

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií

Magnetická rezonance srdce – úloha radiologického asistenta

Vojtěch Gruszka

Bakalářská práce

2016

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Vojtěch Gruszka**
Osobní číslo: **Z13310**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **MR vyšetření srdce - úloha radiologického asistenta**
Zadávací katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

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 grafických prací: dle doporučení vedoucího

Rozsah pracovní zprávy: 35 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

1. MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA a Jan ŽIŽKA. Protokoly MR zobrazování. 1. vyd. Praha: Galén, 2014, 103 s. ISBN 978-80-7492-109-4
2. NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. Přehled anatomie. 2. vyd. Praha: Galén, 2009, xi, 416 s. ISBN 978-80-7262-612-0
3. NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. Základy zobrazování magnetickou rezonancí. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007, 67 s. ISBN 978-80-7368-335-1
4. PLEVA, Martin a Petr OUŘEDNÍČEK. MRI srdce: praktické využití z pohledu kardiologa. 1. vyd. Praha: Grada, 2012, 133 s. ISBN 978-80-247-3931-1
5. ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL. Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky. 1. vyd. Praha: Galén, 2015, 163 stran. ISBN 978-80-7492-179-7

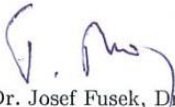
Vedoucí bakalářské práce:

prof. MUDr. Jan Žižka, Ph.D.

Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: **1. prosince 2014**

Termín odevzdání bakalářské práce: **9. května 2016**


prof. MUDr. Josef Fusek, DrSc.
děkan

L.S.


Ing. Lukáš Čegan, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 1. března 2016

Prohlášení autora

Prohlašuji, že jsem tuto práci 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., autorský zákon, 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.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Pardubicích dne 26.4.2016

Vojtěch Gruszka

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych chtěl především poděkovat prof. MUDr. Janu Žižkovi Ph.D. za veškeré vynaložené úsilí při tvorbě této bakalářské práce, tj. cenné rady, poskytnutí odborných materiálů a maximální ochotu, při mých častých dotazech.

Dále bych chtěl poděkovat Bc. Adamu Prymusovi za ochotu a poskytnutí materiálů k praktické části.

ANOTACE A KLÍČOVÁ SLOVA

ANOTACE

Tato bakalářská práce je zaměřena na úlohu radiologického asistenta při vyšetření srdce pomocí magnetické rezonance.

Práce je rozdělena na dvě části. Teoretickou část tvoří obecný popis anatomie srdce a podrobnější informace o magnetické rezonanci. V praktické části je popsán postup, jak se má vyšetření srdce pomocí magnetické rezonance provést.

KLÍČOVÁ SLOVA

Magnetická rezonance, srdce, magnetické pole, radiologický asistent

TITLE

MR heart examination – position of radiology assistant

ANNOTATION

This bachelor work focuses upon the role of the radiology assistant during a heart examination via magnetic resonance.

The work is split into two sections. A theoretic part comprises of a general description of heart anatomy and further detailed information regarding magnetic resonance. In a practical part the procedure regarding how to carry out such a heart examination by magnetic resonance is described.

KEYWORDS

Magnetic resonance, heart, magnetic field, radiology assistant

OBSAH

0	ÚVOD	11
1	CÍL PRÁCE	12
2	TEORETICKÁ ČÁST	13
2.1	Makroskopický popis srdce	13
2.1.1	Krevní oběh	13
2.1.2	Dutiny srdeční	13
2.1.3	Srdeční chlopně	14
2.1.4	Stavba srdeční stěny	15
2.1.5	Převodní systém srdeční	16
2.2	Magnetická rezonance (MR)	18
2.2.1	Obecný popis	18
2.2.2	Historie MR	18
2.3	Princip magnetické rezonance	18
2.3.1	Magnetické vlastnosti jader	18
2.3.2	Relaxační časy	22
2.3.3	Základní vyšetřovací postupy	24
2.3.4	MR sekvence	25
2.3.5	MR obraz	27
2.3.6	Vnitřní podmínky	28
2.3.7	Vnější podmínky	29
2.3.8	Artefakty MR obrazu	29
2.3.9	Přístroj magnetické rezonance	30
2.3.10	Výhody a nevýhody jednotlivých MR přístrojů	31
2.3.11	Gradientní magnetický systém	31
2.3.12	Povrchové cívky	32
2.3.13	Kontraindikace MR	32

2.3.14	Kontrastní látky pro MR.....	33
3	PRAKTICKÁ ČÁST	35
3.1	Příprava a uložení pacienta před vyšetřením	35
3.2	Nastavování anatomických rovin.....	38
3.2.1	Plánování lokalizačních vrstev v příčné rovině	38
3.2.2	Zobrazení krátké osy (SAX).....	40
3.2.3	Horizontální dlouhá osa – čtyřdutinová projekce (4CH/HLAX).....	41
3.2.4	Vertikální dlouhá osa – dvoudutinová projekce LK (2CH/VLAX).....	42
3.2.5	Vertikální dlouhá osa – dvoudutinová projekce PK (2CH/VLAX).....	43
3.2.6	Třídutinová projekce – 3CH - LVIO.....	44
3.2.7	Projekce na výtokový trakt LK (LVOT)	45
3.2.8	Projekce na výtokový trakt PK (RVOT)	46
3.3	Typy sekvencí používané pro MR zobrazování srdce	47
3.3.1	Morfologické zobrazení srdce	47
3.3.2	Funkční zobrazování srdce	47
3.3.3	Zobrazování srdce po podání kontrastní látky.....	48
3.4	EKG synchronizace.....	49
3.5	Segmentace dat do K-prostoru.....	49
4	DISKUZE.....	50
5	ZÁVĚR	51
6	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	52
7	PŘÍLOHY	53

SEZNAM ILUSTRACÍ

Obrázek 1 SRDCE - [12.].....	17
Obrázek 2 Znárodnění rotačního a precesního pohybu protonu [10.] s. 9	20
Obrázek 3 Redukce velikosti vektoru podélné magnetizace (svislá černá šipka) po aplikaci elektromagnetického impulsu. [10.] s. 9	21
Obrázek 4 Nárůst podélné magnetizace - T_2 relaxační křivka	22
Obrázek 5 T_2 relaxační křivka	23
Obrázek 6 1,5T MR přístroj od firmy Philips	30
Obrázek 7 Schéma magnetické rezonance [7.] barevná příloha s. 1	31
Obrázek 8 EKG modul s bezdrátovým přenosem energie	35
Obrázek 9 Modul pro bezdrátový přenos respiračních pohybů a pulsní oxymetr	36
Obrázek 10 32-elementová srdeční cívka	37
Obrázek 11 Sluchátka eliminující hluk MR	37
Obrázek 12 Ovladovna MR.....	37
Obrázek 13 Nastavení lokalizačních vrstev v příčné rovině.....	38
Obrázek 14 Lokalizér ve vertikální dlouhé ose transverzálního řezu	39
Obrázek 15 Pseudo-2CH zobrazení v sagitální rovině	39
Obrázek 16 Plánování projekce v krátké ose (SAX)	40
Obrázek 17 Zobrazení v krátké ose (SAX)	40
Obrázek 18 Plánování 4CH projekce.....	41
Obrázek 19 4CH projekce	41
Obrázek 20 Plánování 2CH LK projekce	42
Obrázek 21 2CH LK projekce	42
Obrázek 22 Plánování 2CH PK projekce	43
Obrázek 23 2CH PK projekce.....	43
Obrázek 24 Plánování 3CH projekce.....	44
Obrázek 25 3CH projekce	44
Obrázek 26 Plánování LVOT projekce.....	45
Obrázek 27 LVOT projekce	45
Obrázek 28 Plánování RVOT projekce	46
Obrázek 29 RVOT projekce	46

SEZNAM ZKRATEK

2CH – dvoudutinová (=VLAX)

v.o. – vážený obraz

3CH – třídutinová (=LVIOT)

4CH – čtyřdutinová (=HLAX)

AV – síňokomorový

B₀ – statické magnetické pole

EKG – elektrokardiografie

GE – gradientní echo

HLAX – horizontální dlouhá osa (=4CH)

Hz (hertz) – jednotka frekvence

IOT – vtokový a výtokový trakt

kHz – kilohertz

KL – kontrastní látka

LVOT – výtokový trakt levé komory

MHz – megahertz

MR – magnetická rezonance

ms (milisekunda) – tisícina sekundy

PSS – převodní systém srdeční

RR – vzdálenost mezi dvěma R vlnami (srdeční perioda)

RVOT – výtokový trakt pravé komory

SAX – krátká osa srdeční

SE – spin-echo sekvence

SI – intenzita signálu

T (Tesla) – magnetická indukce

T₁ – podélná relaxace protonů vodíku

T₂ – příčná relaxace protonů vodíku

TE – čas echa

TI – inverzní zpoždění

TR – repetiční čas

TSE – turbo spin echo

1 ÚVOD

K vypracování mé bakalářské práce jsem si vybral téma MR vyšetření srdce – úloha radiologického asistenta. V nejrůznějších odborných literaturách se můžeme dočíst, že právě magnetická rezonance je v dnešní době brána - jako jedna z nejpřesnějších a nejvyužívanějších diagnostických metod a to nejen v kardiologii. Právě tento fakt mě ovlivnil při výběru tématu.

Magnetická rezonance je v kardiologii využívána za účelem diagnostiky onemocnění perikardu, srdečních tumorů, strukturálních změn myokardu, při určování jeho viability a při přesné kvantifikaci srdečních funkčních parametrů.

V teoretické části budete seznámeni s anatomíí srdce a s informační částí o magnetické rezonanci, tj. historie, princip a všechny součásti spojené s vyšetřením srdce pomocí MR.

V praktické části se detailně popisuje, jak by měl radiologický asistent vyšetření provést, tj. uložení pacienta, nastavování anatomických rovin, typy sekvencí využívaných u MR srdce a specifika MR srdce.

2 CÍL PRÁCE

Cílem této práce, je popis principu MR a všech vyšetřovacích postupů při různých onemocněních srdce pomocí magnetické rezonance z pohledu radiologického asistenta. V praktické části byla vynaložena snaha o zdokumentování nastavení anatomických rovin pro vyšetření srdce, adjustací parametrů MR sekvencí ve vztahu k EKG křivce a jsou zde uvedeny konkrétní příklady vyšetření srdce pomocí MR.

3 TEORETICKÁ ČÁST

3.1 Makroskopický popis srdce

Srdce (lat. cor) je svalová, velmi výkonná pumpa krevního oběhu. Hmotnost srdce se pohybuje mezi 250 – 390 g. Hmotnost srdce ovlivňuje množství srdeční svaloviny a subepikardiálního tuku. Srdce je dutý svalovitý orgán kuželovitého tvaru, který je uložen ve střední části hrudníku, osrdečníku (lat. pericardium). Boční plochy osrdečníku jsou obklopeny pravou a levou plicí, které jsou od sebe odděleny pohrudnicí. Přední strana srdce zasahuje až ke sternu. Místo, kde vstupují a vystupují velké srdeční cévy se, nazývá (basis cordis). Tuto část tvoří pravá a levá srdeční předsíň. Kaudálně máme srdce tvořeno komorou levou a pravou, které přecházejí v srdeční hrot (apex cordis). Povrchem srdce procházejí dva patrné příčné žlábký. Jedná se o sulcus atrioventricularis dexter a sinister. Pravý sulcus odděluje pravou předsíň od pravé komory a levý sulcus dělí levou předsíň od levé komory. Sulcus interventricularis anterior a posterior jsou dalšími žlábký, které rozdělují srdce na pravou a levou předsíň a pravou a levou komoru. Žlábký jsou tvořeny hlavními kmeny koronárních tepen, žil a lymfatických cév.

3.1.1 Krevní oběh

Krevní oběh dělíme na malý a velký. V případě malého krevního oběhu se odkysličená krev z těla vrací přes v. cava superior a inferior do pravé předsíně. Přes trikuspidální chlopeč krev pokračuje do pravé komory. Z pravé komory putuje přes truncus pulmonalis do pravé a levé plice. V plicích dochází k okysličení krve. Okysličená krev následně putuje čtyřmi plicními žilami do levé předsíně. Nyní nastupuje děj zvaný velký krevní oběh, kdy cirkulující okysličená krev putuje z levé předsíně do levé komory, odtud do aorty, ze které je cirkulována do celého těla.

3.1.2 Dutiny srdeční

U srdce rozlišujeme čtyři dutiny, a to pravou a levou předsíň a pravou a levou komoru. Do pravé předsíně (atrium dextrum) vstupují horní a dolní dutá žíla (v. cava superior et inferior). Vnitřní povrch přední části kryje síť snopců a trabekul, naopak oddíl zadní je hladký. O rozdělení pravé předsíně na přední a zadní část se stará crista terminalis. Přední část předsíně směřuje dopředu jako pravé ouško (auricula dextra). Spodní část předsíňového septa není svalová, nýbrž vazivová, a souměrně přechází do vazivové, membranózní části mezikomorového septa. Tento přechod se nazývá atrioventrikulární septum. V ústí pravé komory je zasazena trojcípá chlopeč (valva tricuspidalis). Pravá komora (ventriculus dexter)

se táhne od pravého atrioventrikulárního ústí ke chlopni plicnice. Pravou komoru dělí svalový hřeben (*crista supraventricularis*) na vtokovou trabekulární část a výtokovou hladkou část. Výtoková část končí v plicnici (*truncus pulmonalis*), která se dále dělí na *arteria pulmonalis dextra* a *arteria pulmonalis sinistra*. Pravá plicní tepna přechází do hilu pravé plíce, kdežto levá plicní tepna vstupuje do hilu plíce levé. Levá předsíň (*atrium sinistrum*) je krychlovitého tvaru, je menší než pravá předsíň. Levou předsíň od pravé dělí interatriální septum. Do zadní části levé předsíně vstupují čtyři plicní žíly a to: dvě levé plicní žíly (*venae pulmonales sinistrae*) a dvě pravé plicní žíly (*venae pulmonales dextrae*). Levá předsíň vstupuje do levé komory atrioventrikulárním ústím. Levá komora (*ventriculus sinister*) tvoří oblast od levého atrioventrikulárního ústí až k aortě (*ostium aortae*). V ústí levé komory se nachází dvoucípá chlopeň (*valva bicuspidalis*). U levé komory je tomu podobně jako u pravé, a to tím, že obsahuje výtokovou i vtokovou část. Vtoková část sahá od dvoucípé chlopně až po srdeční hrot. Stěnu vtokové části tvoří svalové trabekuly. Výtokovou část tvoří hladká stěna, která sahá od srdečního hrotu až k aortální chlopni.

