí, kdy dochází k pozdějšímu vyloučení kontrastní látky z organismu. Vlivem retence chelátu gadolinia v těle dojde k jeho postupnému rozpadu v krevním oběhu a spouští se proces fibrogeneze. V návaznosti na nežádoucí reakce se u podávání kontrastních látek dodržují obecná pravidla, kdy je vhodné znát anamnézu pacienta včetně alergií, a především hodnoty renálních funkcí (Malíková, 2022).

2.26 Kontraindikace u vyšetřování MR

Pro permanentní vliv magnetického pole se tyto pravidla částečně vztahují na kohokoliv, kdo se pohybuje kolem přístroje magnetické rezonance, tedy krom pacientů i na jejich doprovod, obsluhující personál, techniky a údržbu. Znalostí těchto předpisů se předchází nejen poškození pacienta, ale i samotného přístroje, a především úrazům spojených s vtažením

feromagnetických předmětů do prostoru gantry. Tyto kontraindikace dělíme na absolutní a relativní.

Jedním z příkladů absolutní kontraindikace může být implantace kardiostimulátoru či kardiovertru. V dnešní době se již však můžeme setkat s takovým typem kardiostimulátoru, u kterého je možné za určitých podmínek vyšetření provést. Musí být však příslušným pracovníkem nejčastěji kardiologem nastaven na MR vyšetřovací mód a po konci vyšetření opět zkontrolován a následně zpátky přenastaven do běžného režimu. Neméně podstatnou kontraindikací jsou pak i určité typy kochleárních implantátů. Pro zjištění absolutních kontraindikací nám pak může napomoci i pracovní anamnéza pacienta, jelikož u jedinců pracujících s kovy může dojít k zanesení malých kovových hoblin po těle včetně orbit. Ty se pak mohou při samotném vyšetření vlivem magnetických sil pohybovat a způsobit reálné poškození zraku. Předcházet takové hrozbě můžeme provedením rentgenového snímku hlavy, pro vyloučení přítomnosti kovového cizího tělesa. Pro potřeby magnetické rezonance se všechny implantáty po minimální dobu deseti let vyrábějí z nemagnetických materiálů, u vyšetření se však stále můžeme setkávat s pacienty, kteří mohou mít voperované cévní svorky starší třiceti let. Tudíž musíme být v tomto ohledu stále obezřetní a nepodceňovat přítomnost těchto rizik (Malíková et al., 2022).

U relativních kontraindikací můžeme narazit na pacienta se strachem ze stísněných prostor, díky modernějším konstrukcím přístroje těchto pacientů postupně ubývá, nicméně v krajní nouzi se dá přistoupit k provedení vyšetření v celkové anestezii. Při přítomnosti kovových objektů v těle nedochází k životu ohrožujícímu stavu vyšetřovaného, nicméně se tyto předměty mohou v průběhu vyšetření zahřívat a navodit pacientovi nepříjemný pocit, bolest a výjimečně i popáleniny. U implantace umělých srdečních chlopní, kloubních náhrad, stentů a celkově po prodělané osteosyntéze se doporučuje provádět MR vyšetření s minimálním odstupem šesti týdnů od zákroku (Malíková et al., 2022).

2.27 Indikační kritéria MR srdce

Rozsah indikací magnetické rezonance zdaleka nepokrývá široký výčet kardiologických onemocnění, se kterými se můžeme setkat, tento fakt se odvíjí především od technických podmínek a ekonomické situace jednotlivých pracovišť v České republice. Níže uvedené indikace tedy nepokrývají celou škálu využití zobrazování magnetickou rezonancí, především pro nižší dostupnost na území ČR. Specifická zavedení se pak liší od potřeb jednotlivých pracovišť a indikací lékařů zejména z oboru kardiologie a kardiochirurgie, nebo lékařů s atestací

z vnitřního lékařství po konzultaci s kardiologem. Listina ČKS a RS ČLS JEP z roku 2018 vycházející z platných mezinárodních doporučení stanovuje výčet indikací pro CMR následovně: ischemická choroba srdeční pro akutní i chronickou formu, vrozené srdeční vady, chlopenní vady, patologické srdeční útvary, onemocnění perikardu. Dále se pak setkáme s hypertrofickou kardiomyopatií, dilatační a arytmogenní kardiomyopatií, sarkoidózou, hemochromatózou a akutní myokarditidou nebo s jednotlivými arytmiologickými indikacemi. Typicky prováděné sekvence představují nativní i postkontrastní T1 a T2 vážené sekvence vč. T1 vážených LGE skenů a dynamické cine sekvence. Pro doplnění funkční charakteristiky srdečního svalu se dělají průtoková měření. Za rozšiřující součást vyšetření se považuje aplikace zátěžových testů, mapování myokardu pro jednotlivé techniky vážení a selektivně i MR angiografie (Pleva et al., 2018).

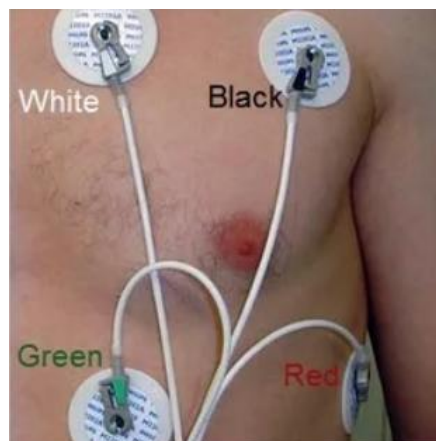
2.28 Průběh vyšetření

Příprava před vyšetřením není nikterak specifická, co se týče lačnění či dietních omezení (u zátěžového vyšetření je alespoň 24 hodin předem vhodné ze stravy vynechat potraviny s obsahem kofeinu a podobných látek). Pacient přichází na objednaný den vyšetření s předstihem do čekárny, kde čeká na vyzvání sestry. Sestra v kabině provede osobní identifikaci, vyzve pacienta k odložení oblečení a veškerých kovových předmětů jako jsou hodinky, řetízky, prsteny aj. a zeptá se na případné alergie. Podstatnou část přípravy tvoří vyplnění kontraindikačního dotazníku, kdy se ptáme na to, zda pacient prodělal výkon se zavedením kovových implantátů, cévních svorek a protetických náhrad či jiných cizích těles, zvláště v časovém období do šesti týdnů před MR vyšetřením. Dále se ptáme na přítomnost nesených elektronických zařízení jako je kardiostimulátor či kochleární implantát. Pacient je v průběhu rozhovoru ústně informován o možných rizicích spojených s vyšetřením a svůj informovaný souhlas stvrzuje podpisem.

Před vyšetřením je pacientovi zaveden do pravého předloktí periferní žilní katetr, pomocí kterého se vpravuje kontrastní látka, v tomto případě Gadovist. Pro tuto potřebu je součástí vyšetřovny infuzní pumpa obsahující fyziologický roztok na proplach a kontrastní látku. Množství kl. aplikované během vyšetření srdce se odvíjí od hmotnosti pacienta, obvykle 0,15ml na kilogram tělesné hmotnosti s rychlostí podávání 3,5 ml/s.

Před vstupem do vyšetřovací místnosti zkontrolujeme, zda si pacient opravdu odložil všechny nežádoucí předměty. V opačném případě by mohlo dojít k poškození pacienta, personálu, přístroje či potřeby opakování vyšetření. Dále pacienta vyzveme k uložení na lůžko, kdy zaujme

polohu na zádech hlavou směrem do gantry, ruce má podél těla. Horní končetiny podkládáme, aby byly v úrovni ramen, předcházíme tak vzniku artefaktu překlopení. Dolní končetiny se podkládají pěnovým klínem, pod hlavou má pěnový polštářek. Imobilizační pomůcky zajišťují komfort pacienta a také eliminují vznik nežádoucích pohybů, které by mohly způsobit znehodnocení vyšetření. Na hrudník pacienta se nalepují čtyři hrudní elektrody (obrázek č. 13), které se připojí na EKG modul, toto bezdrátové zařízení přenáší údaje o srdeční akci na monitor v ovladovně. Pro kontrolu správného převodu elektrických impulzů je vhodné zkontrolovat EKG křivku zobrazenou na displeji MR přístroje.



Obrázek 13 - Rozmístění elektrod u CMR (George et al., 2023b)

Pro detekci dýchacích pohybů je na hrudník pacienta umístěn mechanický senzor. Na hrudník pacienta se potom přiloží tělová cívka, ta eliminuje snímání signálu z okolních struktur, eliminuje se tak vnik pohybových artefaktů jiných orgánů. Pacient je fixován pásky k vyšetřovacímu lůžku. Do ruky vkládáme signalizační zařízení, které má personál upozornit na případné problémy ze strany pacienta. Také nesmíme zapomenout na napojení infuzní pumpy k žilnímu katetru. Pacienta před zajeťím do gantry informujeme o délce vyšetření, která se pohybuje v rozmezí 30-40 minut a zvýšenému hluku způsobeného gradientními cívkami. Dále poučíme pacienta o nutnosti spolupráce při zadržování dechu, kdy ho přístroj bude instruovat pokyny nadechnou, vydechnou, nedýchat. Pro přesnou polohovou orientaci pacienta v přístroji, při zajíždění do gantry použijeme laserový paprsek, centrujeme na úroveň bradavek. To nám zajistí, že oblast srdce bude v izocentru magnetického pole.

Po sléze se personál přesune do místnosti ovladovny pro zahájení vyšetření. U vyšetření srdce se postupuje podle předem nastaveného protokolu, který se případně rozšiřuje v návaznosti na diagnózu nebo po upřesnění radiologa. Vyšetření začíná vymezením cívkových elementů a nastavením lokátorů, které slouží k určení anatomické polohy a plánování řezů, k tomu se

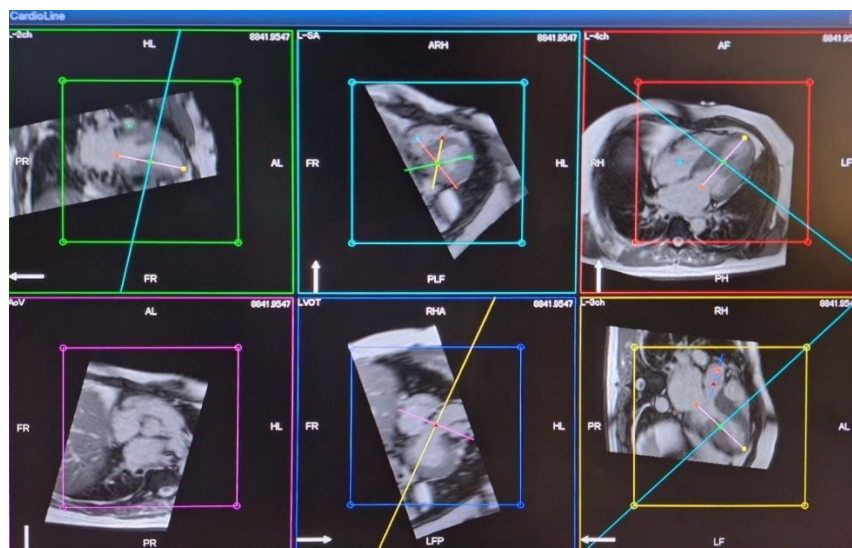
používá rychlá zobrazovací technika tzv. single shot sekvence. Důležitou součástí začátku vyšetření je shimming, kterým se upravují lokální nehomogenity magnetického pole zvláště u každého pacienta, shimmování má vliv na výsledné rozlišení a kvalitu obrazu. Dále laborant pokračuje k plánování anatomických rovin.

Standartní protokol vyšetření srdce na pracovišti, kde byl prováděn výzkum zahrnuje: mapování, nastavení radiolokátorů, shimming, následně se provádí snímání cine sekvencí ve dvoudutinové, čtyřdutinové, krátké ose a třídutinové projekci, T1 mapování, T2 mapování nebo T2 zobrazení černé krve pro zobrazení edému, po podání kontrastní látky se provádí měření prvního průchodu kontrastní látky a časné syčení gadolinem, po těchto sekvencích nastává čas pro cine skeny v dalších rovinách a průtoková měření, následuje sekvence TI scout a snímání pozdního syčení myokardu kontrastní látkou (standartně se LGE sekvence v rámci pracoviště provádí po 10-15 minutách, po aplikaci k.l.) zakončené T1 mapováním.

2.29 Plánování základních anatomických rovin u CMR

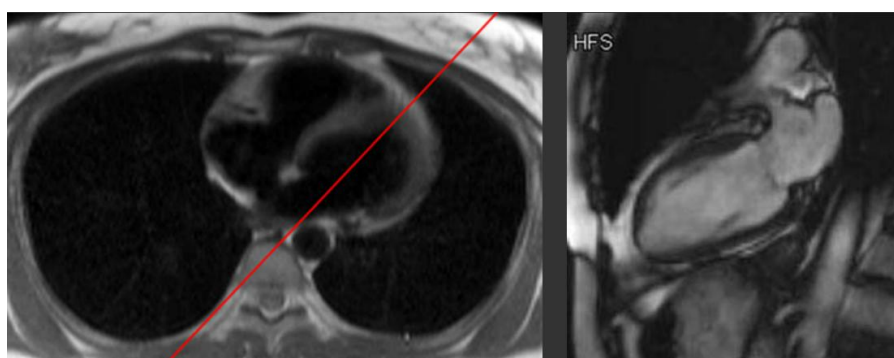
Přesné nastavení anatomických rovin nám pomáhá k hodnocení morfologie srdečního svalu a odhalení patologických změn, dále také k měření funkčních hodnot srdce. Umístění jednotlivých řezů by tedy mělo být vždy totožné pro usnadnění v orientaci odpovídající anatomie srdce. Pro usnadnění práce se v dnešní době setkáváme s podporou plánování v podobě částečné automatizace tohoto procesu (obrázek č. 14), které však zatím zcela nenahrazuje práci radiologického asistenta. Ten by se měl tedy i za tohoto předpokladu plně orientovat v anatomii srdce a znalosti anatomických rovin, aby interpretace jednotlivých vyšetření byla co nejvíce identická.

Plánování se odvíjí od třech základních anatomických rovin, tedy v koronární, axiální a sagitální rovině, ze kterých se následně provádí jednotlivé projekce v dlouhé ose. Začínáme pomocnými pseudo rovinami, ze kterých se následně vytváří pravé roviny: dvoudutinová projekce (pseudo 2ch), čtyřdutinová projekce (pseudo 4ch), projekce v krátké ose (SA) a třídutinová projekce (3ch). Dále se doplňují i projekce na výtokové trakty nebo dle žádosti lékaře.



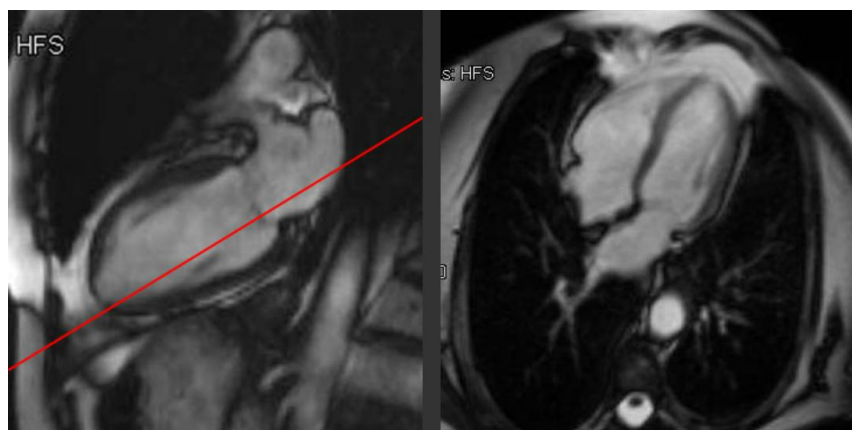
Obrázek 14 - Automatické plánování anatomických rovin

Dvoudutinová projekce je plánována ze sagitálního lokátoru rovnoběžně s mezikomorovým septem (obrázek č. 15), kdy linie prochází středem mitrální chlopně k vrcholu levé komory. V podélné ose srdce zobrazujeme levou síň a levou komoru.



Obrázek 15 - Plánování 2ch projekce (Norton et al., 2021b)

Čtyřdutinová projekce vychází ze axiálního lokátoru a dvoukomorového lokátoru (obrázek č. 16). Na 2ch lokátoru prochází linie prostředkem mitrální chlopně a vrcholem levé komory. Na projekci můžeme vidět obě síně i komory. Pseudo 2ch a pseudo 4ch ze kterých plánujeme skutečné roviny

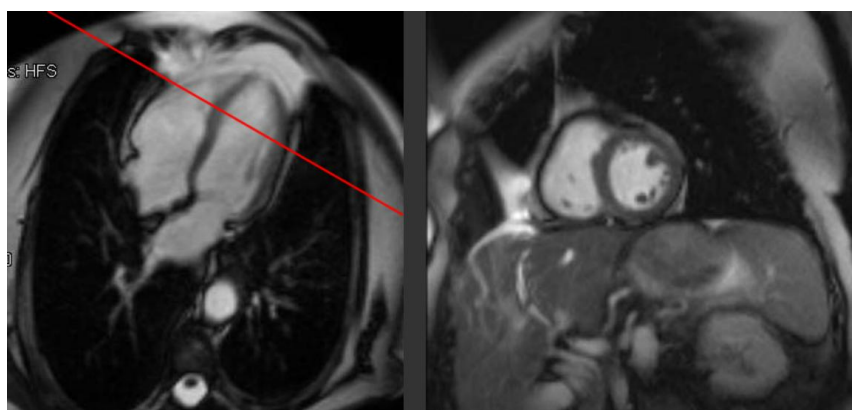


Obrázek 16 - Plánování 4ch projekce (Norton et al., 2021b)

Krátká osa (obrázek č. 17) je kolmá na dvoudutinovou i čtyřdutinovou projekci, plánujeme ji kolmo na pomyslnou úsečku mezi středem mitrální chlopně k vrcholu levé komory, kdy rozsah 8-10 řezů ideálně zachycuje střed levé síně až vrchol levé komory. Projekce se používá pro kvantifikaci funkce a objemu levé komory.

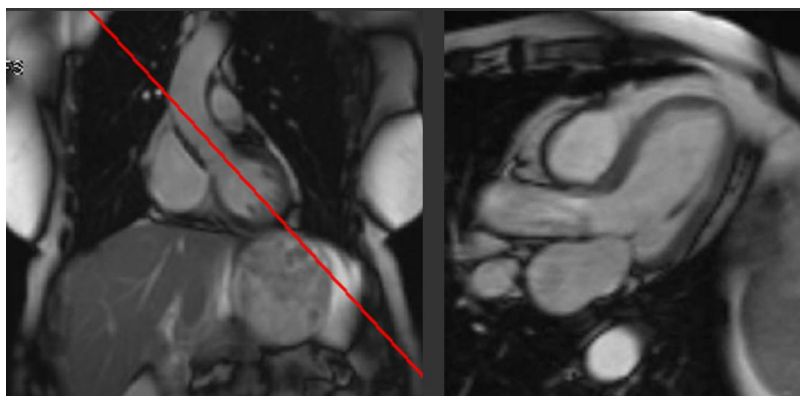
Výsledná dvoukomorová projekce se sklápí dle pseudo 2ch paralelně s mezikomorovým septem.

Výsledná čtyřkomorová projekce se sklápí dle pseudo 4ch od spojnice horního papilárního svalu a přechodu mezi přední a spodní stěnou pravé komory.



Obrázek 17 - Plánování krátké osy (Norton et al., 2021b)

Plánování řezů tříkomorové projekce (obrázek č. 18) se sklápí na krátké ose se středem aortální chlopně a levou komorou. U 2ch lokalizéru se linie promítá středem mitrální chlopně a vrcholem levé komory. Projekce zobrazuje levou síň a komoru, aortální chlopeň a výtokový trakt levé komory.



Obrázek 18 - Plánování 3ch projekce (Norton et al., 2021b)

Plánování výtokového traktu levé komory vychází ze tříkomorové projekce, kdy se linie sklápí rovnoběžně se středem aortální chlopně a vzestupnou aortou. Osa prochází středem levé komory, aortální chlopní do vzestupné aorty. Projekce zobrazuje levou komoru s aortální chlopní a výtokovým traktem vzestupné aorty.

Výtokový trakt pravé komory naplánujeme na axiálním řezu, linie plánované roviny prochází šikmo sagitálně středem plicního kmene a pravou síní.

U projekce na aortální chlopeň vycházíme z tříkomorové projekce, kdy se linie sklápí kolmo na vzestupnou aortu podle aortálního anulu. Tato projekce se provádí při hodnocení insuficience či stenózy.

2.30 Automatické plánování anatomických rovin

Nastavení anatomických rovin u CMR může být časově náročné a vyžaduje praxi, proto si jednotlivá pracoviště často selektují laboranta pro vyšetřování srdce u magnetické rezonance, který provádí toto vyšetření. Z toho důvodu se však vyšetření stává méně dostupné pro nižší kapacitu pracoviště. Automatické plánování rovin pomocí CardioLine, které používá 3D obraz pro orientaci v jednotlivých řezech je schopno detekovat klíčové anatomické struktury pro umístění vyšetřovaných rovin. CardioLine nabízí pohled na jednotlivé anatomické roviny, které si laborant může kdykoliv upravit v průběhu plánování. Tento proces eliminuje potřebu manuálního nastavování jednotlivých rovin, a tedy i potřebu nadbytečného zadržování dechu kvůli provádění dalších skenů, které prokazatelně navyšuje dobu vyšetření. Výhodou automatického plánování je i možnost použití těchto rovin na jakoukoliv sekvenci u CMR zobrazování bez nutnosti jejich opětovného nastavování (Canon Medical Systems, 2022).

2.31 Artefakty magnetické rezonance

V této kapitole se zaměřuji na artefakty, u kterých se můžeme setkat při vyšetřování srdce magnetickou rezonancí. Vznik artefaktu může znehodnotit kvalitu snímku a způsobit komplikace v hodnocení výsledné diagnózy. Existuje velká řada artefaktů a příčin jejich vzniku, u zobrazování srdce vzhledem k celkově vyšším nárokům na přesnost nastavení vyšetřovacích parametrů pro zrychlený pohyb srdce a nutnost používat rychlé sekvence narůstá pravděpodobnost vzniku artefaktu. Tyto obrazové nedokonalosti najdeme takřka u každého snímku. Některé artefakty však ovlivňují kvalitu obrazu více než jiné. Tato kapitola se zaměřuje pouze na vybrané artefakty, přičemž si je vědoma její širší komplexnosti, kterou však vzhledem k rozsahu práce nelze plně rozebrat. Níže se dočtete, co je zdrojem těchto artefaktů a o možnostech, jak se jim vyvarovat, aby diagnostická kvalita snímku byla přijatelná.