3.1.3 Srdeční chlopně

Základní rozdělení chlopní je na chlopně cípaté a poloměsíčitě. Cípaté chlopně (*valvae atrioventriculares*) se nacházejí mezi pravou předsíní a pravou komorou v podobě trojcípé chlopně (*valva tricuspidalis*). Trojcípá chlopeň je tvořena třemi cípy: *cuspis anterior*, *posterior* a *septalis*. Mezi levou předsíní a levou komorou se nachází dvojcípá chlopeň (*valva bicuspidalis*, *mitralis*), kterou tvoří dva cípy: *cuspis anterior* a *posterior*. Poloměsíčitě chlopně (*valvae semilunares*) jsou tvořeny duplikaturou endokardu, ale s menším množstvím vaziva, než je tomu u chlopní cípatých. Chlopeň plicní tepny (*valva trunci pulmonalis*) se nachází při vyústění pravé komory do plicnice a je tvořena třemi poloměsíčitými destičkami (*valvula semilunaris anterior*, *dextra* a *sinistra*). Aortální chlopeň (*valva aortae*) je uložena mezi levou komorou a ústím aorty. Je tvořena třemi poloměsíčitými chlopněmi (*valvula semilunaris dextra*, *sinistra* a *posterior*) [4.] s. 89-94

3.1.4 Stavba srdeční stěny

Srdeční stěnu tvoří základní vrstvy a to: endokard, myokard a perikard.

Endokard

Endokard (endocardium) tvoří ploché endotelové buňky. Díky vazivu je vrstva buněk připojena na myokard. Endokard je lesklý, hladký a má nesmáčivý povrch. Všechny srdeční dutiny i chlopně jsou vystýlány a pokryty právě endokardem. V předsíních je endokard silnější, než v komorách. [4.] s. 95 Na povrchu, směrem do srdečních dutin tvoří endokard jednu část plochých polygonálních endotelových buněk. Většinu tloušťky endokardu tvoří - lamina propria, což je vrstva, která je složena především z elastických vláken s vloženými buňkami hladké svaloviny. Řídké vazivo tuto vrstvu pevně pojí k myokardu. Vazivem endokardu cirkulují cévy, vlákna převodního systému srdečního a citlivé nervy, jejichž volná zakončení představují tlakové receptory. [1.] s. 21

Svalovina srdeční, myokard

„Myokard (myocardium) je nejsilnější vrstvou srdeční stěny. Tvoří ho příčně pružovaná svalovina srdeční, jejíž jednotlivé buňky – kardiomyocyty, jsou spolu navzájem pospojovány svými výběžky do formy sítě vláken. Výběžky buněk jsou od sebe odděleny pomocí interkalárních disků. Tyto mezibuněčné kontakty dovolují rychlý přenos vzruchu z buňky na buňku. Topograficky můžeme myokard rozdělit na myokard atrií a myokard komor. Obě části jsou od sebe odděleny srdečním skeletem, na který se vlákna myokardu z předsíňové a komorové strany upínají. Toto uspořádání zajišťuje vzájemnou elektrickou izolaci síní a komor, takže jediným vodivým spojením pro šíření vzruchu je převodní systém“ [4.] s. 95

U svaloviny předsíní se rozlišují dvě vrstvy, a to povrchová a hluboká. Povrchová vrstva tvoří obě předsíně společně. Hluboká vrstva předsíňového myokardu je naopak samostatná pro jednotlivou předsíň. V porovnání se svalovinou předsíní, je svalovina komor několikanásobně silnější. Svalovinu komor tvoří tři vrstvy: povrchová střední a hluboká. Snopce povrchové vrstvy začínají od vazivových prstenců (anuli fibrosi) obou komor a pokračují ve tvaru levotočivého šroubu šikmo dolů přes obě komory, až k srdečnímu hrotu. Na srdečním hrotu se vlákna zanořují do hloubky, prorazí střední vrstvu srdeční svaloviny a pokračují jako nejhlubší vnitřní vrstva. Svalové snopce střední vrstvy srdeční svaloviny probíhají cirkulárně, osmičkovitě a zčásti šroubovitě. Tato střední vrstva je nejsilnější. Levá

komora má svalovinu dvakrát až třikrát silnější než komora pravá. Tento rozdíl je podmíněn zejména rozdílnou mohutností střední vrstvy. [4.] s. 95

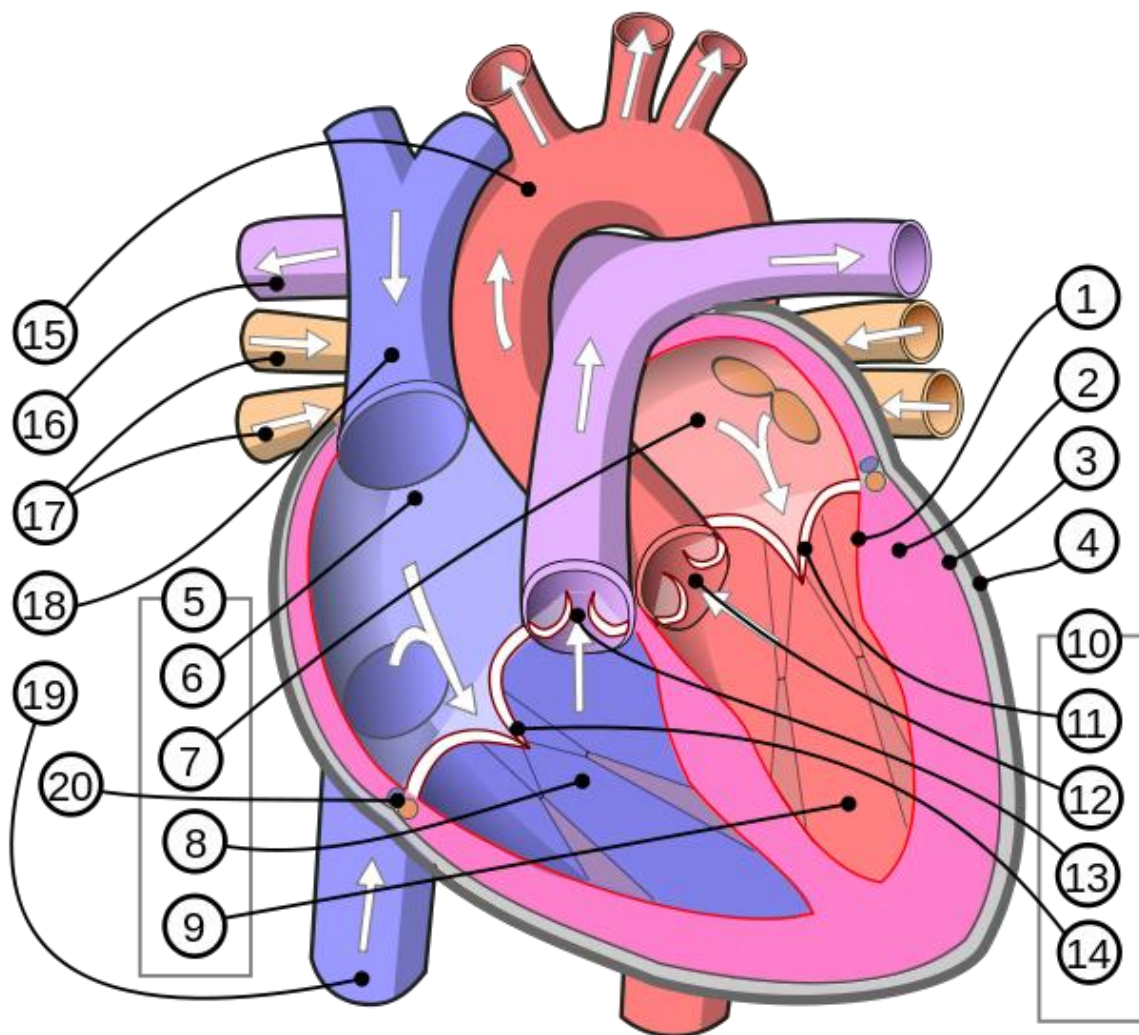
Osrděčník, perikard

Perikard (pericardium) je kuželovitý vak, který je tvořen dvěma listy, vnitřním viscerálním a zevním, parietálním. Viscerální list se nazývá epikard (epicardium) a kryje povrch srdce. Díky slabé vrstvě vaziva je přirostlý k svalovině srdeční. Vazivo obsahuje velké koronární cévy, lymfatické cévy a nervy. Zevní list perikard (pericardium) - tvoří jej dvě vrstvy: zevní vazivová a vnitřní jemná, která je pokryta mesotelem - jedná se o epitelové buňky, které pokrývají povrch epikardu. Důležitý je fakt, že název perikard se využívá ve dvou významech. U prvního se myslí celý osrděčník s oběma listy, u druhého se myslí pouze zevní parietální list. Mezi oběma listy se nachází perikardová dutina (cavum pericardii). Mesotely na vnitřních plochách obou listů produkují tekutinu (liquor pericardialis), která zajišťuje klouzavý pohyb srdce uvnitř osrděčníku. [4.] s. 98

3.1.5 Převodní systém srdeční

Převodní systém srdeční (systema conducens cordis). Pro srdeční činnost je charakteristický stah (systola), ale i ochabnutí (diastola) svaloviny předsíní a komor. O vzruch, který je zodpovědný za tyto dva děje se starají specializované svalové buňky srdce. Převodní systém srdeční je v určitých oblastech srdce tvořen ve formě uzlíků, svazků a vláken. Patří sem: SA uzel (nodus sinuatrialis), AV uzel (nodus atrioventricularis), Hisův svazek (fasciculus atrioventricularis), pravé a levé Tawarova raménka (crus dextrum et sinistrum fasciculi atrioventricularis) a Purkyňova vlákna (Rami subendocardiales). Rozdíl mezi buňkami pracovního myokardu a převodního systému srdečního (PSS) je, že za fyziologických podmínek mají buňky PSS schopnost se samy bez zevního podnětu podráždit a vytvořit tak vzruch. [4.] 96 - 97

„Vedoucím automatickým centrem je sinoatriální uzel. Impulsy vznikají v SA uzlu frekvencí 70-80 tepů za minutu – sinusový rytmus, jsou převáděny nejkratší cestou před předsíně do atrioventrikulárního uzlu. Odtud atrioventrikulárním svazkem přes Tawarova raménka a síť Purkyňova vláken k pracovnímu myokardu komory.“ [4.] s. 97



Obrázek 1 SRDCE - [12.]

Schéma srdce: 1 – endokard; 2 – myokard; 3 – epikard; 4 – perikard; 5 – srdeční dutiny; 6 – pravá síň; 7 – levá síň; 8 – pravá komora; 9 – levá komora; 10 – srdeční chlopně; 11 – mitrální chlopně; 12 – aortální chlopně; 13 – pulmonální chlopně; 14 – trikuspidální chlopně; 15 – oblouk aorty; 16 – pravá plicní tepna; 17 – plicní žíly; 18 – horní dutá žíla; 19 – dolní dutá žíla; 20 – síňo-komorové septum

3.2 Magnetická rezonance (MR)

3.2.1 Obecný popis

Magnetická rezonance (MRI – z angl. Magnetic Resonance Imaging) – jedná se o neinvazivní diagnostickou zobrazovací metodu, která udává informace o vnitřní výstavbě lidského těla a o fyziologii a funkci jednotlivých orgánů. Tato metoda si zakládá na fyzikálním jevu, zvaném: nukleární magnetická rezonance (NMR – z angl. Nuclear Magnetic Resonance), která díky využití chování některých vlastností atomových jader umístěných v silném magnetickém poli při interakci s vysokofrekvenčním elektromagnetickým polem. Elektromagnetický signál v rozmezí spektra rádiových vln je výsledkem této interakce, ze které je výsledný obraz rekonstruován. Podstata medicínského zobrazování spočívá v tom, že různé biologické tkáně mají různé vlastnosti. Voda zastupuje v lidském těle více, než 60% jeho celkové hmotnosti, proto jsou pro lékařské zobrazení nejvhodnější jádra vodíku.