2.31.1 Pohybové artefakty

Pohyb obecně je u MR vyšetřování častým zdrojem znehodnocení obrazu, důvodem je pomalejší zápis fázového kódování oproti frekvenčnímu kódování. To způsobuje zobrazení stejné anatomické struktury na více místech výsledného obrazu obvykle ve směru fázového kódování. Jelikož se zobrazovaná struktura v průběhu akvizice pohybuje, získané signály se projeví na více místech obrazu, který se následně jeví rozmazaně, zdvojeně, nebo vznikem tzv. ghostingu. Pozorovat můžeme vlivem špatného plnění k-prostoru i vlnění, chybnou registraci obrazu nebo ztrátu signálu (George et al., 2023c).

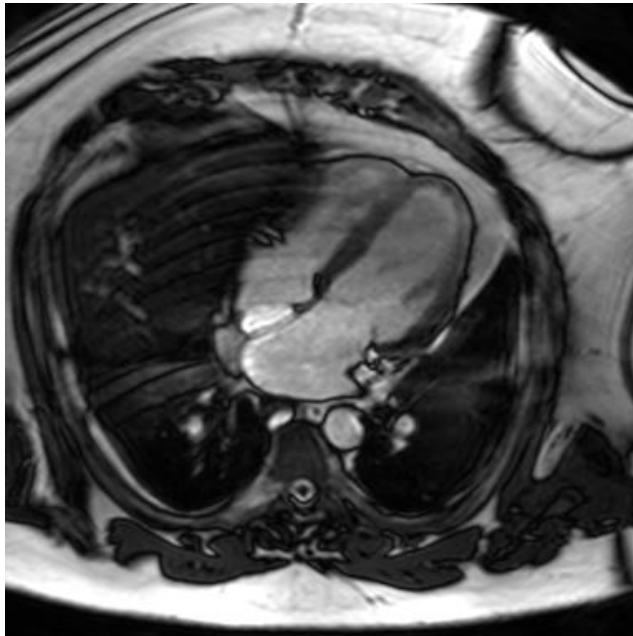
Zdrojem pohybového artefaktu mohou být mimovolné pohyby pacienta jako je dýchání, srdeční tep, polykání nebo střevní peristaltika. U prvních dvou možností se tento problém řeší sledováním fyziologických funkcí, konkrétně monitorací respiračního pohybu pomocí senzorů a EKG synchronizací, nebo se v průběhu vyšetřování pacient instruuje přes sluchátka o zadržování dechu. U peristaltických pohybů se podávají látky, které způsobují dočasnou zástavu střevní pasáže. Problém pak nastává při hodnocení menších patologií, nebo u dynamických sekvencí, kdy může dojít ke zkreslení statistického rozboru funkce srdce. Dále může pacient způsobit artefakt pohybem dobrovolným, tomu se však dá předejít následujícím způsobem.

- Poučení pacienta před samotným výkonem o tom, jak bude vyšetření probíhat.
- Zajištění komunikace s pacientem během vyšetření, zvláště pokud jeví známky neklidu nebo strachu ze stísněných prostor.

- Použitím vhodných imobilizačních pomůcek pro zajištění co možná největšího pohodlí na vyšetřovacím lůžku.
- Zajištění co možná nejkratší doby skenování výběrem vhodných vyšetřovacích metod.

Strategie, jak minimalizovat nebo eliminovat artefakt způsobený dýcháním.

- Vyšetřování pacienta v alternativní poloze na břicho pro snížení rozsahu pohybu hrudníku (tato poloha však může zapříčinit nepohodlí pacienta při delším trvání vyšetření).
- Zmenšením počtu řezů na jednu dechovou exkurzi.
- Zmenšení počtu fázového kódování (částečný náběh k-prostoru, zvětšení velikosti voxelu, použití paralelního snímání).
- Použití technik monitorace dechu, kdy se sběr dat provádí při výdechu (metoda může vést k prodloužení doby vyšetření).
- Aplikace sekvencí potlačující signál tuku, pro eliminaci ghostingu (Herzog et al., 2017, Budrys et al., 2018).



Obrázek 19 - Snímek 4ch projekce s dechovými artefakty a artefakty nehomogenity

Na přiloženém obrázku (č. 19) můžeme pozorovat četné artefakty zasahující do oblasti srdce. Na boční stěně pravé komory vidíme výpadek signálu. Dechové artefakty překrývají oblast pravé části srdečního svalu a částečně můžeme pozorovat i artefakt překlopení jako vodorovnou linii na úrovni středu obrázku.

Strategie, jak minimalizovat dopad nepravidelné srdeční činnosti u CMR vyšetření.

- Použitím prospektivní EKG synchronizace.
- Pokud víme o tomto problému již před samotným vyšetřením, může lékař zajištěním vhodné medikace redukovat nepravidelnost srdeční činnosti.
- Nastavením protokolu, který po registraci arytmie nezapočítá získaný signál do rekonstrukce obrazu.
- Rychlé sekvence nám mohou eliminovat artefakty pohybu, na druhou stranu snižují prostorové rozlišení (Herzog et al., 2017; Budrys et al., 2018).

2.31.2 Aliasing (wrap-around) artefakt

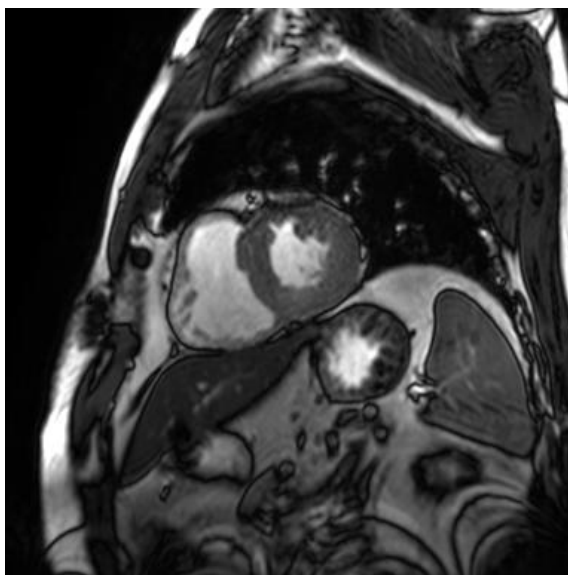
Jedná se o jeden z častějších typů artefaktů nacházejících se při zobrazování magnetickou rezonancí. Vzniká, pokud velikost zobrazovaného řezu překročí zorné pole (FOV) ve směru fázového kódování, oblasti mimo zvolené FOV se překlopí na protilehlé strany obrazu. Frekvence spinu určuje prostorovou lokalizaci ve vybraném vzorku tkáně, přičemž fázový posun ve vybraném zorném poli činí 0-360°. Při nízké vzorkovací frekvenci (méně než dvojnásobek nejvyšší frekvence naměřeného signálu) podle Nyquistových požadavků na vzorování k-prostoru může mít fázový posunu mimo zorné pole hodnoty přesahující 0-360°, pokud se tak stane, hodnota spinu určitého protonu bude kódována spolu s protony uvnitř zorného pole. Pokud posun spinu nese hodnoty 365°, pak bude přiřazen na stejnou pozici jako spin překlopený o 5° a zobrazí se na opačné straně obrazu (George et al., 2023c; Ferreira et al., 2013).

Strategie, jak minimalizovat nebo eliminovat artefakt aliasingu.

- Zvětšením zorného pole pokryjeme celou zobrazovanou oblast, a tudíž nemůže dojít k překlopení obrazu.
- Změnou směru fázového kódování. Pokud se u určitého směru fázového kódování projeví tento artefakt, můžeme směr fázového kódování otočit kolmo nebo v protilehlém směru.
- Převzorkování směru fázového kódování, kdy se provede více měření na dané FOV pro lepší odhad a rekonstrukci obrazu.
- Umístění saturačních pásem mimo zorné pole potlačíme signál z okolních tkání, tudíž nedojde k překlopení obrazu, protože signál okolních struktur nebude zaznamenán.
- Správně zvolená povrchová cívka může také přispět k redukci artefaktu, jelikož se bude minimalizovat sběr signálu z okolních tkání (George et al., 2023c).

2.31.3 Nehomogenity magnetického pole B0

Pokud se budeme bavit o vzniku tohoto artefaktu, je dobré poukázat na existenci tzv. pravidla protikladu popsáno profesorem Heinrichem Lenzim, které objasňuje vlastnosti elektrického proudu v uzavřeném obvodu ve znění: „*Indukovaný elektrický proud v uzavřeném obvodu má takový směr, že svým magnetickým polem působí proti změně magnetického indukčního toku, která je jeho příčinou*“ (TME, 2023). Diamagnetické látky nacházející se v lidské tkáni a síla jejich jaderné magnetizace tedy převyšují sílu magnetického pole B0 MR přístroje. Tento fakt způsobuje zkreslení hlavního pole na přechodu jednotlivých tkání, především mezi vzduchem, což může činit problémy, vzhledem k anatomickému umístění srdce. Tyto mimorezonanční efekty způsobené frekvenčním posunem od střední frekvence magnetické rezonance způsobují na výsledném obrazu ztrátu signálu, geometrické či prostorové zkreslení. Magnetickou susceptibilitu ovlivňuje i krvácení a cizí kovové předměty v těle pacienta aplikované při operačních výkonech jako jsou kovové a elektronické implantáty, cévní svorky aj. (George et al., 2023c; Ferreira et al., 2013).



Obrázek 20 - Nehomogenita magnetického pole zasahující do přední stěny levé komory

Na přiloženém obrázku (č. 20) vidíme zobrazení krátké osy, kde do přední stěny levé komory zasahuje artefakt nehomogenity v podobě černého pruhu.

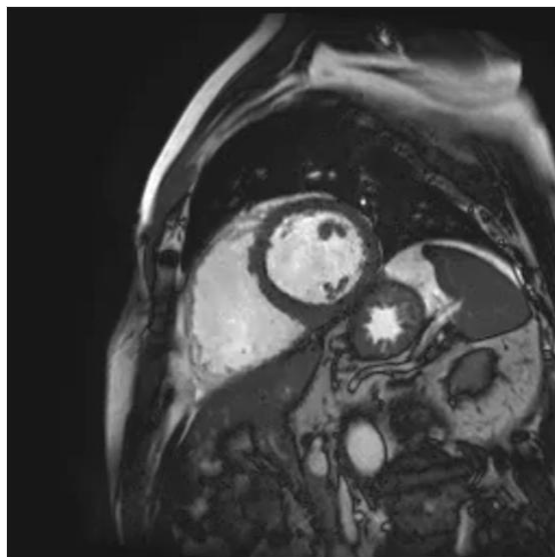
Strategie, jak minimalizovat nebo eliminovat nehomogenitu magnetického pole B0.

- Pokud změním směr fázového kódování, je možné odstranit artefakt z oblasti zájmu, a tedy i potlačit jeho vliv na tvorbu výsledného obrazu.