3.2.2 Historie MR

Počátky magnetické rezonance (dále jen MR) jsou uváděny ve spojení se vznikem kvantové teorie na začátku 20. let minulého století a díky objevu jaderného spinu W. Paulim v roce 1924. Vůbec prvním jednoduchým NMR zařízením bylo zařízení z roku 1938 a zasadil se o jeho vznik: I.I.Rabi. První využití jevu NMR pro lékařské účely se objevují až v 70. letech minulého století. Rok 1971: R. Damadian zjišťuje, že chování NMR různých biologických tkání je odlišné. Rok 1973, P. Lauterbur: myšlenka tomografického NMR zobrazení. Vylepšení MR o magnetickou analýzu signálu za použití gradientních magnetických polí pro kódování pozice publikuje v roce 1977 P. Mansfield. Ve stejném roce přichází R. Damadian s vůbec prvním celotělovým MRI zařízením. O první komerční MRI systém se v roce 1980 postarala americká společnost FONAR, která mimo jiné funguje dodnes. První MR angiografie pro zobrazení toku krevního pochází z roku 1987. Funkční magnetická rezonance byla zavedena v roce 1992. Roku 2003, P. Lauterbur a P. Mansfield získali Nobelovu cenu za fyziologii a lékařství za to, že nově zavedli využití gradientů v magnetickém poli a umožnili tak využití fenoménu MR v radiodiagnostice. [9.] s. 62 – 63

3.3 Princip magnetické rezonance

3.3.1 Magnetické vlastnosti jader

Každé atomové jádro, které obsahuje lichý počet nukleonů nebo obsahující při lichém počtu protonů i sudý počet nukleonů disponuje vlastním magnetickým momentem μ , který

slouží jako důsledek rotace elektrických nábojů elementárních částic v atomovém jádře – jejich spinu. (*V klasické fyzice je magnetický moment definován součinem velikostí proudu protékajícího smyčkou vodiče a plochy tímto vodičem uzavřené. Je to vektor kolmý k této ploše. Určuje kroutivou sílu působící na smyčku v magnetickém poli o indukci B.*) [2.] s. 299

Atomová jádra jsou tvořena nukleony, tedy protony a neutrony. Neutrony jsou částice, které nemají elektrický náboj, naopak protony elektrickým nábojem disponují. Právě protony díky svému kladnému náboji neustále rotují kolem své osy a jako každá nabitá pohybující se částice vytvářejí protony ve svém okolí magnetické pole; vykazují tzv. magnetický moment. Za normálních situací je umístění rotačních os jednotlivých protonů ve tkáních zcela nahodilé, díky tomu se magnetické momenty určitých atomových jader navzájem ruší a tkáň se navenek chová magneticky. Vystavíme-li však vyšetřovanou tkáň silnému magnetickému poli, všechny protony se srovnají svými rotačními osami rovnoběžně se siločarami vnějšího magnetického pole. Část z nich se konstituuje do polohy, kdy je jejich magnetický moment situován souhlasně, tzv. paralelně s vektorem vnějšího magnetického pole. Druhá část protonů je orientována přesně opačně o 180° tzv. antiparalelně. Právě antiparalelní uspořádání je energeticky náročnějším stavem, a to z důvodu, že takto situovaných protonů je méně, než protonů situovaných paralelně. Pokud by množství obou uspořádání byla identická, došlo by k vyrušení úhrnného magnetického momentu všech paralelních i antiparalelních protonů a tkáň by se zase chovala magneticky neutrálně. Díky tomu, že paralelních protonů, je vždy více než polovina, tkáň začíná vykazovat vlastní úhrnný magnetický moment, tj. navenek se chová magneticky. Právě toto je vlastnost, která je jedním ze základních principů magnetické rezonance. [10.] s. 6

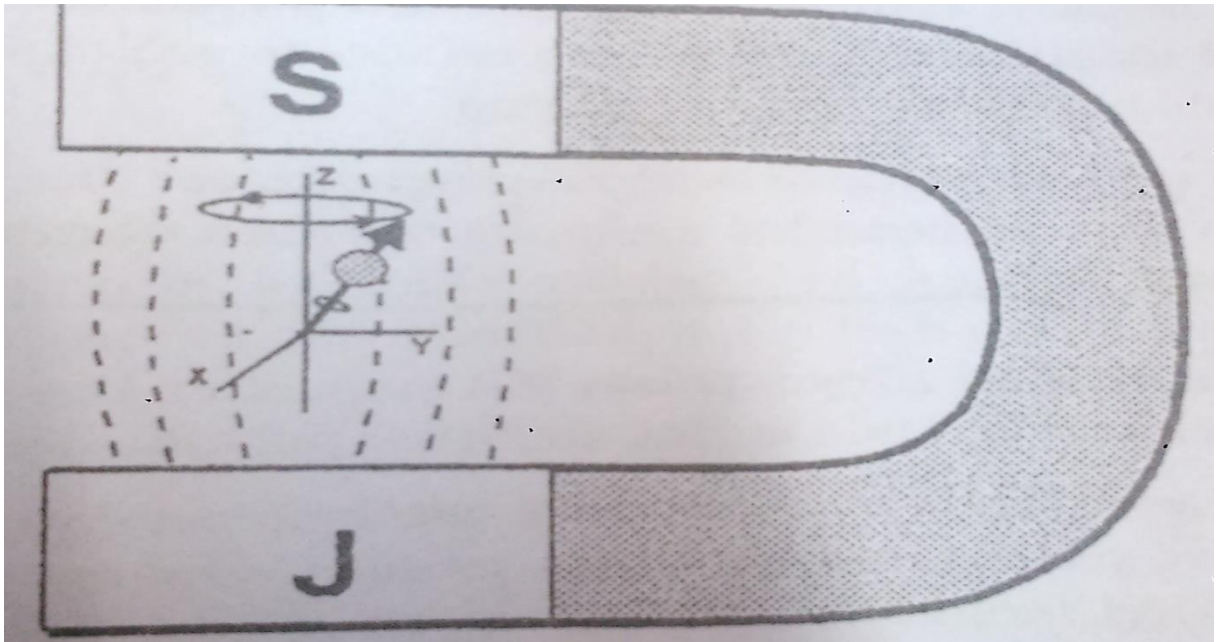
Protony, které jsou uspořádány ve vnějším magnetickém poli, se chovají dynamicky, protože nejenže zachovávají svůj rotační pohyb – spin, vykazují ještě jeden druh pohybu, tzv. precesi. Precese je opět rotační pohyb, kdy rotující proton ještě obíhá kolem osy, kterou by se dalo popsat jako silokřivka magnetického pole zevního magnetu. Dokonalým příkladem těchto dvou pohybů může být dětská hračka, tzv. káča. Ta se otáčí kolem své osy - spin, ale rovněž se naklání soustavně a plynule do všech směrů, aniž by došlo k převržení – precese. Frekvence tohoto precesního pohybu je tzv. Larmorova frekvence, která je závislá na dvou pohybech: na magnetických vlastnostech daného atomového jádra (konkrétně na jeho tzv. gyromagnetickém poměru), a na síle vnějšího magnetického pole. Právě Larmorova frekvence je matematickým vyjádřením tohoto stavu, *kdy:*

Larmorova rovnice: $\omega_0 = \gamma \cdot B_0$

ω_0 - Larmorova frekvence „precesního“ pohybu protonů (uvádí se v Hz, či MHz,

γ - představuje gyromagnetický poměr a je pro konkrétní typ atomu konstantní (např. pro vodíková jádra je jeho hodnota 42,577MHz/T)

B_0 - představuje intenzitu magnetického pole vyjádřenou v jednotkách magnetické indukce (Tesla) [10.] s. 6 - 7

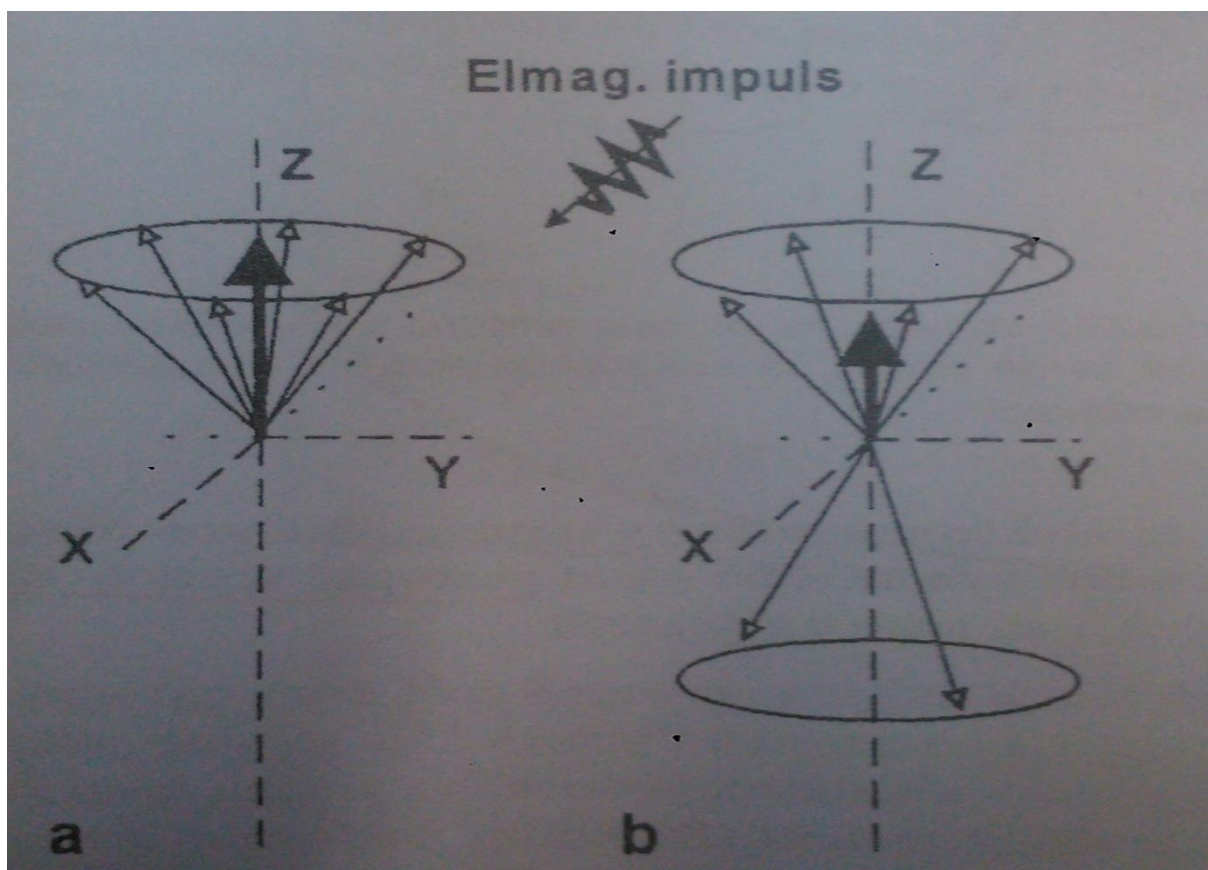


Obrázek 2 Znáznění rotačního a precesního pohybu protonu [10.] s. 9

Frekvence statického magnetického pole musí být totožná jako frekvence rotujících spinů v zobrazované vrstvě. U celotělových MR přístrojů se uvádí frekvence v rozmezí 0,8 – 80 MHz. Rozdíly se určují podle oblasti, která je zobrazována. Jedním z největších problémů je změřit v tkáni velikost magnetického momentu. [5.] s. 9

Změníme-li však orientaci úhrnného vektoru tkáňové magnetizace v prostoru, která byla doposud orientována tzv. longitudinálně, tzn. podélně, dosáhne se toho, že se vektor již nebudu skrývat za silným magnetickým polem, ale dojde k jeho zviditelnění. Aby došlo ke změně orientace úhrnného vektoru, je potřeba protonům dodat energii, ale v takové formě,

aby ji byly protony schopny přijmout. Vhodnou metodou, je vyslání elektromagnetického impulsu přímo do tkáně, neboli vlnění, které je nositelem energie. Je velmi důležité, aby byl přenos energie dokonalý. Toho se docílí tak, že se zvolí taková frekvence elektromagnetického vlnění, která je totožná s frekvencí precesního pohybu protonů – Larmorovou frekvencí. Využívané frekvence přibližně odpovídají rádiovým vlnám v rozsahu krátkých až velmi krátkých vln. Pokud jsou obě frekvence totožné, jsou protony schopné absorbovat energii elektromagnetického vlnění a tento děj se nazývá rezonance. Jako příklad se uvádí známý pokus s ladičkami, kdy máme rozezvučenou ladičku v jedné místnosti, v druhé místnosti je více ladiček, avšak zvuk vydává pouze ladička, která má stejnou frekvenci jako ta rozezvučená ladička z první místnosti. Celý trik spočívá v tom, že druhá ladička je schopna absorbovat energii vysílanou již rozezvučenou ladičkou, protože vydávaný tón má stejnou frekvenci a obě ladičky tzv. rezonují.

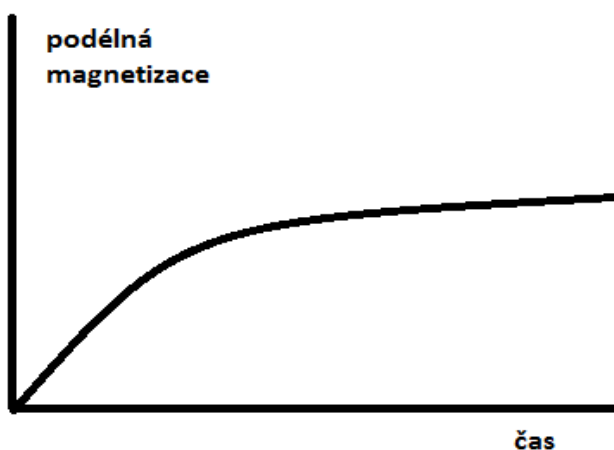


Obrázek 3 Redukce velikosti vektoru podélné magnetizace (svislá černá šipka) po aplikaci elektromagnetického impulsu. [10.] s. 9

Jakmile dojde k emitaci elektromagnetického impulsu s některými paralelními protony, dochází k otočení jejich magnetického vektoru vzhůru nohama, tzn. do antiparalelního postavení, důsledkem je následný úbytek podélné magnetizace. Může docházet i ke stavu, kdy všechny protony začnou vykonávat svůj precesní pohyb synchronně. Jejich magnetické momenty se nyní sumují v kolmém směru na průběh siločár vnějšího magnetického pole, díky čemuž vzniká tzv. příčná magnetizace.

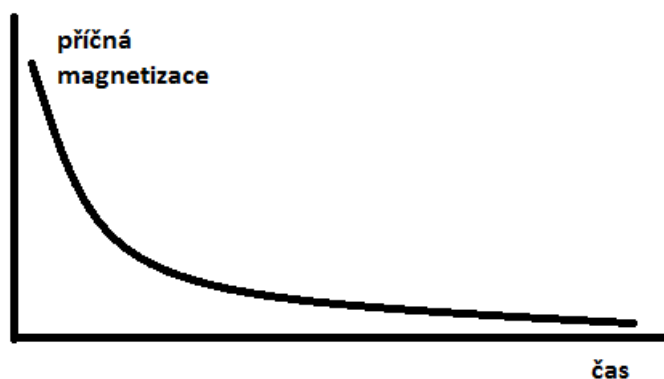
3.3.2 Relaxační časy

Jakmile přestane elektromagnetický impuls působit na protony, dochází k tomu, že se systém postupně vrací ze svého vzbuzeného stavu do stavu ustáleného. Tento děj je nazýván jako relaxace. Vektor podélné tkáňové magnetizace roste zpět do původní velikosti, tzn. do longitudinální, podélné relaxace. Je to zapříčiněno právě tím, že protonům přestaneme dodávat energii v podobě elektromagnetického vlnění. U protonů dochází ke změně jejich antiparalelního postavení, které je mnohem energeticky náročnější, než paralelní postavení. Tuto přebytečnou energii vracejí do okolí. Vzhledem k tomu, že se nejedná o děj jednorázový, nýbrž pozvolný, je možné si právě průběh nárůstu tohoto vektoru podélné magnetizace v čase graficky znázornit v jeho exponenciálním průběhu (Obrázek 4). Časová konstanta, udávající jak rychle v určité látce (tkáni) tento proces probíhá, se označuje T_1 (angl. spin – lattice relaxation)[10.] s. 8-10



Obrázek 4 Nárůst podélné magnetizace - T_1 relaxační křivka

Po přerušení elektromagnetického impulsu již není žádná síla, která by protonům udávala při jejich precesi jednotný krok. Díky drobným nehomogenitám v magnetickém poli MR magnetu a rovněž vlivem slabých magnetických polí, vytvářejících se v místní tkáni, se jednotlivé protony začnou od této frekvence postupně odchylovat. Dochází k tomu, že se protony již nechovají synchronně – ve fázi, a to má za následek ztrátu příčné magnetizace. „Rychlost tohoto děje nám popisuje tzv. příčný relaxační čas T_2 , jehož velikost závisí (stejně jako u času T_1) na chemické struktuře zkoumané látky (tkáně). Tento děj bývá rovněž označován jako relaxace spin – spin. V tomto označení se vlastně skrývá celá podstata celého jevu, neboť právě vzájemný vliv magnetických polí jednotlivých částic na sebe je příčinou ztráty synchronního pohybu protonů a tudíž úbytku až vymizení příčné tkáňové magnetizace.“ (viz. Obrázek 5) [10.] s. 10 – 11



Obrázek 5 T_2 relaxační křivka

Magnetizace v podélné ose, která byla předtím utlumena, se vrací do původního stavu. Doba, než tento děj nastane, se označuje jako T_1 ($T = \text{Time}$). Je uváděno, že doba, za kterou je uvedena normální magnetizace, je obtížně zjistitelná, proto se stanoví, že doba T_1 je čas, za který podélná magnetizace dosáhne 63% své původní velikosti. Rotace v transverzální rovině naopak zaniká, tím pádem nastává desynchronizace pohybu, tzv. rozfázování. Právě desynchronizace neboli doba návratu do normální podoby je podstatou času T_2 . V praxi je uváděno, že doba T_2 je čas, jakmile příčná relaxace klesne na 37% své původní hodnoty. Tyto dva základní typy relaxací, jsou podstatou nejběžnějších spin-echo sekvencí. [5.] s. 10

V konečném měřítku jsou T_1 relaxační časy přibližně dvakrát až desetkrát delší než relaxační časy T_2 . Ve tkáních se hodnoty T_1 pohybují v rozmezí 300 – 2000 ms, naopak T_2

v rozmezí 30 – 150 ms. Je obecně dáno, že tkáně s vysokým obsahem vody mají dlouhé časy T_1 i T_2 , naproti tomu tkáně obsahující tuk mají ve srovnání s tekutinou své časy relativně krátké. Je to zapříčiněno tím, že molekuly tuku jsou ve srovnání s molekulami vody mnohem větší a tím pádem se ve svém prostředí pohybují daleko pomaleji – právě protony využívají pomalého pohybu molekul tuků, protože je pro ně daleko snazší jim předat jejich přebytečnou energii.

Precesní pohyb se nachází v opačném směru a lze jej změřit. Při použití 90° a 180° impulsů se využívá polovičních časů, který se sčítá do finálního času je označován jako echo čas - TE (Time to Echo). Echo je označováno jako příjem signálu po vyslání 180° impulsu. Doba, která je mezi jednotlivým 90° pulsy se označuje jako repetiční čas TR (Time to Repeat). [10.] s. 11

3.3.3 Základní vyšetřovací postupy

Nejvyužívanějšími vyšetřovacími technikami je zobrazování vážení podle T_1 a T_2 relaxačních časů. Excitační impulsy se častokrát opakují mezi jednotlivými relaxacemi a tato série impulsů se nazývá sekvence. Tento typ vyšetření je označován jako spin-echo sekvence (SE). Velikost podélné magnetizace přímo ovlivňuje magnetizaci příčnou, což vypovídá o tom, že jsou relaxační časy T_1 a T_2 na sobě zcela závislé. Velikost podélné magnetizace je ovlivňována příčnou magnetizací. V praxi toho docílíme tak, že při opakování impulsů se nečeká, až podélná magnetizace dosáhne svého maxima, ale k impulsu dochází dříve, což je zapříčiněno zkrácením doby vyšetřování. Je tedy dáno, že čím bude podélná magnetizace větší, tím bude větší i magnetizace příčná. U tkáni, které disponují velkým obsahem vody bude poté signál o poznání slabší, než signál tkáně tukové. Jsme tedy schopni změřit rozdíly intenzity signálu (SI) v jednotlivých tkáních, které budou mít rozdílné odstíny šedi. Toto zobrazení je označováno jako T_1 vážený obraz – T_1 v.o. Doba TR i TE je u T_1 obrazů krátká, např. 500 ms/ 20ms.

T_2 zobrazení, je závislé na době, kterou potřebuje k příčné relaxaci. U T_2 je TR i TE naopak charakterizováno dlouhými časy. Důvodem je fakt, že jakmile tkáň s dlouhým relaxačním časem T_1 dosáhne původní velikosti podélné magnetizace, nebude mít rozdíl T_1 relaxačních časů v tkáních zřetelný. Převáží ale změny v magnetizaci příčné a to nám umožní měřit rozdíly v T_2 časech. Čím je delší čas T_2 , tím je intenzita signálu větší. [5.] s.11

3.3.4 MR sekvence

Základními sekvencemi jsou Spin-Echo (SE) sekvence, mezi které patří T₁, T₂, PD

T₁ vážené obrazy

T₁ vážené obrazy disponují krátkým TR i TE. Doba TR je například 500 ms, doba TE je okolo 20 ms. Je dáno, že u T₁ jsou solidní tkáně (např. mozek) světlejší než tekutiny. T₁ v.o. je základní sekvencí u valné většiny vyšetření, je využíváno hlavně k přesné anatomické verifikaci. Určitou nevýhodou tohoto zobrazování je překrývání fyziologické tekutiny s edémem. Tekutina (likvor, moč, žluč) je při zobrazování tmavá – hyposignální. Tuk je bílý – hypersignální. Solidní tkáně (mozek) jsou světlejší – lehce hypersignální. Kalcifikace, proudící krev, kompakta jsou naopak asignální.

T₂ vážené obrazy

T₂ vážené obrazy naopak disponují dlouhými TR i TE. TR je například 2000 ms, doba TE je 90 ms. T₂ jsou protikladem T₁, tzn., že solidní tkáně jsou zobrazovány tmavší, než je tekutina. Vzhledem k tomu že T₂ sekvence jsou velmi dlouhé, využívají se zrychlené T₂ sekvence, např. FaSE. T₂ v.o. právě tyto sekvence slouží k časné detekci vody, což má obrovskou výhodu v průkazu edému, který je často prvotní fází patologického procesu. Oproti T₁ v.o. má malou hodnotu v posuzování veškerých anatomických struktur, ale je daleko lepší při posuzování tkáňových rozhraní. Tekutiny (likvor, moč, žluč) jsou bílé – hypersignální. Tuk je šedý – hyposignální. Solidní tkáně jsou při zobrazení tmavé – hyposignální. Kalcifikace, cirkulující krev, kompakta jsou asignální.

PD – proton denzitní obrazy

Jedná se o sekvence, které jsou variací T₂ sekvence. Jsou závislé na hustotě protonů vodíku. K dosažení PD obrazů dochází tak, že se vyšle radiofrekvenční impuls vychylující protony o 90°. Využití PD obrazů je méně časté, než je tomu u T₁ a T₂. Své hlavní uplatnění nacházejí zejména při vyšetření mozku nebo velkých kloubů. Tekutina se u PD obrazů zobrazuje jako tmavě šedá. Tkáně obsahující více vody (šeda hmota mozková) jsou tmavší než ostatní. TR je např. 200 ms, TE 20 ms. PD – proton denzitní obrazy jsou charakterizovány dlouhým TR, ale TE mají poměrně krátký. Znamená to, že rozdíly T₂ v tkáních jsou zanedbatelné. Obraz je přímo závislý na množství protonů vodíku v dané zobrazované tkáni.

[5.] s. 11 – 16

Inversion recovery

Lze jej přeložit jako obrácená sekvence obnovy podélné magnetizace. V principu se jedná o výrazně T_1 .v.o., kterého se docílí zvýšením podélné magnetizace přidáním 180° pulzu před standardní spin echo sekvencí s 90° a 180° excitací. Doba mezi 180° a 90° impulsy se označuje jako Inversion Time. Inversion recovery se využívají především v sekvencích s potlačením SI určitých tkání, potlačené struktury jsou poté výrazně hypo až asignální. Mezi inversion recovery sekvence patří:

STIR (Short Tau Inversion Recovery), na potlačení SI tuku. Využívá se hlavně v diagnostickém vyšetření páteře a velkých kloubů. Na pozadí černého tuku vynikají patologická ložiska, které jsou z větší části obsaženy vodou – jsou bílá. U kloubů lze lépe spatřit diferencovatelnou chrupavku i změny v části kompakty. Z důvodu, že při zobrazování pomocí T_2 v.o. má tekutina i tuk téměř totožnou intenzitu signálu, je jejich odlišení téměř nemožné. Právě proto jsou STIR sekvence v oblasti diagnostiky muskuloskeletálního systému tolik nezbytné.

FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery) na potlačení SI vody. Protože jsou likvor i ostatní tekutiny asignální, využití FLAIR sekvencí je největší hlavně v diagnostice mozkových patologií. Na T_2 v.o. je likvor a některá patologická ložiska hypersignální (bílá) a proto jsou navzájem špatně rozlišitelná. Pokud je při zobrazování pomocí FLAIR určité ložisko hypersignální – tmavé, jedná se o starší ložisko (např. pseudocysta), která obsahuje mozkomíšní mok nebo jiné tekutiny. Nejčastějším diagnostickým zobrazením kdy se FLAIR využívá, je diagnostika roztroušené sklerózy, protože plaky onemocnění jsou hypersignální. [5.] s. 16-17

Ostatní sekvence

Mezi další klasické MR sekvence patří partial saturation sequence a saturation recovery sequence, jejichž překlad je sekvence částečné a úplné obnovy podélné magnetizace. Obě tyto sekvence využívají pouze repetovaných 90° pulsů, které jsou příčinou otáčení vektoru podélné magnetizace do roviny příčné, ve které lze jeho velikost měřit. Rozdíl mezi těmito sekvencemi je v intervalu relaxace mezi jednotlivými pulsy. Partial saturation sequence má tento interval krátký. 90° přichází v době, kdy tkáň ještě nestačila plně nabýt

svoji podélnou magnetizaci. U Saturation recovery je tomu opačně, protože se mezi jednotlivými pulzy stačí obnovit. [10.] s. 17

Vzhledem k tomu, že doba základních sekvencí je někdy až příliš dlouhá, stále se hledají sekvence, které by dobu vyšetření zkrátily, ale ne za cenu, že by došlo k zhoršení kvality obrazu. V současné době to umožňují hlavně gradientní echa (GE nebo GRE) a tzv. turbo sekvence, které využijí v rámci jedné excitace sérii 180° pulzů k náběru více řádek hrubých dat do k-prostoru, takže za jediný TR interval lze místo jedné řádky k-prostoru zaplnit řádek třeba i několik desítek. Tím se dramaticky zkracuje vyšetřovací doba. Hlavní podstatou rychlých gradient echo sekvencí je náhrada 90° a 180° vychýlení. U gradientního echa je vychylovací úhel jen $5 - 70^\circ$. Podélná magnetizace setrvává a můžeme využít sérii další rychlých pulzů. Využívají se gradientní cívky, jejichž magnetické pole se na krátkou dobu připojí k základnímu B_0 magnetickému poli. Výsledkem je gradientní echo, které je následně detekováno jako silný signál.

„U dalších typů rychlých sekvencí je 90° impuls následován sérií odlišných gradientů. Doba vyšetření se zkrátí z původních 5-7 minut až na desítky, někdy i jednotky sekund. Nejpoužívanějšími názvy jsou Turbo Spin Echo (TSE), Fast Spin Echo (FSE), Turbo FLASH apod.“ [5.] s. 12

Mezi další, zcela běžně užívané možnosti patří multi-slice sekvence (více řezů najednou), při kterých se vybraným řazením excitací využije čekání v TR k tomu, aby bylo možno snímat signály ze sousedních řezů, jejichž tkáně byly excitovány dříve.

Cirkulující krev neudává na základních sekvencích žádný signál. Při zobrazování jsou protony orientovány příčně radiofrekvenčním impulsem, ale okamžitě odtékají mimo dosah zobrazované roviny a jejich signál není proto měřitelný. Do oblasti zobrazení přitékají protony s normální longitudinální magnetizací, cévy proto budou bez signálu a zobrazí se zcela černě. Tento jev je označován jako flow-void fenomén (vyprázdňený tok). [5.] s. 12

3.3.5 MR obraz

Technika zobrazení závisí na výběru vrstvy a kódování prostorových souřadnic.

Výběr vrstvy je ovládán gradientními cívkami, které uspořádají tok do třech rovin x,y,z – tedy do roviny transverzální, koronární a sagitální. Díky tomu můžeme zobrazit vyšetřovaný orgán ve třech rovinách, což je jednou ze zásadních předností vyšetřování pomocí MR. Pomocí gradientních cívek je rovněž stanovena i tloušťka vrstvy. [5.] s. 13

K tomu, aby bylo možné určit nejen rovinu řezu, ale i jeho tloušťku, je potřeba využít navzájem se doplňujících postupů. Pravidlem je nevysílat do tkáně impuls pouze o jedné přesně cifikované frekvenci, nýbrž využívat tzv. pulsní pásmo – což znamená, že se do tkáně vyšle úzké spektrum frekvencí například v rozmezí 22,565 – 22,569MHz. Díky tomu, že se zvolí vhodná strmost magnetického gradientu aplikovaného vyšetření v dlouhé ose těla, je vymezena rovněž tloušťka oblasti, ve které se zohlední rezonanční efekt použitého pulsního pásma. Čím je tedy pulsní pásmo užší a čím strmější je aplikovaný magnetický gradient, tím je tloušťka vybraného řezu menší. K získání obrazové informace o poměrech ve tkáních, kterými je určitý MR řez veden, se docílí tak, že se s časovým odstupem aplikuje nový gradient, který bude tentokrát orientován nikoliv rovnoběžně s dlouhou osou těla, ale kolmo na ni. Výsledkem je, že protony rozmístěné v jakýchkoliv sloupcích daného řezu budou emitovat signály o různých frekvencích. Takto aplikovaný magnetický gradient je označován jako frekvenci určující gradient. [10.] s. 22 – 23

K–prostor

K–prostor, představuje matici uložených hrubých dat z MR vyšetření, kdy do jednotlivých řádek matice se zapisují nasnímané RF signály z jednotlivých ech, která jsou uvozena každé jinou amplitudou fázi určujícího gradientu. Zásadní vlastností k-prostoru je fakt, že v jeho centru jsou informace definující kontrast v MR obraze, řádky v periférii k-prostoru určují obrazovou ostrost (prostorové rozlišení). V jeho centru je signál podstatně výraznější než na periférii. Při různých nových metodách zrychlujících dobu vyšetření se některé periferní řádky k-prostoru vypustí a tím se podstatně zkrátí rekonstrukce a tvorba MR obrazu, tzv. half-Fourier techniky.