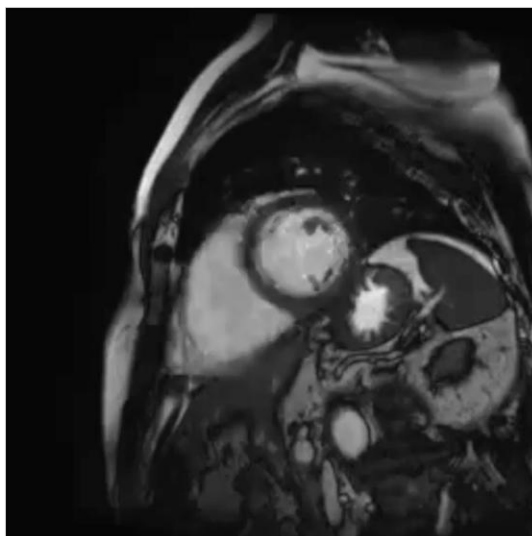
- Použití specifické sekvence nám může ovlivnit vznik artefaktu magnetické susceptibility, kupříkladu sekvence spinového echa jsou méně vnímavé na změny magnetického pole oproti sekvencím gradientního echa.
- Změnou tloušťky řezu se zmenší rozdílnost magnetického pole u snímaného objemu a redukuje se množství artefaktů způsobených magnetickou susceptibilitou.
- Použití krátkých hodnot TE může omezit defázování vyvolané změnami v magnetickém poli, čímž se zvyšuje kvalita obrazu a snižuje výskyt artefaktů způsobených susceptibilitou (George et al., 2023c).

2.31.4 Artefakty spojené s EKG-gatingem

Zatím co některé artefakty souvisejí se samotným zařízením v podobě hydrodynamického jevu (zmíněného v kapitole o EKG-gatingu), další příčina může pocházet ze strany pacienta jako svalový třes. Podobu EKG křivky ovlivňuje i umístění svodů a nepravidelná srdeční činnost. Arytmie mohou klamat přístroj a chybně ho pobízet ke sběru dat ve chvíli, kdy srdce není v požadované poloze, to se potom jeví ve výsledném obrazu rozmazáním kontur. Proto se v těchto případech přistupuje k prospektivní metodě synchronizace a metodě potlačování arytmií. U velkých odchylek R-R intervalu se akceptační okno zkracuje na hodnoty o trochu kratší, než je jeho nejmenší měřený odstup (Nacif et al., 2011).



Obrázek 21 - Krátká osa u cine sekvence s dobrou EKG synchronizací



Obrázek 22 - Krátká osa u cine sekvence se špatnou EKG synchronizací ukazuje rozmazání kontur
Zde můžeme porovnat dva snímky (obrázky č. 21 a 22) krátké osy, přičemž u jednoho vidíme dobrou EKG synchronizaci, zatímco na druhém pozorujeme rozmazání kontur srdce. Důvodem může být ojedinělá extrasystola u jinak pravidelné srdeční frekvence.

3 VÝZKUMNÁ ČÁST

Praktická část navazuje na teoretickou část. Hlavním cílem bylo porovnat hodnoty inverzních časů v závislosti na hmotnost pacienta a množství podané kontrastní látky. Dalším zkoumaným kritériem bylo hodnocení efektivity pracoviště v rámci délky jednotlivých vyšetření. Posledním bodem studie bylo porovnání četnosti artefaktů zasahujících do oblasti srdce. Dílčím cílem bylo vyhodnotit data výzkumu, porovnat je s literaturou za současného zamyšlení nad danou problematikou a potenciálními přínosy v tomto ohledu.

3.1 Metodika výzkumné (praktické) části

Výzkumný soubor tvořilo 40 respondentů vyšetřovaných na přístroji Canon Orian o síle magnetického pole 1,5T indikovaných k magnetické rezonanci srdce. Cílem výzkumu bylo porovnat hodnoty inverzních časů v závislosti na hmotnost pacienta a množství podané kontrastní látky. Dalším zkoumaným kritériem bylo hodnocení efektivity pracoviště v rámci délky jednotlivých vyšetření. Posledním bodem studie bylo porovnání četnosti artefaktů zasahujících do oblasti srdce. Data pro studii byla čerpána ze zdravotní dokumentace v rámci retrospektivní studie.

3.1.1 Hypotézy

1. Inverzní čas u LGE sekvence lze stanovit empiricky na základě hmotnosti pacienta a množství podané kontrastní látky.
2. Čas vyšetření bude kratší než 60 minut.
3. Většina vyšetření budou bez artefaktů zasahujících do oblasti srdce.

3.1.2 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumnou skupinu tvořilo 40 respondentů obou pohlaví ve věkovém rozmezí 20 až 87 let, indikovaných k magnetické rezonanci srdce na oddělení radiodiagnostiky.

3.1.3 Sběr dat

Sběr dat probíhal v prvním čtvrtletí roku 2025 na radiodiagnostickém oddělení na magnetické rezonance. Výzkumnou skupinu tvořily pacienti indikovaní k vyšetření srdce.

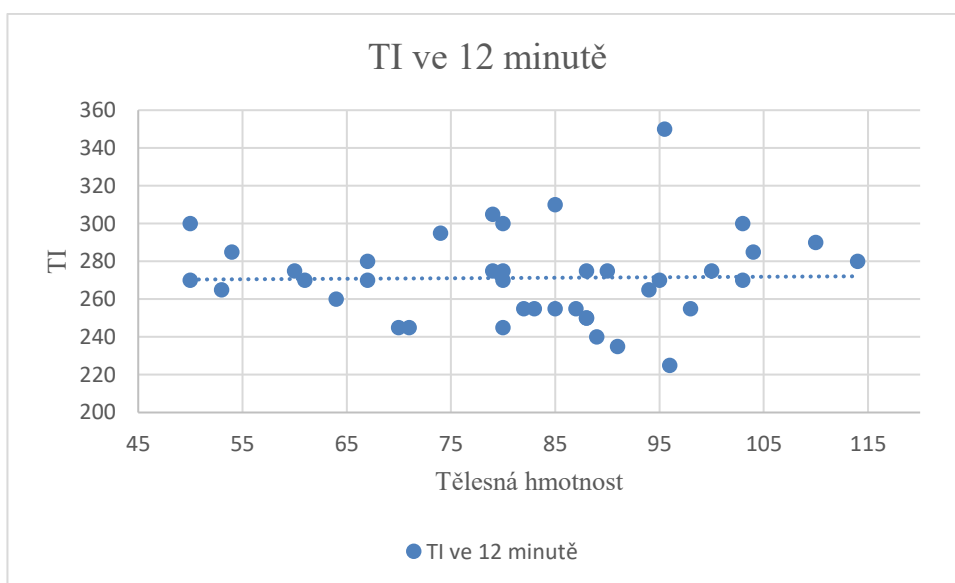
3.1.4 Analýza dat

Pro sběr dat byla zhotovena tabulka v programu Microsoft Excel, která byla společně s bakalářskou prací zaznamenána skrz grafy v programu Microsoft Word.

3.1.5 Výsledek

V níže uvedených grafech můžeme vidět jednotlivá data posbíraná z výzkumné skupiny 40 respondentů. Tabulky, ze kterých byly hodnoty získány naleznete v příloze. Jsou zde zaznamenány váhy respondentů, množství podané kontrastní látky, ze kterých jsou vypočítány průměry podané kontrastní látky na jeden kilogram tělesné hmotnosti. TI značí inverzní čas v milisekundách u prvních postkontrastních skenů. Dále byly zaznamenány intervaly jednotlivých časů v průběhu vyšetření, konkrétně čas prvního skenu, čas podání kontrastní látky, čas prvních postkontrastních skenů a čas posledního skenu. Zbývajícím úkolem výzkumu bylo zaznamenat artefakty zasahující do oblasti srdce u Cine sekvencí.

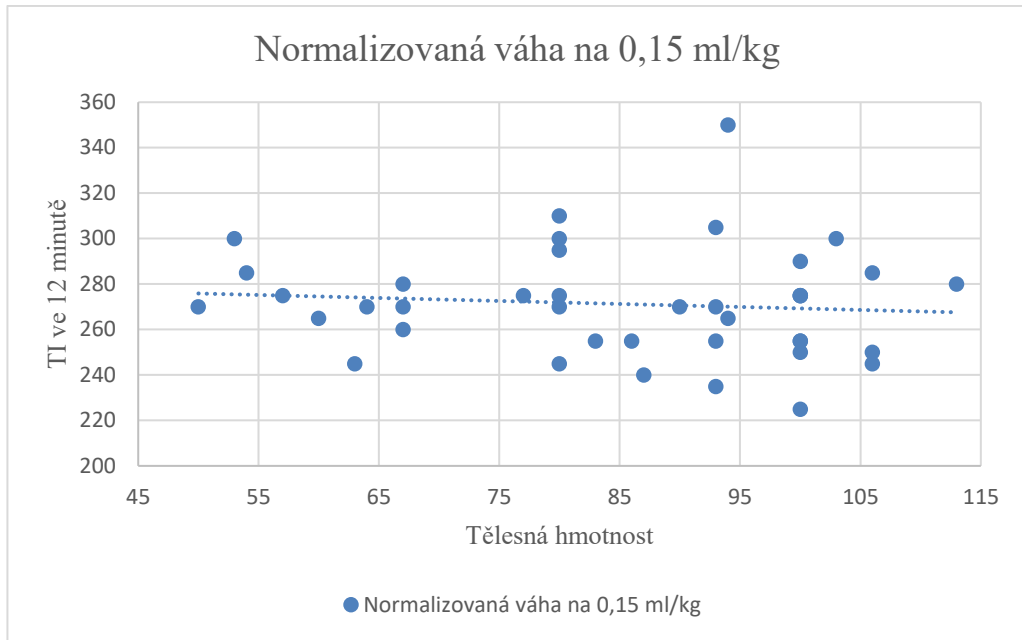
Z tabulky č. 1 můžeme vyčíst, že měření LGE nezačínala ve stejnou dobu, bylo tedy nutné hodnoty přepočítat na jednotný čas. Jak je známo dle (Jenista et al., 2023) TI se v průběhu času od podání k.l. musí postupně navyšovat. Na daném pracovišti se TI dle standardu navyšuje o 10 ms každé dvě minuty. Pomocí tohoto pravidla byly hodnoty převedeny tak, aby odpovídaly 12 minutě, což je průměrný čas, kdy se LGE skeny začaly snímat. Výsledky uvedené v grafu (obrázek č. 23) naznačují, že TI s odchylkou 125 ms vykazuje velké odchylky u narůstající váhy jednotlivých respondentů.



Obrázek 23 - Graf porovnávací závislost mezi TI a tělesnou hmotností

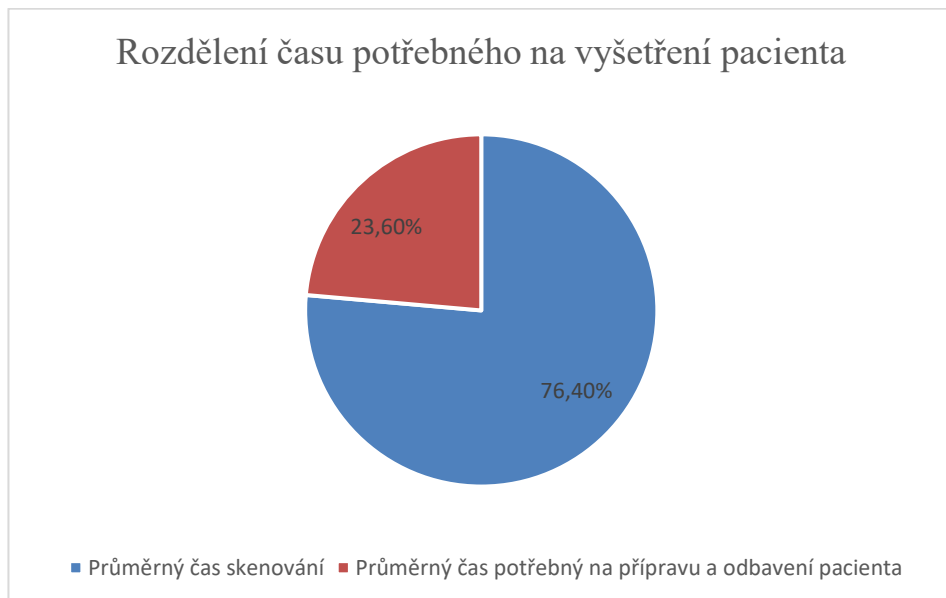
Pro nejednotné dávkování kontrastní látky jsme se rozhodli přepočítat hmotnost pacientů, aby množství podané k.l. odpovídalo 0,15 ml/kg. Následující graf (obrázek č. 24) porovnává normalizované hodnoty tělesné hmotnosti v závislosti na množství podané kontrastní látky o hodnotě 0,15 ml/kg a hodnoty inverzního času převedené na dvanáctou minutu. Vývojová

úsečka trendu vykazuje klesající tendenci s rozptylem hodnot TI a nesourodost vztahu mezi normalizovaným množstvím podané kontrastní látky a inverzním časem.