Kvalita vzniklého MR obrazu je zcela závislá na vnitřních a vnějších podmínkách.

3.3.6 Vnitřní podmínky

1. Spinová hustota udává množství volných jader vodíku v jednotce objemu. Čím je počet protonů v objemové jednotce vyšší, tím vydává zobrazovaná tkáň vyšší signál. Opačně je tomu u tkání s nízkým počtem volných vodíkových jader. Tedy, čím je větší statické magnetické pole, tím je větší počet aktivovaných volných protonů. Schopnost tkáně stát se

magnetickou je označována jako magnetická susceptibilita. Látky obsahující nepárové elektrony v obalu mají pozitivní susceptibilitu – látky jsou paramagnetické a ferromagnetické. Vlastnost paramagnetických látek spočívá v tom, že jsou schopné vytvářet dočasné makroskopické magnetické pole, tkáň zmagnetizují. Tyto látky jsou obsaženy v edému a krevních metabolitech. Ferromagnetické látky udržují magnetické pole trvale.

2. MR obraz je zásadně ovlivňován také relaxačními časy a to z důvodu, že tkáň má své relaxační časy různé. Příkladem je mozek a likvor. Mozek má své relaxační časy kratší, než likvor.

3.3.7 Vnější podmínky

1. Mezi vnější podmínky, které ovlivňují tvorbu MR obrazu patří hodnoty TE a TR. S poklesem TR klesá i amplituda signálu. Hodnoty TR i TE lze jednoduše pozměnit.
2. Velikost statického magnetického pole. Intenzita signálu je zvyšována s druhou mocninou B_0 , ale velikost šumu roste lineárně. Obrovský význam má také homogenita B_0 , protože čím je větší, tím je obraz kvalitnější. Právě pro svůj význam je homogenita často kontrolována a její kontrola je navíc součástí pravidelných revizí přístroje.
3. Velikost matice a tloušťky vrstvy. Trojrozměrný obraz objektu je skládán z voxelů – nejmenší objemová jednotka, která je samostatně zobrazitelná a pixelů – jedná se o dvojrozměrné zobrazení voxelů. Čím je matice větší, tím je objem voxelů menší. Obecně platí, že čím je menší objem voxelů, tím je obraz detailnější. Podobně je tomu i u excitací, protože čím je počet excitací větší, tím je dosaženo kvalitnějšího obrazu. [5.] s. 13 - 14

3.3.8 Artefakty MR obrazu

Artefakty MR obrazu jsou definovány jako falešné změny intenzity signálu, tvaru a polohy zobrazovaného objektu, které nejsou zapříčiněné patologickým procesem, ale vznikly až v průběhu vyšetření. Zdrojem artefaktů mohou být nedostatky v MR přístroji, ale také biologické procesy ve vyšetřovaném pacientovi. Nejčastějšími artefakty jsou tzv. pohybové artefakty, mezi které řadíme: dýchání, srdeční pulsace, peristaltické pohyby střev, krevní tok, či pohyb mozkomíšního moku. Při použití rychlých sekvencí v nádechu se docílí toho, že se zbavíme artefaktů, které jsou zapříčiněny pohyby hrudníku. Vzruchy srdce a jeho měření se synchronizuje prostřednictvím EKG, měření se dělá v pauzách mezi systolou a diastolou (EKG gating). Mimo pohybové artefakty se udávají také artefakty chemického posunu. Tyto artefakty jsou zapříčiněny změnou frekvence v okolí vyšetřované roviny. Jejich důsledkem je zvýšení nebo snížení intenzity signálu na rozhraní tkání s velkým obsahem tuku a vody. Tento jev se nejčastěji znázorňuje na rozhraní tuků a svalů. Další artefakty jsou způsobeny nehomogenitou magnetického pole, které mohou způsobit zkreslení obrazu. Nehomogenita obrazu je závislá především na kvalitě magnetu a korekčního systému, ale může být

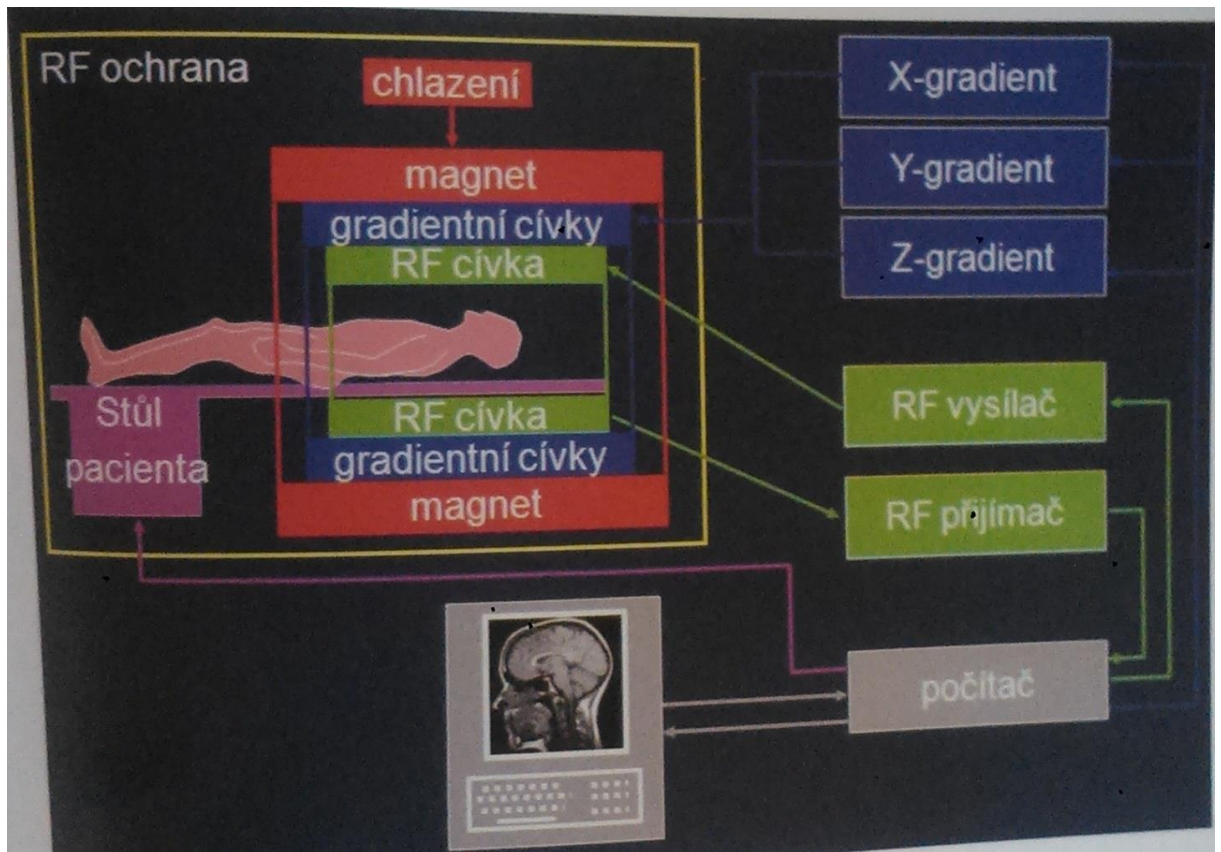
způsobena také přítomností jakýchkoliv kovových implantátů v těle pacienta jako jsou: endoprotézy, ocelové střeptiny, kovové pigmenty v make-upu a jiné. [5.] s. 15

3.3.9 Přístroj magnetické rezonance

Přístroj magnetické rezonance je tvořen silným magnetem, gradientním systémem – je tvořen gradientními zesilovači a gradientními cívkami uspořádanými ve třech směrech a radiofrekvenčním systémem – tvoří jej radiofrekvenční generátor a vysílací cívky pro generování radiofrekvenčních pulsů Obrázek 7. Dále přístroj obsahuje systém pro zpracování emitované energie, tedy soustavu přijímacích cívek, předzesilovačů a zesilovačů získaného signálu propojenou se systémem, který se stará o zpracování a digitalizaci. Nezbytná součást je řídicí a rekonstrukční počítač. Nepostradatelnou součástí je samozřejmě i systém pro uložení pacienta kde patří: stůl, či podpěra stolu. Pro různá vyšetření (včetně MR srdce) je zapotřebí, aby byl MR přístroj také vybaven systémem pro monitorování fyziologických funkcí pacientů – EKG, dechový cyklus a periferní pulz. Celá magnetická rezonance musí být umístěna ve stíněné místnosti (Faraadayova klec – je tvořena dobře vodivými pláty z dobře vodivého materiálu z ocelových blížů a měděného plechu, v okolí stacionárního magnetu [5.] strana 25), sloužící k odstínění radiofrekvenčních pulsů z okolí, což chrání elektrické přístroje. Tomografy lze rozdělit podle tvaru magnetu na cylindrické a otevřené. K použití přístroje k celotělovému klinickému použití se v současnosti využívá technologie supravodivosti k dosažení homogenního a časově stabilního magnetického pole. Supravodivost se dosahuje za pomoci chlazení kapalným héliem. [7.] s. 29



Obrázek 6 1,5T MR přístroj od firmy Philips



Obrázek 7 Schéma magnetické rezonance [7.] barevná příloha s. 1

Podle síly magnetického pole B_0 se MR přístroje dělí na:

- Do 0,2 T velmi nízké (ultra low field)
- Do 0,3 T nízké (low field)
- 0,5-1,0 T střední (mid field)
- 1,0-4,0 T vyšší (high field)

3.3.10 Výhody a nevýhody jednotlivých MR přístrojů

Je dáno, že čím vyšší je magnetická indukce daného přístroje, tím je lepší poměr signál/šum. Přístroje nad 1,0 T umožňují jakékoliv typy vyšetření – jak nejrůznější typy sekvencí nutných k zobrazení srdce, MR angiografii a jiné. Mezi nevýhody se řadí hlavně zahřívání okolních tkání a vyšší je i riziko v případě ferromagnetických materiálů v těle pacienta.

3.3.11 Gradientní magnetický systém

Je tvořen třemi gradientními cívkami. Jejich proudové zdroje jsou uloženy v prostoru stacionárního magnetu a gantry, takže je nelze vidět. Cívky slouží k výrobě magnetického pole ve všech třech osách (x,y,z) a tím usměrňují obraz do tří základních rovin. Rovněž jsou zodpovědně za tloušťku jednotlivých vrstev. Magnetická indukce cívek je 100x menší než síla

B_0 . Důležitá je strmost nástupu zvoleného magnetického gradientu. Čím je strmější, tím je tenčí vrstva. Při každém vyšetření jsou vydávány akustické zvuky, o které se starají právě tyto gradientní cívky.

3.3.12 Povrchové cívky

Povrchové cívky (surface coils) se přikládají přímo k vyšetřovaným částem těla a jsou různě tvarovány. Jsou označovány jako přijímací cívky. Díky tomu, že jsou umístěny přímo na vyšetřované části těla, zlepšují kvalitu zobrazení při vyšetření. Jsou složeny ze závitů mědi nebo stříbra, je v nich indikován proud o velikosti jen několika mikrovoltů. Pomocí analogo-digitálního převaděče se přenáší do počítače, ale ještě předtím zesilují mnohonásobně svůj proud a ten mění jejich frekvence z MHz do kHz. U cívek je velmi důležitá také jejich geometrie. Závity cívky musí být co nejbližší u vyšetřovaného povrchu, aby cívka zachytila i slabší signály z hloubky objektu. Jednotlivých druhů cívek je celá spousta, mezi nejvyužívanější patří: hlavová cívka (head coil), krční páteřní cívka (cervical spine coil), srdeční cívky, speciální cívky (ramenní, kolenní)

Permanentně zabudované cívky obkružují celé tělo pacienta. Slouží jako vysílač excitačních frekvencí B_0 , v těžce chvíli pracují také jako přijímač signálu. Jsou využívány jako celotělová cívka (whole-body coil). Oproti povrchovým cívkám jsou relativně daleko od těla pacienta. [5.] s. 21-23

3.3.13 Kontraindikace MR

Zobrazování pomocí magnetické rezonance je považováno za zdraví neškodné.

- **Absolutní kontraindikace**
 - implantovaný kardiostimulátor nebo defibrilátor (s výjimkou MR kompatibilních kardiostimulátorů)
 - elektronické implantáty (kochleární, inzulinová pumpa atd.) pokud není písemně doložena její MR kompatibilita
 - kovová cizí tělesa z jiného než prokazatelně nemagnetického kovu – intrakraniálně, intraorbitálně
 - aneuryzmatické cévní svorky (klipy), pokud není písemně doložena jejich kompatibilita
- **Relativní (potenciálně nebezpečné)**
 - stenty, žilní filtry, kovový embolizační materiál a okludery méně než 6 týdnů po implantaci, pokud není písemně doložena jejich MR kompatibilita

- kloubní náhrady, osteosyntetický materiál a dentální implantáty méně než 6 týdnů po implantaci, pokud není doložena jejich MR kompatibilita
- kloubní náhrady a osteosyntetický materiál se známkami uvolňování
- **Bezpečné**
 - náhrady srdečních chlopní s výjimkou cíleně udané MR nekompatibility
 - neaneurymatické chirurgické cévní svorky 6 a více týdnů po implantaci
 - svorky na žlučových cestách 6 a více týdnů po operaci
- **Kontraindikace podání MR kontrastu**
 - těhotenství
 - hemoglobinopatie
 - těžká renální insuficiencie [11.] s. 11

3.3.14 Kontrastní látky pro MR

Rozdělení kontrastních látek

Kontrastní látky pro MR je možné rozdělit na základě více kritérií. Nejčastějším kritériem jsou jejich magnetické vlastnosti, které je dělí na paramagnetické a superparamagnetické. Magnetismus látek je dán množstvím nepárových elektronů, tyto podmínky ideálně splňuje například gadolinium (Gd), které je tvořeno sedmi nepárovými elektrony. Hlavním významem těchto látek je, že zkracují T_1 relaxaci. Mezi superparamagnetické patří oxidy železa, jejichž důsledkem je zkracován především T_2 relaxační čas. Podle způsobu podání látky se dělí na látky, které se aplikují nitrožilně (většina), nitrokloubní a perorálně (méně časté). Speciální skupinu tvoří látky, jež jsou využívány pro zobrazování cévního řečiště. V současnosti je známá pouze jediná látka, která toto vyšetření umožňuje, navíc je dostupná jen v některých zemích. [3.] s. 15

Chemické vlastnosti kontrastních látek

Valná většina KL používaných v MR diagnostice má velmi podobné vlastnosti jako jodové kontrastní látky, které se využívají v radiologii a i tak mají své odlišné vlastnosti. Vylučování kontrastních látek z organismu je podobné jako u jodových KL, totožný je i poločas vyloučení těchto látek z organismu. Extracelulární paramagnetické látky se vylučují ledvinami z přibližně 95 %, $T_{1/2}$ vyloučení z organismu je do dvou hodin, ke kompletnímu vyloučení poté dojde za 24 hodin. Stejně jak je tomu u jodových KL, tak i paramagnetické KL nepřestupují neporušenou hematoencefalitickou bariéru. Osmolalita paramagnetických KL je

přibližně 500-2000 mosm/l, což je výrazně nižší než u jodových látek. Mezi odlišné vlastnosti se řadí relaxivita, protože látky ovlivňují magnetické chování.

Vedlejší účinky kontrastních látek

Při srovnání s jodovými látkami je u KL využívajících se pro MR zobrazování podstatně menší množství vedlejších účinků, avšak i zde by se mohly vyskytnout určité komplikace. Alergické reakce jsou u těchto látek velmi vzácné; jejich projevy i následná léčba je stejná jako u jodových KL. Specifickou pozdní reakcí může být nefrogenní systémová fibróza. Její výskyt je velmi vzácný, ale předejít se této komplikaci dá jednoduše, a to tak, že u osob se sníženými nebo neznámými renálními funkcemi, se budou podávat kontrastní látky s cyklickým řetězcem, u kterých nebylo prokázáno signifikantní uvolňování atomu gadolinia z chelátu. Velkou pozornost je potřeba věnovat v případě vyšetření těhotných. Aplikace KL sice není absolutně kontraindikována, ale je zde riziko postižení plodu při pomalé eliminaci této látky z plodové vody. Právě proto je kontrastní látka indikována pouze v život ohrožujících stavech matky a to v minimálním množství, výhradně cyklické kontrastní látky. V případě kojení je potřeba, aby matka po dobu 24 hodin od aplikace KL kojení přerušila. V případě, že má matka zhoršenou funkci ledvin, je podání kontrastní látky kontraindikované. [3.] s. 15 - 16

Extracelulární paramagnetické látky

Jedná se o nejrozšířenější skupinu KL. Nejsou však zcela homogenní, a to díky odlišné chemické struktuře, vyšší molaritě, vyšší relaxivitě a vazbě na krevní bílkoviny. [3.] s.15-16

4 PRAKTICKÁ ČÁST

Hlavním cílem této praktické části je, aby svým obsahem byla nápomocná všem radiologickým asistentům při provedení vyšetření srdce pomocí magnetické rezonance.

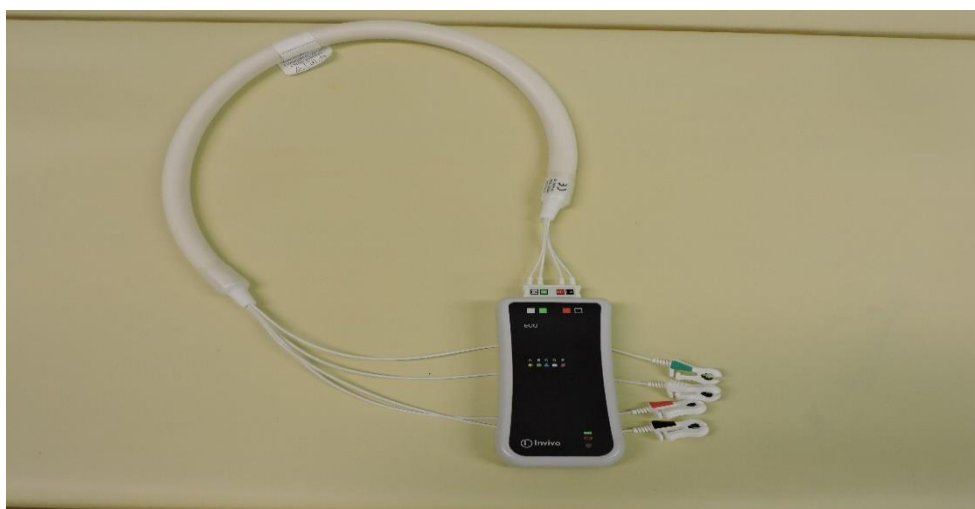
4.1 Příprava a uložení pacienta před vyšetřením

Příprava pacienta před vyšetřením není nijak složitá. Je nutné, aby byl pacient před vyšetřením poučen a srozuměn s průběhem vyšetření – je nutné, aby souhlasil a následně podepsal informovaný souhlas s vyšetřením, viz. PŘÍLOHY. Samotné vyšetření trvá 30 – 60 minut, proto je vhodné, aby bylo uložení pro pacienta pohodlné. Vzhledem k tomu, že kontrastní látky které se využívají v MR diagnostice jsou dobře snášitelné, není potřeba, aby byl pacient před vyšetřením lačný.

Před vstupem pacienta do vyšetřovací místnosti je radiologický asistent povinen poučit pacienta o zásadách podmiňující hladký průběh vyšetření, tj. pacient nesmí na sobě ani u sebe mít cokoli kovového, nebo zařízení které by mohlo silné magnetické pole poškodit (řetízky, hodinky, kardiostimulátory, inzulinové pumpy atd. viz. Kontraindikace MR).

Po řádném obeznámení pacienta s průběhem vyšetření, zavádí radiologický asistent nebo všeobecná sestra periferní žilní kanylu, která umožní aplikaci kontrastní látky přes injektor.

Po vstupu pacienta do vyšetřovací místnosti je pacient uložen na vyšetřovací stůl. Poloha pacienta je v leže na zádech, horní končetiny jsou volně podél těla, možno podložit nohy. Pacientovi jsou přilepeny 4 elektrody, které jsou napojeny na EKG modul s bezdrátovým přenosem signálu viz. Obrázek 8. Je potřeba, aby elektrody byly MR kompatibilní – při použití jiných nekompatibilních elektrod by mohlo dojít k zahřátí až popálení kůže.



Obrázek 8 EKG modul s bezdrátovým přenosem energie

Pokud by pacient při vyšetření volně dýchal – dechové exkurze hrudníku společně s bránicí způsobují pohyby srdce, docházelo by k znehodnocení obrazu skenované oblasti, proto je nutné, aby byly skeny prováděny ve výdechu. Detekce respiračních pohybů je sledována za pomoci bezdrátového modulu pro sledování respiračních pohybů, který je pacientovi umístěn do oblasti hrudníku. Součástí tohoto modulu může být i pulsní oxymetr, viz. Obrázek 9.

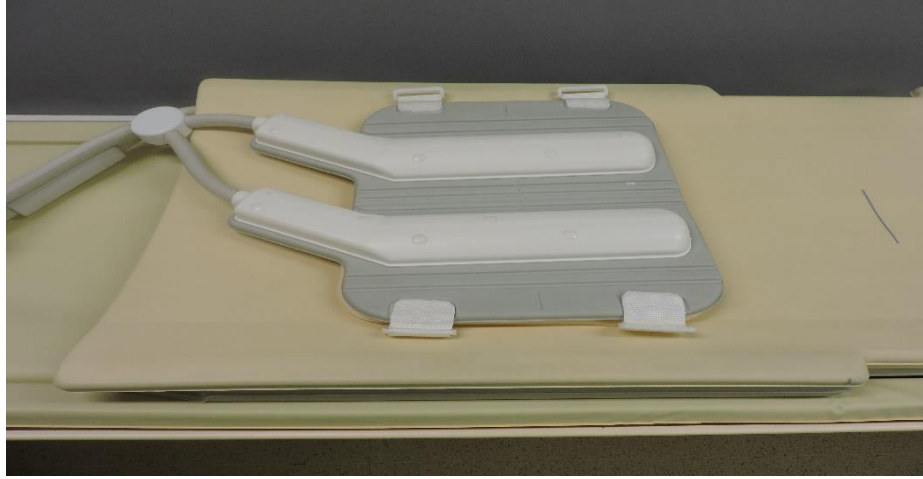


Obrázek 9 Modul pro bezdrátový přenos respiračních pohybů a pulsní oxymetr

Po napojení injektoru na periferní žilní kanylu, je na hrudník pacientovi přiložena srdeční cívka viz. Obrázek 10, která má velký podíl na výsledné kvalitě snímků. Snažíme se, aby byla cívka situována na střed srdce. Cívka je k tělu pacienta fixována popruhy - je potřeba dbát na to, aby cívka nebyla příliš stažená (nepohodlí pacienta).

Nyní je pacientovi vloženo do ruky signalizační zařízení, o jehož významu je pacient řádně poučen – slouží k přivolání personálu, kdyby došlo k jakýmkoliv komplikacím ze strany pacienta (nevolnost, pocit úzkosti, atd.). Poté je pacientovi znovu vysvětleno, že během vyšetření bude nezbytná jeho spolupráce k eliminaci respiračních pohybů.

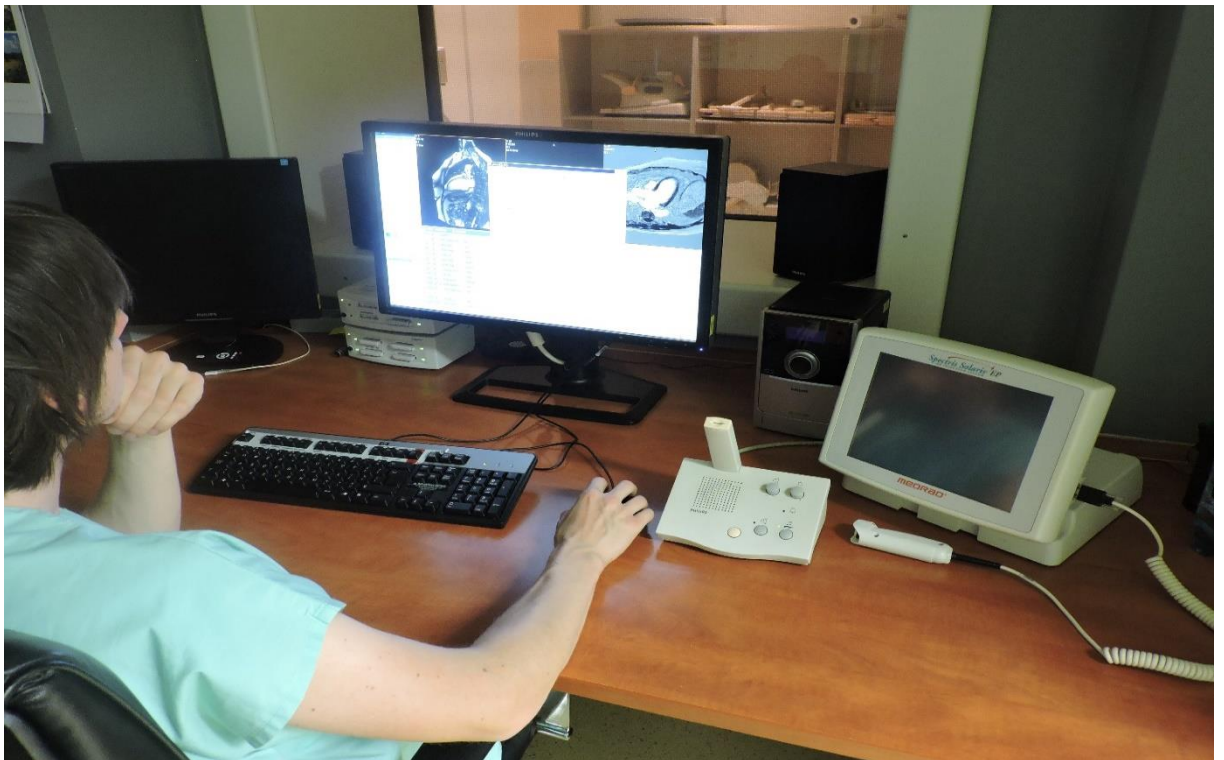
Pacientovi nasadíme sluchátka či špunty (sloužící ke snížení zátěže sluchového ustrojí, které by mohlo být zapříčiněno hlasitými zvuky, které MR přístroj vydává, viz. Obrázek 11), poté je pacient zasunut do gantry.