Obrázek 24 - Graf porovnávající normalizované hodnoty podané kontrastní látky a inverzního času

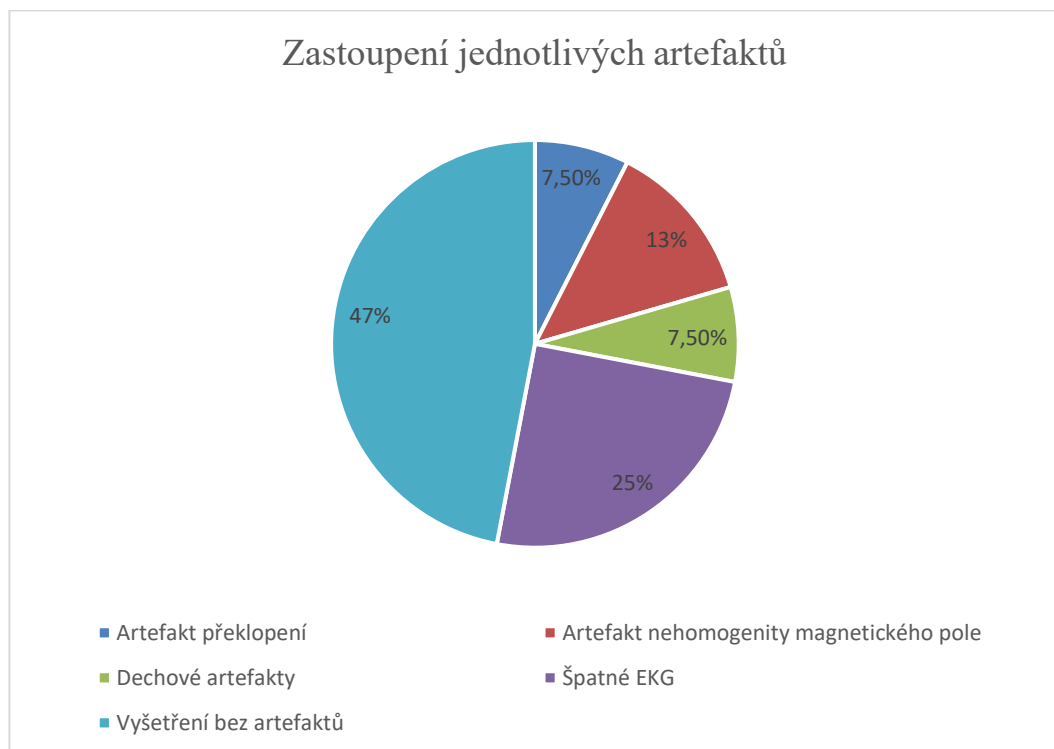
Průměrná doba potřebná pro vyšetření jednoho pacienta činila 55 minut, z tohoto časového úseku zabíralo průměrně 42 minut provedení všech potřebných měření a sekvencí. Za zbývajících 13 minut prováděl personál potřebné úkony, jako je příprava a edukace pacienta před vyšetřením a odbavení po vyšetření. Procentuální hodnoty jsou znázorněny na níže uvedeném grafu (obrázek č. 25).



Obrázek 25 - Rozdělení času potřebného na vyšetření pacienta

3.1.6 Hodnocení artefaktů

Výskyt artefaktů byl hodnocen subjektivně u Cine sekvencí. Zaznamenávaly se artefakty překlopení, artefakt nehomogenity magnetického pole a dechové artefakty zasahující do oblasti srdce. Dále se zaznamenávaly artefakty špatné synchronizace s EKG gatingem, kterých se dle grafu (obrázek č. 26) vyskytovalo nejvíce v poměru 25%. Druhou nejpočetnější skupinou byly artefakty nehomogenity magnetického pole v poměru 13%, které následovaly se stejným procentuálním zastoupením 7,5% artefakty překlopení a dechové artefakty.



Obrázek 26 - Zastoupení jednotlivých artefaktů

3.2 Hodnocení výsledků

3.2.1 Časové aspekty magnetické rezonance srdce

U skupiny 40 respondentů bylo v retrospektivní studii zjištěno, že průměrný čas skenování se pohybuje okolo 42 minut a průměrná doba potřebná pro přípravu pacienta před vyšetřením a odbavení po vyšetření činí 13 minut, je však dobré poukázat na to, že čas pro přípravu pacienta může být variabilní a podílí se na něm více faktorů, zejména pak celková schopnost spolupráce se zdravotnickým personálem a pohybové schopnosti. Součet těchto dvou hodnot nám ukazuje celkový čas potřebný pro vyšetření jednoho pacienta, tedy přibližných 55 minut. Čas skenování a doba potřebná pro vyšetření srdce magnetickou rezonancí se odráží v pohodlí pacienta a v ekonomické udržitelnosti této zobrazovací modality pro zdravotnické zařízení. Ve srovnání s literaturou se průměrná doba skenování u magnetické rezonance srdce dle (Torlasco et al., 2021) pohybuje okolo 42-48 minut, u zátěžového vyšetření srdce se čas navyšuje o ještě o 15 minut. Na daném pracovišti je tedy splněn předpoklad pro efektivní provedení výkonu, co se týče času potřebného pro vyšetření jednoho pacienta.

3.2.2 Analýza inverzního času při LGE sekvenci

Dalším bodem studie bylo sledování průměrného inverzního času u prvních LGE skenů v návaznosti na váhu pacienta a množství podané kontrastní látky. Zaznamenané hodnoty průměrného TI činily 272 ms a průměrné množství podané kontrastní látky bylo 0,152 ml/kg. Průměrný čas mezi podáním k.l. a prvními LGE skeny činil 12 minut. Tato hodnota je důležitá v celkovém posuzování inverzních časů, jelikož s prodlužujícím se časem mezi podáním kontrastní látky a sledováním pozdního syčení se prodlužuje i TI. Zvolením vhodného TI laborant zvyšuje pravděpodobnost odhalení patologických procesů u vyšetřování srdce magnetickou rezonancí.

Z výsledků zaznamenaných hodnot se dozvíme, že množství podané kontrastní látky se pohybuje v rozpětí 0,13-0,22 ml/kg, rozpětí hodnot inverzních časů je 125 ms. Dle (Jenista et al., 2023) ve článku shrnující poznatky z klinické praxe za posledních 25 let u magnetické rezonance srdce se můžeme dočíst, že při podání kontrastní látky v množství 0,15ml/kg se hodnota inverzního času po uplynutí 10-20 minut pohybuje na 1,5 T magnetu okolo 300 ms. Jak oba grafy naznačují, i u převedení hmotnosti na jednotné dávkování k.l. je rozptyl inverzních časů poměrně velký. Na skenech TI-scoutu bylo ukázáno, že již 20 ms může ovlivnit kvalitu skenů. V našem případě činil rozptyl TI časů 125 ms. Zároveň vývojová úsečka na druhém grafu (obrázek č. 24) má klesající tendenci. Za předpokladu, že na správném nastavení

inverzního času se podílí i faktory, jako je srdeční frekvence a doba mezi podáním k.l. a prvním LGE lze konstatovat, že nelze TI jednoduše odhadnout či zjistit z předem dané tabulky. Přesto tyto faktory mohou hrát určitou roli v odhadu výchozí hodnoty TI, jelikož střední hodnota je podobná a toto rozmezí se dá použít u testovací sekvence TI-scout. Z těchto důvodů nelze TI jednoduše odhadnout či zjistit z předem dané tabulky.

3.2.3 Artefakty u Cine sekvence: typy, četnost a vliv na zobrazení srdce

Při subjektivním hodnocení u Cine sekvence, bylo zaznamenáno zastoupení jednoho či více artefaktů zasahujících do srdce, takřka u poloviny pacientů. U jedné čtvrtiny pacientů byl pozorován artefakt spojený se špatnou EKG synchronizací, dále artefakt nehomogenity magnetického pole ve 13%. Dechové artefakty společně s artefakty překlopení byly pozorovány u 15% vyšetřovaných pacientů.

4 DISKUZE

Tato bakalářská práce rozebírá jednotlivé aspekty vyšetřování srdce pomocí magnetické rezonance. Magnetická rezonance funguje na odlišných fyzikálních principech než ostatní zobrazovací modalita využívané v radiodiagnostice. To s sebou přináší výhody v podobě absence ionizujícího záření nebo unikátní schopnost tkáňové charakteristiky, na druhou stranu si tento fakt bere svou daň v podobě delšího času potřebného k vyšetření a vyšších nároků na technické zázemí a personál. Celková dostupnost pro vyšší pořizovací náklady s delší dobou vyšetření oproti ultrasonografii nebo výpočetní tomografii řadí toto vyšetření na místo druhé či třetí volby. Standartní součástí vyšetření je hodnocení morfologie a posuzování funkce jednotlivých oddílů srdce. Pro reprodukovatelnost vyšetření společně se schopností zobrazení v mnoha rovinách a vysokým prostorovým rozlišením se však magnetická rezonance srdce stále více používána v běžné kardiologické praxi. Vzhledem ke stárnutí populace a celkově zvyšující se prevalenci kardiovaskulárních onemocnění můžeme předpokládat, že nároky na zobrazování magnetickou rezonancí se budou navyšovat. V tomto ohledu je žádoucí zkrátit dobu potřebnou pro vyšetření.

V rámci výzkumu jsme mohli dojít k závěru, že čas potřebný na vyšetření jednoho pacienta na daném oddělení je orientačně shodný s uváděnou literaturou, dle (Torlasco et al., 2021) se čas skenování pohybuje okolo 42-48 minut. Celková doba k vyšetření jednoho pacienta však zahrnuje i čas potřebný pro jeho přípravu před samotným výkonem a odbavení po výkonu. Z tohoto hlediska je zdravotnický personál jen minimálně schopen přispět k redukci času, spíše se zde zaměřuje na přesnost a pečlivost při jednotlivých úkonech u přípravy pacienta. Technologický pokrok jako automatické plánování rovin, rychlé sekvenční techniky a jejich optimalizace nám v dnešní době zajišťují redukci času potřebného pro vyšetření. S nástupem umělé inteligence jsme mohli v posledních letech zaznamenat snahu o automatizaci některých úkonů i v rámci zdravotnictví, kde se celkově potýkáme s nedostatkem personálu. Ve článku „Automated vs manual cardiac MRI planning: a single-center prospective evaluation of reliability and scan times.“ (Glessgen et al., 2025) se skupina autorů v rámci jejich studie snaží zhodnotit vliv automatizace v procesu vyšetřování srdce magnetickou rezonancí v porovnání s manuálním plánováním. Studie došla k závěru, že u plně automatizovaného vyšetření dochází procentuálně k výskytu menšího počtu chyb v procesu plánování a redukci času skenování až o 17%. Zároveň jde však o první studii, která rozebírá problematiku vyšetření srdce magnetickou rezonancí v plně automatizovaném procesu v klinické praxi.