Obrázek 10 32-elementová srdeční cívka



Obrázek 11 Sluchátka eliminující hluk MR



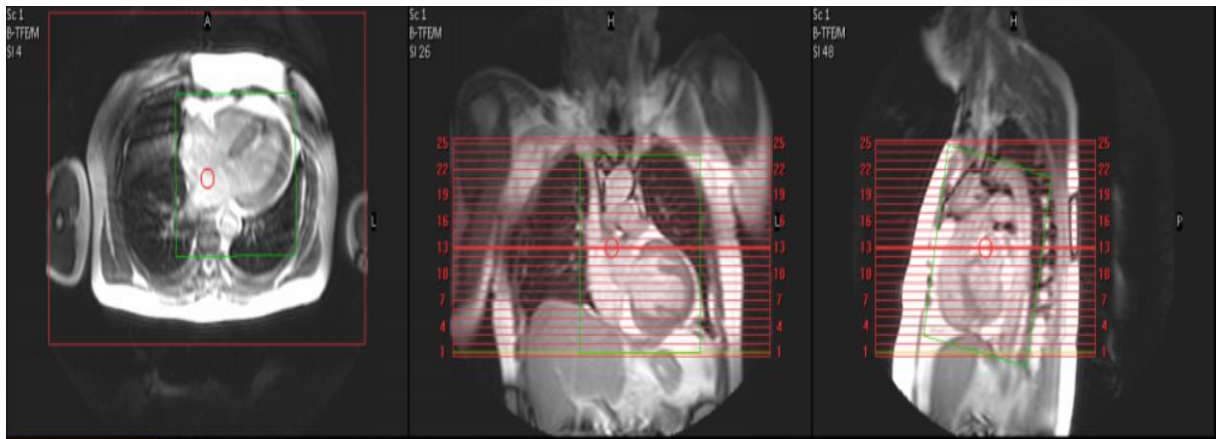
Obrázek 12 Ovladovna MR

4.2 Nastavování anatomických rovin

Při samotném výběru protokolu je vždy nutné, aby jeho výběr byl konzultován s lékařem.

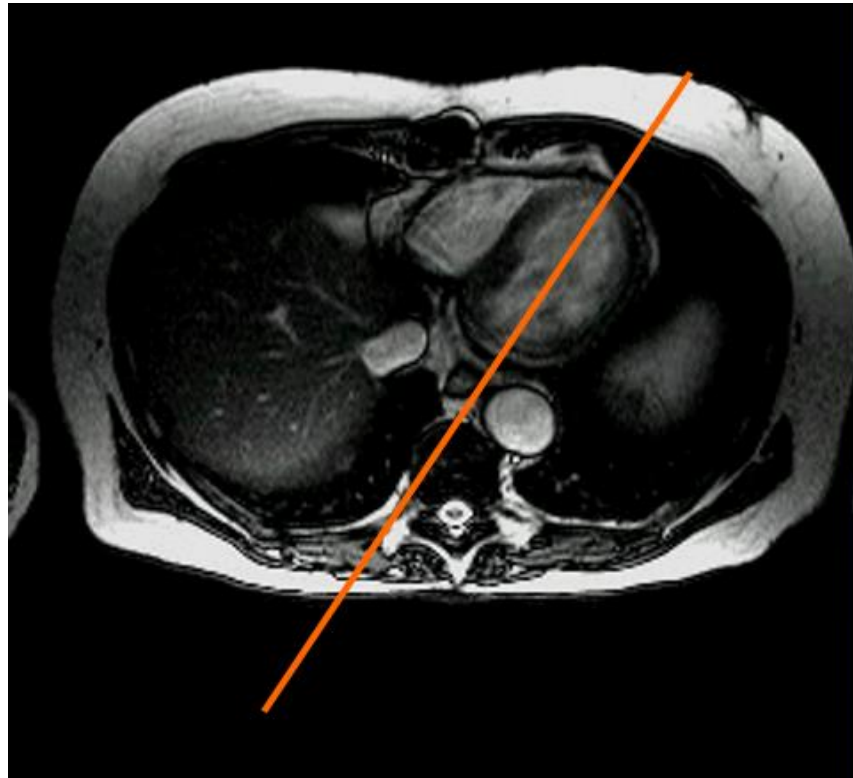
4.2.1 Plánování lokalizačních vrstev v příčné rovině

Je důležité, aby bylo zachyceno celé srdce v koronární i sagitální rovině. První vrstvu umístíme tak, aby byla nad obloukem aorty, poslední vrstva bude situována pod vústěním jaterních žil do dolní duté žíly. Získáme transverzální lokalizér, ze kterého budou plánovány další roviny, viz. Obrázek 13

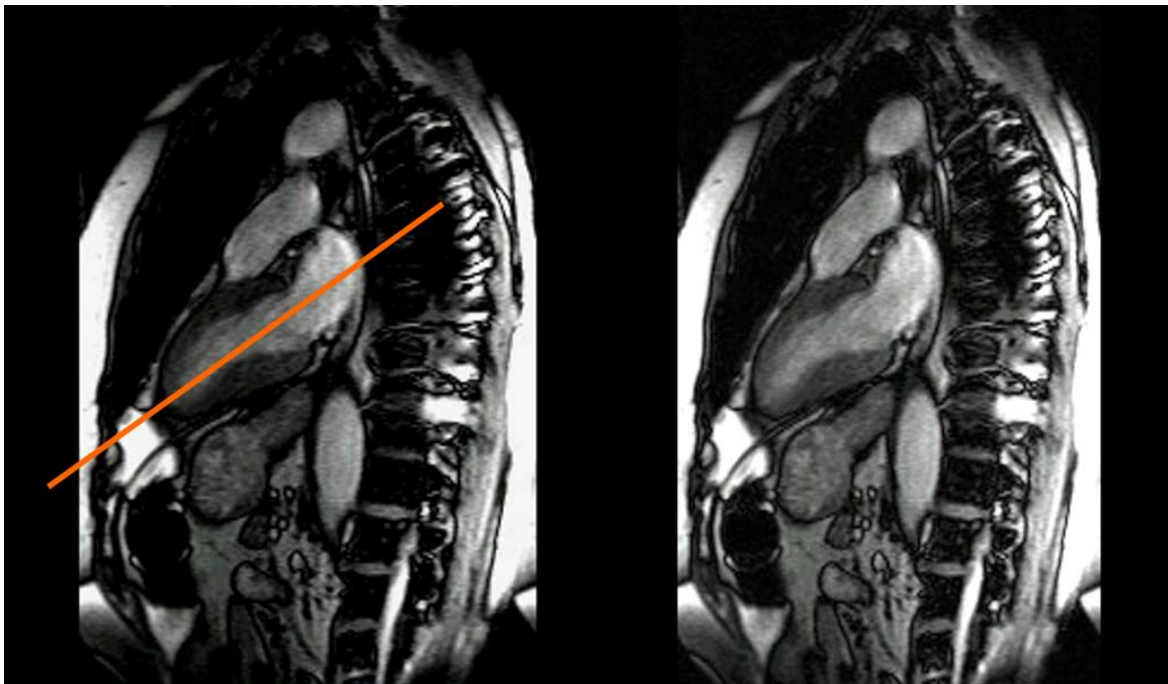


Obrázek 13 Nastavení lokalizačních vrstev v příčné rovině

Pokračujeme vytvořením lokalizéru ve vertikální dlouhé ose z transverzálního řezu. Lokalizační vrstva je paralelní se septem, musí procházet nejdelším rozměrem levé komory, viz. Obrázek 14. Získáme tzv. dvou dutinovou sekvenci, která je označována jako pseudo-2CH, pseudo-VLAX, kterou můžeme vidět v sagitální rovině, viz. Obrázek 15. Ze dvou dutinového lokalizéru získáme čtyř dutinový lokalizér pseudo-4CH, pseudo-HLAX. Získáme jej tak, že v horizontální dlouhé ose vrstvu nastavíme tak, aby procházela středem mitrální chlopně a hrotem levé komory, viz. Obrázek 15.



Obrázek 14 Lokalizér ve vertikální dlouhé ose transverzálního řezu



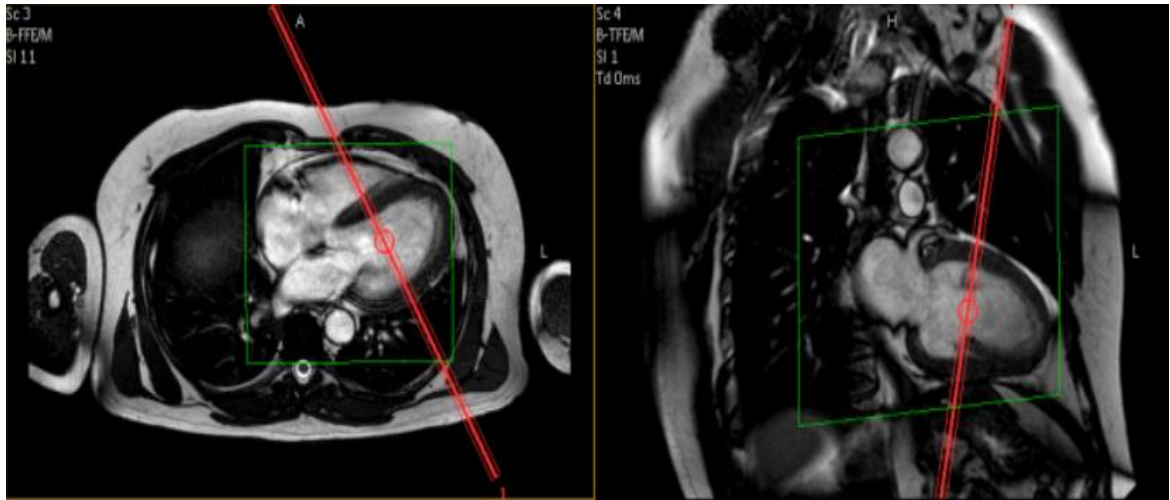
Obrázek 15 Pseudo-2CH zobrazení v sagitální rovině

4.2.2 Zobrazení krátké osy (SAX)

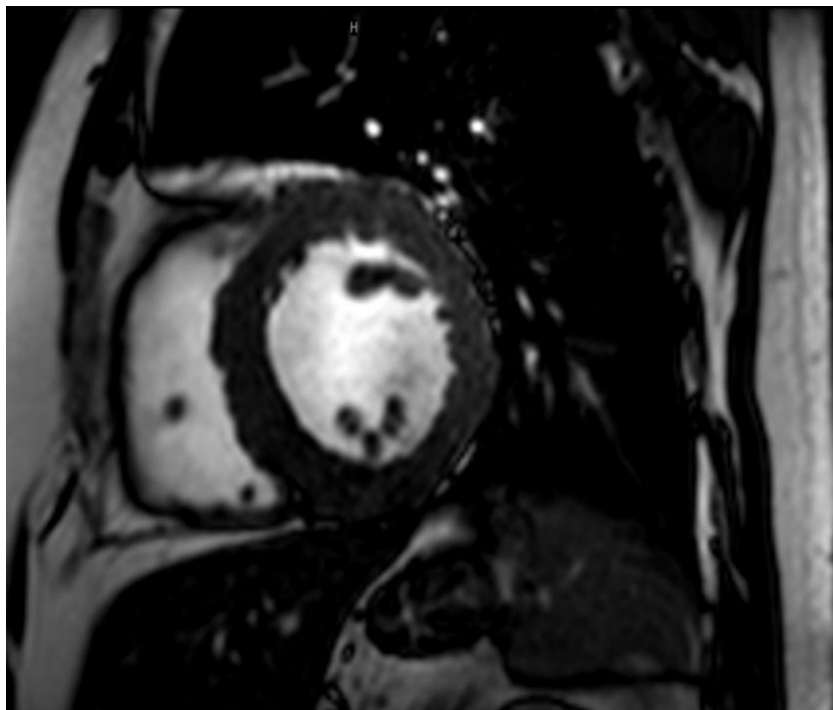
Vrstvy směřují rovnoběžně s AV chlopenními ústími. Jdou kolmo na komorové septum. První řez je nutné umístit nad úroveň mitrální chlopně, poslední řez směřuje až za srdeční hrot, viz.

Obrázek

16.



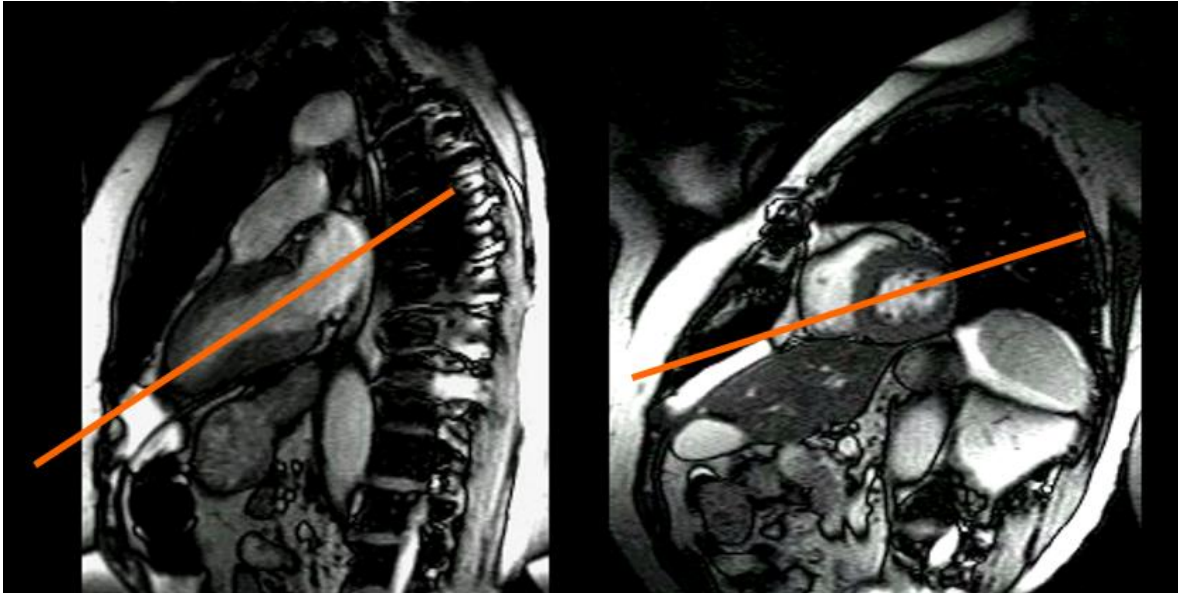
Obrázek 16 Plánování projekce v krátké ose (SAX)



Obrázek 17 Zobrazení v krátké ose (SAX)

4.2.3 Horizontální dlouhá osa – čtyřdutinová projekce (4CH/HLAX)

Plánujeme na SA řezech. Plánovaná rovina musí procházet středem levé komory a hrotem srdce, viz. Obrázek 18. 4CH rovina, viz. Obrázek 19