U vyšetření srdce magnetickou rezonancí se používají dvě základní sekvence, bez kterých vyšetření nelze provést, konkrétně cine sekvence, která pomocí série na sebe navazujících snímků zobrazuje srdce v jednom srdečním cyklu a zobrazení pozdního sycení myokardu kontrastní látkou. Tato problematika byla rozebrána v rámci teoretické a praktické části, kde jsme se mohli dozvědět, jaká je úloha správně zvoleného inverzního času u LGE. Navazující výzkum u skupiny 40 respondentů prokázal spojitost mezi množstvím podané kontrastní látky a váhou pacienta, avšak s velkými odchylkami, podílející se na hodnotě inverzního času u prvních skenů LGE sekvence. Tento fakt může radiologickému asistentovi pomoci při výběru vhodného rozmezí TI u pozdního sycení myokardu kontrastní látkou za pomoci sekvence TI-scout. Na druhou stranu poukazuje na potřebu umět se dobře orientovat mezi porovnáváním kontrastu sycení k.l. a zdravým myokardem.

Protokol při zobrazování srdce magnetickou rezonancí na pracovišti, kde byl uskutečněn výzkum zahrnuje provádění cine sekvencí před aplikací kontrastní látky, včetně projekce na krátkou osu. Za předpokladu, že zobrazování pozdního sycení kontrastní látkou se provádí v časovém odstupu 10-20 minut od aplikace k.l. dle zvyklosti pracoviště zde vzniká časové okno pro další sekvence. Teoreticky je možné provádět cine sekvenci krátké osy po aplikaci kontrastní látky pro zkrácení doby skenování, musíme však brát v potaz snížení kontrastu mezi svalovinou a krví. U této varianty může nastat problém u následného zpracování snímku a výpočtu funkčních hodnot, kdy automatická detekce kontur myokardu nebude schopna z důvodu špatného kontrastu identifikovat přechod mezi svalovinou a krví. Lékař musí následně přistoupit k manuálnímu obkreslování kontur, které si získaný čas částečně vezme zpět. Studie, porovnávající aplikaci dvou rozdílných množství kontrastní látky, za současné úpravy protokolu s cílem zkrátit dobu vyšetření a zmenšit množství podané kontrastní látky, došla k závěru, že aplikací 0,1 ml/kg Gadovistu před provedením snímání krátké osy u cine sekvence lze zkrátit dobu potřebnou k provedení vyšetření bez významné ztráty informací (Angelo et al., 2017).

Ve studované skupině pacientů se artefakty vyskytly u více jak poloviny vyšetření. Významný výskyt artefaktů u MR srdce ukazuje na potřebu systematického přístupu ze strany radiologických asistentů, od pečlivé přípravy pacienta po technickou optimalizaci vyšetření. Eliminace artefaktů je klíčová pro diagnostickou hodnotu vyšetření a přímý dopad na péči o pacienta. Z pohledu radiologického asistenta je důležité umět se s tímto problémem vypořádat,

jelikož na něm závisí, v jaké kvalitě dodá snímky k posouzení lékaři. Při pochopení fyzikálních principů vzniku artefaktu a schopnosti rozeznat jednotlivé typy, jsme na dobré cestě k tomu, abychom byli u vyšetření schopni eliminovat jejich dopad na diagnostickou kvalitu snímku. U subjektivní studie artefaktů cine sekvencí dojdeme k závěru, že nejpočetnější skupinou jsou artefakty špatné EKG synchronizace.

Úspěšné provedení vyšetření magnetickou rezonancí vyžaduje schopnost převést teoretické poznatky do praxe. Zde je několik postřehů získaných během této zkušenosti. V průběhu vyšetření je důležité kontrolovat tepovou frekvenci a popřípadě upravit protokol, jelikož má tepová frekvence vliv na rozložení řezů a segmentaci k-prostoru. Segmentace k-prostoru ovlivňuje délku zadržetí dechu pacienta u jednotlivých sekvencí. Delší zádrž dechu znamená zvyšování tepové frekvence v důsledku snižujícího se kyslíku v oběhu. To může zapříčinit větší tvorbu pohybových artefaktů srdce. Každá zádrž dechu přidá přibližně 0,5 minuty k vyšetření, což v celkovém součtu může přidat přibližně 3 minuty k celkovému času skenování. Vhodným nastavením vyšetřovacích parametrů jsme tedy částečně schopni ovlivnit kvalitu vyšetření, zvláště u cine sekvencí.

Dílčím cílem výzkumu bylo analyzovat vybrané technické a klinické parametry MR vyšetření srdce, konkrétně vztah mezi dávkou kontrastní látky, hmotností pacienta a TI, výskyt artefaktů a délku vyšetření za účelem zhodnocení možností volby protokolu. A zhodnotit, jakou úlohu v tomto procesu zastupuje radiologický asistent.

Bakalářská práce přináší zamyšlení nad danou problematikou a potenciální přínos v tomto ohledu spočívá zejména v úpravě vyšetřovacích protokolů magnetické rezonance srdce z pohledu radiologického asistenta. Výzkum společně s porovnáním literárních zdrojů poukazuje na možnosti zkrácení doby vyšetření bez ztráty diagnostické kvality, individualizaci dávkování kontrastní látky podle hmotnosti pacienta a význam správně nastaveného inverzního času. Zároveň zdůrazňuje roli radiologického asistenta při prevenci artefaktů a při zajištění technické kvality snímků, čímž přispívá ke zlepšení efektivity práce a zvýšení kvality péče o pacienta.

5 ZÁVĚR

Tato bakalářská práce si kladla za cíl nastínit problematiku vyšetřování srdce pomocí magnetické rezonance především z pohledu radiologického asistenta. Z výsledků této práce vyplývá, že magnetická rezonance srdce představuje sofistikovanou a stále častěji využívanou zobrazovací metodu v kardiologii, a to především díky své schopnosti přesně hodnotit morfologii a funkci srdce bez použití ionizujícího záření. Přestože má vyšší nároky na technické zázemí, personál a čas.

Výzkum potvrdil, že celková délka vyšetření odpovídá údajům v literatuře, přičemž hlavní rezervy v optimalizaci spočívají zejména v technologických inovacích a promyšlené úpravě vyšetřovacích protokolů. Dále byla částečně potvrzena souvislost mezi hmotností pacienta a dávkou kontrastní látky, která ovlivňuje nastavení inverzního času, a tedy i kvalitu snímků LGE sekvencí. Významný výskyt artefaktů pak poukazuje na důležitost role radiologického asistenta v celém procesu od přípravy pacienta až po samotné technické provedení vyšetření.

Z pohledu klinické praxe je zásadní, aby radiologický asistent rozuměl nejen technickým aspektům vyšetření, ale také fyzikálním principům vzniku artefaktů, uměl je rozpoznat a minimalizovat jejich dopad. Tato práce ukazuje, že optimalizací jednotlivých kroků v rámci vyšetření lze zlepšit jak efektivitu práce, tak kvalitu získaných dat, což má přímý dopad na diagnostiku a následnou péči o pacienta. Výsledky mohou sloužit jako východisko pro další zefektivnění protokolů MR srdce a posílení role radiologických asistentů v moderní diagnostické praxi.

6 POUŽITÁ LITERATURA

6.1 Knihy a e-knihy

BENNETT, H., 2014. Srdeční arytmie praktické poznámky k interpretaci a léčbě: Překlad 8. vydání. Grada. 384 s. ISBN 978-80-247-8988-0. Dostupné z: <https://www.bookport.cz/kniha/srdecni-arytmie-prakticke-poznamky-k-interpretaci-a-lecbe-1157/>.

BULAVA, Alan, 2017. *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada Publishing. 224 s. ISBN 978-80-271-0468-0.

KACHLÍK, David, 2019. *Anatomie pro nelékařské zdravotnické obory*. Karolinum. 154 s. ISBN 978-80-246-4101-0. Dostupné z: <https://www.bookport.cz/kniha/anatomie-pro-nelekarske-zdravotnicke-obory-5853/>.

LINHART, Aleš, 2021. *Vyšetřovací postupy u kardiovaskulárních onemocnění*. Jessenius. Praha: Maxdorf. 683 s. ISBN 978-80-7345-640-5.

MALÍKOVÁ, Hana, 2022. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Druhé, aktualizované vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. 120 s. ISBN 978-80-246-5190-3. Dostupné z: <https://www.bookport.cz/kniha/zaklady-radiologie-a-zobrazovacich-metod-11363/>.

MOUREK, Jindřich, 2012. *Fyziologie: Učebnice pro studenty zdravotnických oborů - 2., doplněné vydání*. Grada. 207 s. ISBN 978-80-247-7872-3.

NAVRÁTIL, Leoš, 2017. *Vnitřní lékařství pro nelékařské zdravotnické obory: 2., zcela přepracované a doplněné vydání*. Grada. 560 s. ISBN 978-80-271-9181-9. Dostupné z: <https://www.bookport.cz/kniha/vnitрни-lekarstvi-pro-nelekarske-zdravotnicke-obory-4235/>.

PLEVA, Martin a OUŘEDNÍČEK, Petr, 2012. *MRI srdce: praktické využití z pohledu kardiologa*. Praha: Grada Publishing. 133 s. ISBN 978-80-247-3931-1.

SEIDL, Zdeněk; BURGETOVÁ, Andrea; HOFFMANNOVÁ, Eva; MAŠEK, Martin; VANĚČKOVÁ, Manuela et al., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. 368 s. ISBN 978-80-247-4108-6.

VOJÁČEK, Jan a KETTNER, Jiří, 2017. *Klinická kardiologie*. 3. vydání. Jessenius. Praha: Maxdorf. 1193 s. ISBN 978-80-7345-549-1.

VOMÁČKA, Jaroslav, 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 2., doplněné vydání. Odborná publikace. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. 157 s. ISBN 978-80-244-4508-3.

6.2 Odborné články

ANGELO, Tommaso; GRIGORATOS, Chrysanthos; MAZZIOTTI, Silvio; BRATIS, Konstantinos; PATHAN, Faraz et al., 2017. High-throughput gadobutrol-enhanced CMR: a time and dose optimization study. [online]. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. Roč. 19, č. 1. ISSN 10976647. [cit. 2025-06-14]. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1186/s12968-017-0400-4#Sec16>

BUDRYS, Tomas; VEIKUTIS, Vincentas; LUKOSEVICIUS, Saulius; GLEIZNIENE, Rymante; MONASTYRECKIENE, Egle et al., 2018. Artifacts in magnetic resonance imaging: how it can really affect diagnostic image quality and confuse clinical diagnosis? [online]. *Journal of Vibroengineering*. 2018-3-31, roč. 20, č. 2, s. 1202-1213. ISSN 1392-8716. [cit. 2025-05-19]. Dostupné z: <https://doi.org/10.21595/jve.2018.19756>.

CURRIE, Geoffrey, 2019. Pharmacology, Part 5: CT and MRI Contrast Media. Online. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 2019-09-05, roč. 47, č. 3, s. 189-202. ISSN 0091-4916. [cit. 2025-06-22]. Dostupné z: <https://doi.org/10.2967/jnmt.118.220012>.

FERREIRA, Pedro F; GATEHOUSE, Peter D; MOHIADDIN, Raad H a FIRMIN, David N, 2013. Cardiovascular magnetic resonance artefacts. [online]. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. Roč. 15, č. 1. ISSN 10976647. [cit. 2025-04-29]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/1532-429X-15-41>.

GAZTAÑAGA, Larraitz; MARCHLINSKI, Francis E. a BETENSKY, Brian P., 2012. Mechanisms of Cardiac Arrhythmias. Online. *Revista Española de Cardiología (English Edition)*. Roč. 65, č. 2, s. 174-185. ISSN 18855857. [cit. 2025-06-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.rec.2011.09.020>.

GLESSGEN, Carl; CROWE, Lindsey A.; WETZL, Jens; SCHMIDT, Michaela; YOON, Seung Su et al., 2025. Automated vs manual cardiac MRI planning: a single-center prospective evaluation of reliability and scan times. [online]. *European Radiology*. Roč. 35, č. 7, s. 3927-3936. ISSN 1432-1084. [cit. 2025-06-14]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00330-025-11364-z>.

JENISTA, Elizabeth R.; WENDELL, David C.; AZEVEDO, Clerio F.; KLEM, Igor; JUDD, Robert M. et al., 2023. Revisiting how we perform late gadolinium enhancement CMR: insights gleaned over 25 years of clinical practice. [online]. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. Roč. 25, č. 1. ISSN 10976647. [cit. 2025-05-17]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12968-023-00925-0>.

KRAMER, Christopher M.; BARKHAUSEN, Jörg; BUCCIARELLI-DUCCI, Chiara; FLAMM, Scott D.; KIM, Raymond J. et al., 2020. Standardized cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) protocols: 2020 update. Online. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. Roč. 22, č. 1. ISSN 10976647. [cit. 2025-06-22]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12968-020-00607-1>.

MEIER, Claudia; EISENBLÄTTER, Michel a GIELEN, Stephan, 2024. Myocardial Late Gadolinium Enhancement (LGE) in Cardiac Magnetic Resonance Imaging (CMR)—An Important Risk Marker for Cardiac Disease. [online]. *Journal of Cardiovascular Development and Disease*. Roč. 11, č. 2. ISSN 2308-3425. [cit. 2025-06-09]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/jcdd11020040>.

NACIF, Marcelo Souto; ZAVODNI, Anna; KAWEL, Nadine; CHOI, Eui-Young; LIMA, João A. C. et al., 2011. Cardiac magnetic resonance imaging and its electrocardiographs (ECG): tips and tricks. [online]. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*. Roč. 28, č. 6, s. 1465-1475. ISSN 1569-5794. [cit. 2025-05-11]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10554-011-9957-4>.

PLEVA, Martin; WEICHET, Jiří; PALEČEK, Tomáš; BAXA, Jan; ADLA, Theodor et al., 2018. Clinical Indications and Time Schedule for Cardiac Magnetic Resonance Imaging. A Joint Expert Opinion of the Czech Society of Cardiology and Czech Radiological Society of the Czech Medical Society of J.E. Purkyne. [online]. *Cor et Vasa*. 2018-12-1, roč. 60, č. 6, s. e649-e653. ISSN 00108650. [cit. 2025-05-25]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.crvasa.2018.03.007>.

RAMAN, Subha V.; MARKL, Michael; PATEL, Amit R.; BRYANT, Jennifer; ALLEN, Bradley D. et al., 2022. 30-minute CMR for common clinical indications: A Society for Cardiovascular Magnetic Resonance white paper. [online]. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. Roč. 24, č. 1. ISSN 10976647. [cit. 2025-05-18]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12968-022-00844-6>.

TORLASCO, Camilla; CASTELLETTI, Silvia; SORANNA, Davide; VOLPATO, Valentina; FIGLIOZZI, Stefano et al., 2022. Effective Study: Development and Application of a Question-Driven, Time-Effective Cardiac Magnetic Resonance Scanning Protocol. [online]. *Journal of the American Heart Association*. 2022-01-04, roč. 11, č. 1. ISSN 2047-9980. [cit. 2025-06-14]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1161/JAHA.121.022605>

TSENG, Wen-Yih Isaac; SU, Mao-Yuan Marine, TSENG, Yao-Hui Elton, 2016. Introduction to Cardiovascular Magnetic Resonance: Technical Principles and Clinical Applications. [online]. In: *National Library of Medicine*. Doi:10.6515/acs20150616a. [cit. 2025-06-22]. Dostupné z: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4816912/>

VAN DER GRAAF, A. W. M.; BHAGIRATH, P.; GHOERBIEN, S. a GÖTTE, M. J. W., 2014. Cardiac magnetic resonance imaging: artefacts for clinicians. [online]. *Netherlands Heart Journal*. Roč. 22, č. 12, s. 542-549. ISSN 1568-5888. [cit. 2025-05-19]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s12471-014-0623-z>.

6.3 Prezentace

HERZOG, Bernhard A; GREENWOOD, John P.; PLEIN, Sven; GARG, Pankaj; HAAF, Philip; ONCIUL, Sebastian. Cardiovascular Magnetic Resonance Pocket Guide. In: escario.org [online]. Copyright European Society of Cardiology 2017. [cit. 2025-05-18]. Dostupné z:

https://www.escardio.org/static-file/Escardio/Subspecialty/EACVI/Publications%20and%20recommendations/Books%20and%20booklets/CMR%20pocket%20guides/CMR_guide_2nd_edition_148x105mm_03May2017_last%20version.pdf

6.4 Ostatní

Canon Medical Systems, 2022. VOI Cardiac and CardioLine+ Provide Increased Throughput and Ease of Use: A Customer Perspective. In: *us.medical.canon*. USA: Copyright Canon Medical Systems, 2022. [cit. 2025-09-06]. Dostupné z: <https://us.medical.canon/download/mr-br-cardioline-customer-testimonial?utm>

ELSTER, D. Allen, 2024a. Cine Imaging Parameters. In: *mriquestions.com* [online]. Copyright ELSTER LLC, 2024. [cit. 2025-05-12]. Dostupné z: <https://mriquestions.com/cine-parameters.html>

ELSTER, D. Allen, 2024c. Bo effect on EKG. In: *mriquestions.com* [online]. Copyright ELSTER LLC, 2024. [cit. 2025-05-12]. Dostupné z: <https://mriquestions.com/magnet-changes-ekg.html>

ELSTER, D. Allen, 2024b. Inversion Recovery for myocardial enhancement. In: *mriquestions.com* [online]. Copyright ELSTER LLC, 2024. [cit. 2025-05-12]. Dostupné z: <https://mriquestions.com/ti-to-null-myocardium.html>

GEORGE, Rejosh; DELA CRUZ, Joylene; STEWART, Olivia; SINGH, Ritu; ILANGO VAN, Rajapandian, 2023b. Cardiac MRI (Myocardial Viability scan) Protocols and Planning. In: *mrimaster.com* [online]. Copyright MRIMASTER 2023. [cit. 2025-05-12]. Dostupné z: <https://mrimaster.com/plan-cardiac/>

GEORGE, Rejosh; DELA CRUZ, Joylene; STEWART, Olivia; SINGH, Ritu; ILANGO VAN, Rajapandian, 2023a. MRI K-Space Physics and Applications. In: *mrimaster.com* [online]. Copyright MRIMASTER 2023. [cit. 2025-05-06]. Dostupné z: <https://mrimaster.com/mri-k-space/>

GEORGE, Rejosh; DELA CRUZ, Joylene; STEWART, Olivia; SINGH, Ritu; ILANGO VAN, Rajapandian, 2023c. MRI Artifacts. In: *mrimaster.com* [online]. Copyright MRIMASTER 2023. [cit. 2025-05-06]. Dostupné z: <https://mrimaster.com/mri-artifacts/>

LYNETTE, Garet. 2022. History of MRIs and the Evolution of This Life-Saving Technology. In: *ezra.com* [online]. Copyright Ezra 2025. [cit. 2025-04-25]. Dostupné z: <https://ezra.com/blog/history-of-mri-scans>

Nemocnice Na Homolce, 2025. Extrasystoly. In: *homolka.cz* [online]. Copyright Nemocnice Na Homolce, 2025. [2025-06-21]. Dostupné z: <https://www.homolka.cz/nase-oddeleni/11635-kardiovaskularni-program/11635-kardiologie-kar/informacni-portal-pro-pacienty/16.3-extrasystoly>

NORTON, Patrick; NACEY, Nicholas; CAO VAN, Dominique; GAY, Spencer; KRAMER, Christopher; JEUN, Bryan; 2021b. Normal Anatomy. In: *introductiontoradiology.net* [online]. Copyright University of Virginia 2021. [cit. 2025-06-03]. Dostupné z: <https://introductiontoradiology.net/courses/rad/CardiacMR/Anatomy/Normal.html>

NORTON, Patrick; NACEY, Nicholas; CAO VAN, Dominique; GAY, Spencer; KRAMER, Christopher; JEUN, Bryan; 2021a. Cine Imaging. In: *introductiontoradiology.net* [online]. Copyright University of Virginia 2021. [cit. 2025-06-03]. Dostupné z: <https://introductiontoradiology.net/courses/rad/CardiacMR/Techniques/Cine.html>

SÚKL, 2017. Kontrastní látky obsahující gadolinium – konečné stanovisko EMA. In: *sukl.gov.cz* [online]. Copyright SÚKL, 2017. [2025-06-23]. Dostupné z: <https://sukl.gov.cz/farmakovigilance-cs/dulezite-informace-a-upozorneni-k-bezpecnosti-leciv/kontrastni-latky-obsahujici-gadolinium-konecne-stanovisko-ema/>

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2025. Vzorkování signálu a aliasing. In: *sukupova.cz* [online]. Copyright Lucie Sukupova, 2025. [cit. 2025-05-05]. Dostupné z: <https://www.sukupova.cz/vzorkovani-signalu-a-aliasing/>

TME, 2023. Coulombův zákon, Faradayův zákon a Lenzovo pravidlo – elektromagnetismus a jeho základy. In: *tme.eu* [online]. Copyright TME, 2025. [cit. 2025-05-15]. Dostupné z: <https://www.tme.eu/cz/news/library-articles/page/52584/coulombuv-zakon-faradayuv-zakon-a-lenzovo-pravidlo-elektromagnetismus-a-jeho-zaklady/>

YUMPU, 2025. Cardiac Views. In: *yumpu.com* [online]. Switzerland: Yumpu, 2014. [2025-06-16]. Dostupné z: <https://www.yumpu.com/en/document/view/26133048/cardiac-views>

7 PŘÍLOHY

Tabulka 1 - Časový průběh jednotlivých vyšetření

Respondenti	První sken	Čas podání k.l.	První LGE sken	Poslední sken
1.	8:01	8:18	8:32	8:57
2.	9:17	9:45	10:00	10:07
3.	11:10	11:21	11:33	11:39
4.	12:53	13:03	13:09	13:30
5.	13:59	14:07	14:17	14:27
6.	12:45	13:01	13:11	13:23
7.	8:03	8:21	8:32	8:44
8.	8:55	9:11	9:20	9:29
9.	9:47	10:02	10:15	10:26
10.	10:35	10:50	11:01	11:08
11.	11:19	11:36	11:46	11:56
12.	12:43	12:59	13:12	13:20
13.	7:57	8:22	8:34	8:40
14.	8:51	9:10	9:24	9:38
15.	9:45	10:00	10:10	10:17
16.	10:27	10:45	11:02	11:15
17.	11:26	11:52	12:05	12:18
18.	13:21	13:38	13:49	13:55
19.	7:58	8:13	8:26	8:32
20.	8:46	9:12	9:19	9:29
21.	10:36	10:53	11:03	11:10
22.	11:22	11:40	11:53	12:01
23.	13:23	13:37	13:47	13:53
24.	9:23	9:38	9:51	9:58
25.	10:08	10:28	10:39	10:57
26.	11:13	11:32	11:42	11:49
27.	13:34	13:58	14:13	14:20
28.	8:31	9:04	9:19	9:31
29.	7:38	8:00	8:17	8:27
30.	8:38	9:06	9:19	9:28
31.	9:40	10:02	10:16	10:31
32.	10:47	11:11	11:27	11:35
33.	11:45	12:05	12:18	11:25
34.	12:38	12:58	13:14	13:24
35.	7:37	7:59	8:11	8:18
36.	8:28	9:09	9:20	9:27
37.	9:36	9:54	10:07	10:16
38.	10:28	10:59	11:11	11:21
39.	12:52	13:08	13:19	13:30
40.	14:08	14:28	14:40	14:46

Tabulka č. 1 zachycuje jednotlivé časy vyšetření, konkrétně čas prvního skenu, dobu padání kontrastní látky, čas prvního skenování pozdního sycení kontrastní látkou a čas posledního skenu, ze které se dále vypočítávala data potřebná pro výzkum.

Tabulka 2 - Časy mezi podáním k.l. a prvními LGE skeny a celková doba skenování

Respondenti	Čas mezi podáním k.l. a prvním LGE skenem v minutách	Celková doba skenování v minutách
1.	14	56
2.	15	50
3.	12	29
4.	6	37
5.	10	28
6.	10	38
7.	11	41
8.	9	34
9.	13	39
10.	11	33
11.	10	37
12.	13	37
13.	12	43
14.	14	47
15.	10	32
16.	17	48
17.	13	52
18.	11	34
19.	13	34
20.	7	43
21.	10	34
22.	13	39
23.	10	30
24.	13	35
25.	11	49
26.	10	36
27.	15	46
28.	15	60
29.	17	49
30.	13	50
31.	14	51
32.	16	48
33.	13	40
34.	16	46
35.	12	41
36.	11	59
37.	13	40

Respondenti	Čas mezi podáním k.l. a prvním LGE skenem v minutách	Celková doba skenování v minutách
38.	12	53
39.	11	38
40.	12	38

Tabulka č. 2 zaznamenává dobu, která uplynula od podání kontrastní látky k prvním LGE skenu u jednotlivých pacientů v minutách a celkové časy skenování u jednotlivých pacientů.

Tabulka 3 - Průměrný čas mezi podáním k.l. a prvním LGE skenem a průměrný čas skenování

Průměrná doba mezi podáním kontrastní látky a prvním LGE skenem v minutách	Průměrný čas mezi prvním a posledním skenem v minutách	Průměrný časový odstup na sebe navazujících vyšetření
12	42	13

Jak můžeme vidět, průměrný čas od podání kontrastní látky k prvním LGE skenu činí 12 minut. Na výpočet byl použit vzorec: součet rozmezí jednotlivých časů/počet respondentů = průměrný čas mezi podáním k.l. a prvním LGE skenem. Druhá hodnota, tedy průměrný čas mezi prvním a posledním skenem byl vypočten pomocí vzorce: časové rozmezí prvních a posledních skenů/počet respondentů = průměrný čas skenování. Tato hodnota činí 42 minut. Průměrný časový odstup jednotlivých vyšetření byl vypočítán orientačně, aby se mohl porovnat s průměrnou dobou skenování a odhadnou tak celkový čas potřebný pro provedení jednoho vyšetření. Na tento výpočet bylo použito 23 na sebe navazujících vyšetření z tabulky č. 1.

Tabulka 4 - Hodnoty podané kontrastní látky a inverzní časy u jednotlivých pacientů

Respondenti	Váha v kg	Množství kl. v ml	ml/Kg	TI/ms
1.	80	12	0,15	280
2.	54	8,1	0,15	300
3.	103	15,5	0,15	300
4.	95,5	14,1	0,14	320
5.	110	15	0,13	280
6.	50	8	0,16	290
7.	94	14,1	0,15	260
8.	74	12	0,16	280
9.	104	16	0,15	290
10.	90	15	0,16	270
11.	61	9,6	0,15	260
12.	100	15	0,15	280
13.	64	10	0,15	260
14.	50	7,5	0,15	280
15.	67	10	0,14	260

Respondenti	Váha v kg	Množství kl. v ml	ml/Kg	TI/ms
16.	60	8,5	0,14	300
17.	79	11,5	0,14	280
18.	70	9,5	0,13	240
19.	80	12	0,15	280
20.	79	14	0,17	280
21.	88	15	0,17	240
22.	87	15	0,17	260
23.	88	16	0,18	240
24.	82	13	0,15	260
25.	53	9	0,16	260
26.	67	10	0,14	270
27.	80	12	0,15	260
28.	96	15	0,15	240
29.	91	14	0,15	260
30.	85	12,5	0,14	260
31.	103	13,5	0,13	280
32.	114	17	0,14	300
33.	98	15	0,15	260
34.	89	13	0,14	260
35.	80	12	0,15	300
36.	88	15	0,17	270
37.	83	14	0,16	260
38.	95	14	0,14	270
39.	71	16	0,22	240
40.	85	12	0,14	310

Váha jednotlivých respondentů se pohybovala v rozmezí 50 kg až 114 kg. Společně s celkovou dávkou podaného Gadovistu bylo následně vypočítáno množství kontrastní látky podané v mililitrech na kilogram pomocí vzorce: celkové množství kontrastní látky/váha respondenta = množství podané kontrastní látky v mililitrech na kilogram. Údaj TI/ms znázorňuje jednotlivé inverzní časy u prvních LGE skenů.

Tabulka 5 - Průměrné hodnoty podané kontrastní látky v ml/kg a inverzních časů

Průměr podané dávky Gadovistu v ml/kg	Průměr TI u prvních LGE skenů v ms
0,152	272

Průměrná hodnota podané kontrastní látky Gadovistu činí 0,152 ml/kg. Tato hodnota byla vypočítána pomocí vzorce: součet podaného množství k.l. na kilogram u jednotlivých pacientů/počet respondentů = průměrné množství kontrastní látky v mililitrech na kilogram.

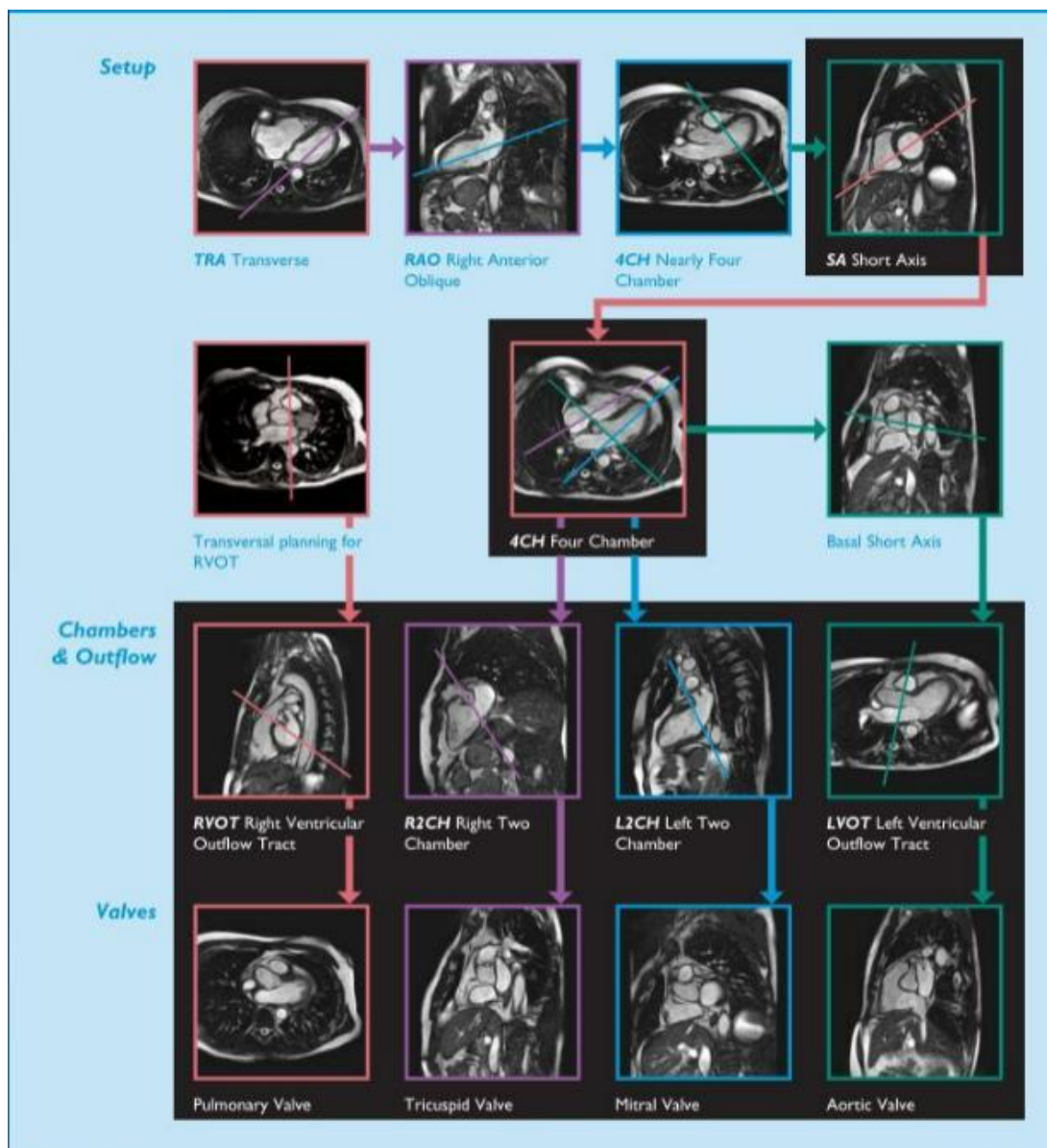
Průměrná hodnota TI u zkoumaného souboru činí 272 ms. Pro výpočet byl použit vzorec: součet inverzních časů u jednotlivých pacientů/počet respondentů = průměrný inverzní čas.

Tabulka 6 - Procentuální zastoupení jednotlivých artefaktů zasahujících do oblasti srdce u první skupiny respondentů

Artefakt překlopení	Artefakt nehomogenity magnetického pole	Dechové artefakty	Špatné EKG
7,5%	13%	7,5%	25%

Tabulka 7 - Celkové procentuální zastoupení všech artefaktů zasahujících do oblasti srdce u první skupiny respondentů

Celkový počet vybraných artefaktů u Cine sekvence zasahujících do oblasti srdce
53%



Obrázek 27 - Postup plánování anatomických rovin (Yumpu, 2025)