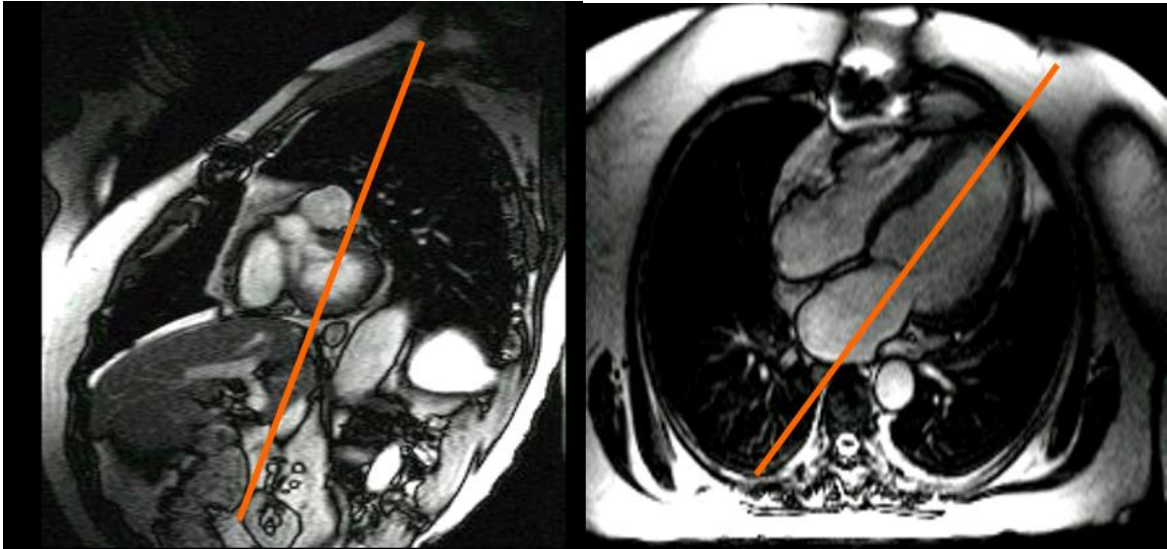
Obrázek 18 Plánování 4CH projekce



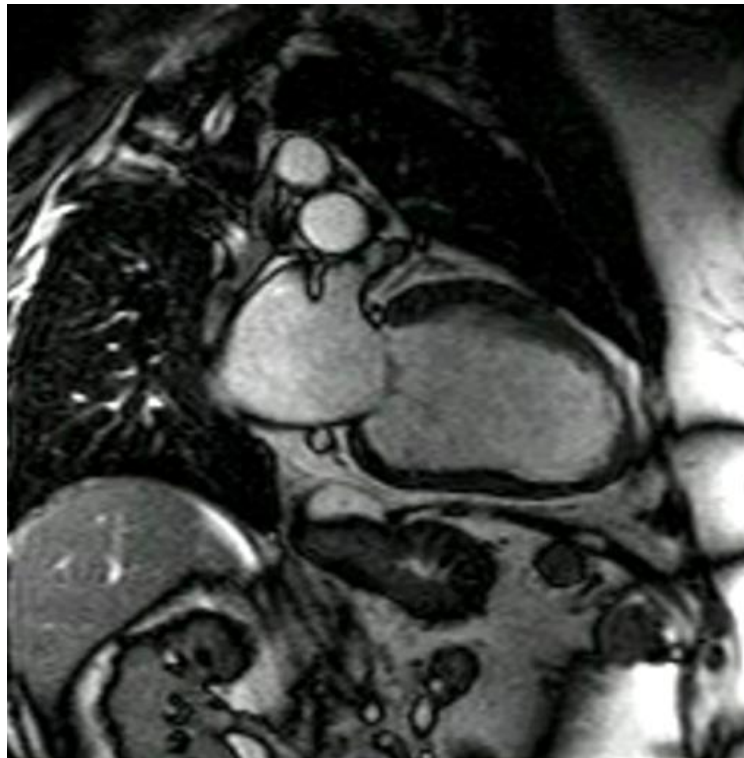
Obrázek 19 4CH projekce

4.2.4 Vertikální dlouhá osa – dvoudutinová projekce LK (2CH/VLAX)

Tuto rovinu směřujeme tak, aby byla rovnoběžná s komorovým septem v obou projekcích, musí procházet středem mitrální chlopně a hrotem levé komory, viz. Obrázek 20. Dvoudutinová LK projekce, viz. Obrázek 21



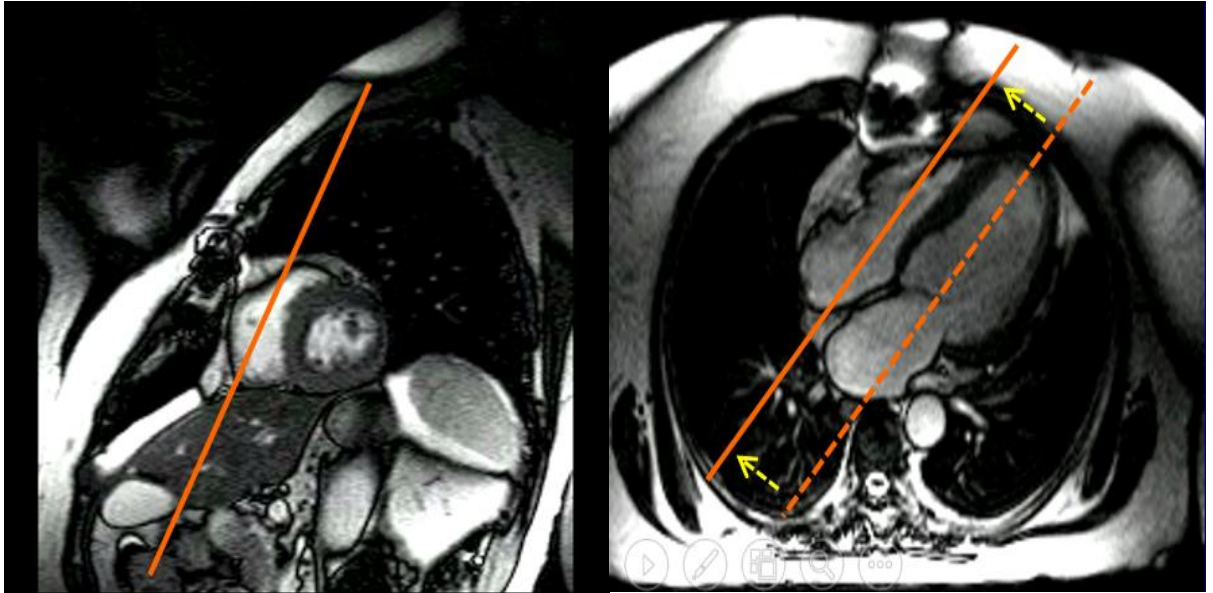
Obrázek 20 Plánování 2CH LK projekce



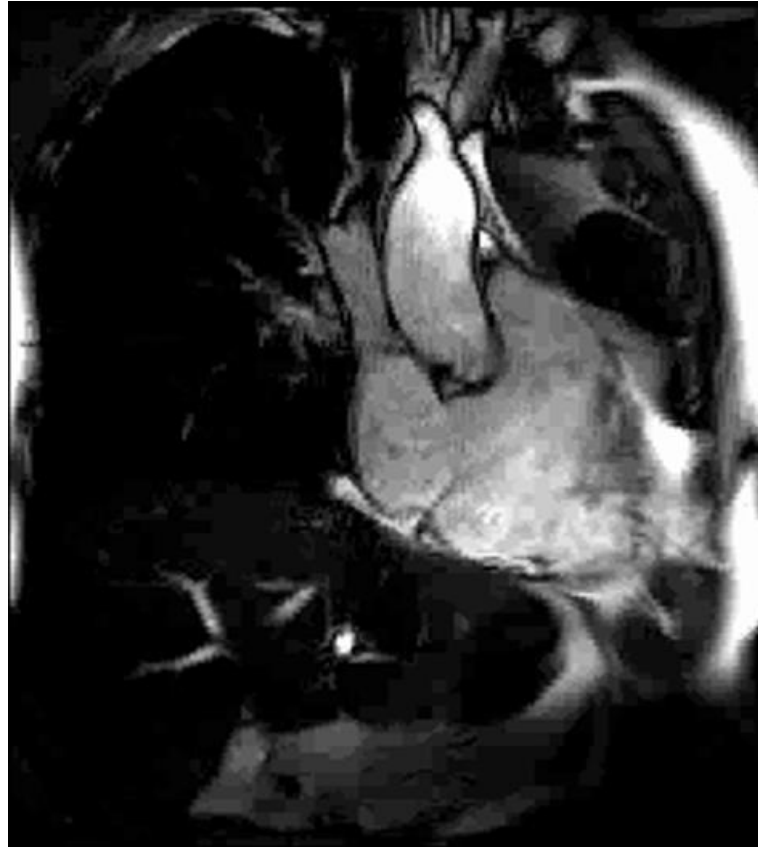
Obrázek 21 2CH LK projekce

4.2.5 Vertikální dlouhá osa – dvoudutinová projekce PK (2CH/VLAX)

Tato rovina je situována tak, aby byla rovnoběžná právě s levou dvoudutinovou, tedy s 2CH LK. Je důležité, aby procházela středem trojčepé chlopně, viz. Obrázek 22. Dvoudutinová PK projekce, viz. Obrázek 23



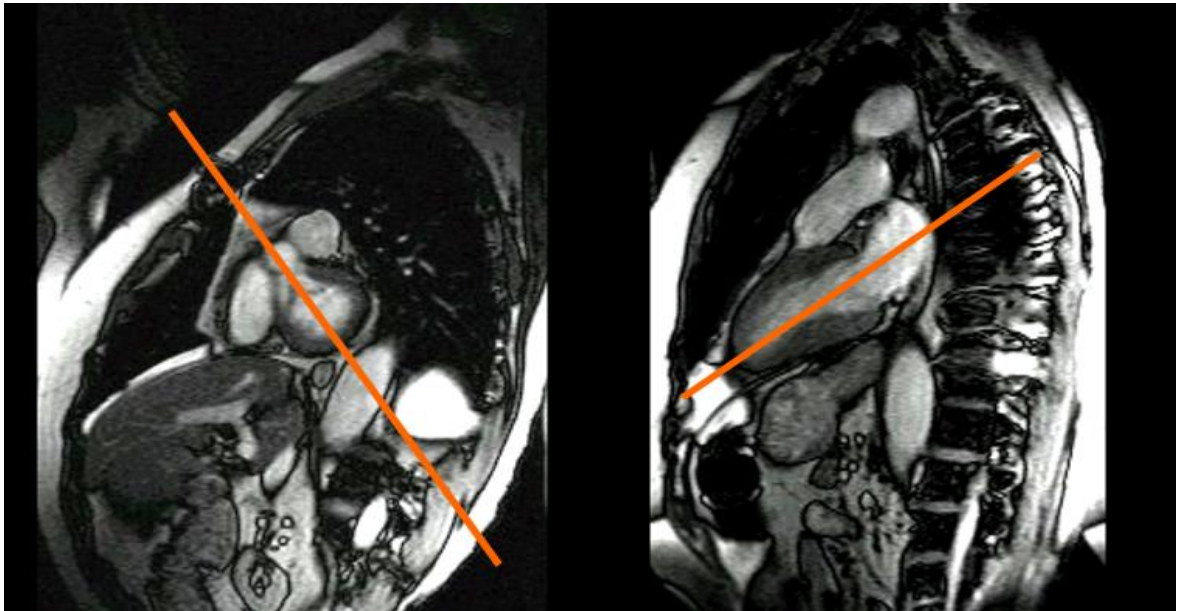
Obrázek 22 Plánování 2CH PK projekce



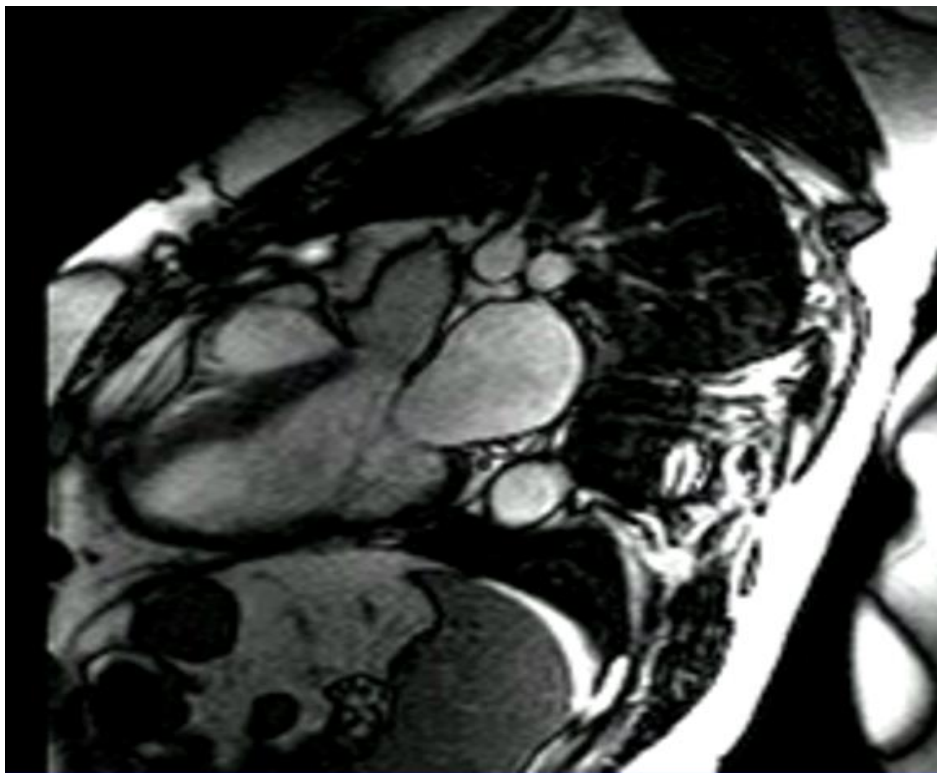
Obrázek 23 2CH PK projekce

4.2.6 Třídutinová projekce – 3CH - LVIO

Pomocí 3CH projekce zobrazíme pravou i levou komoru a levou síň. Rovinu směřujeme tak, aby byla kolmá na SAX. Rovina musí procházet středem mitrální a aortální chlopně a hrotem levé komory, viz. Obrázek 24. Na Obrázek 25 můžeme vidět výslednou třídutinovou projekci.



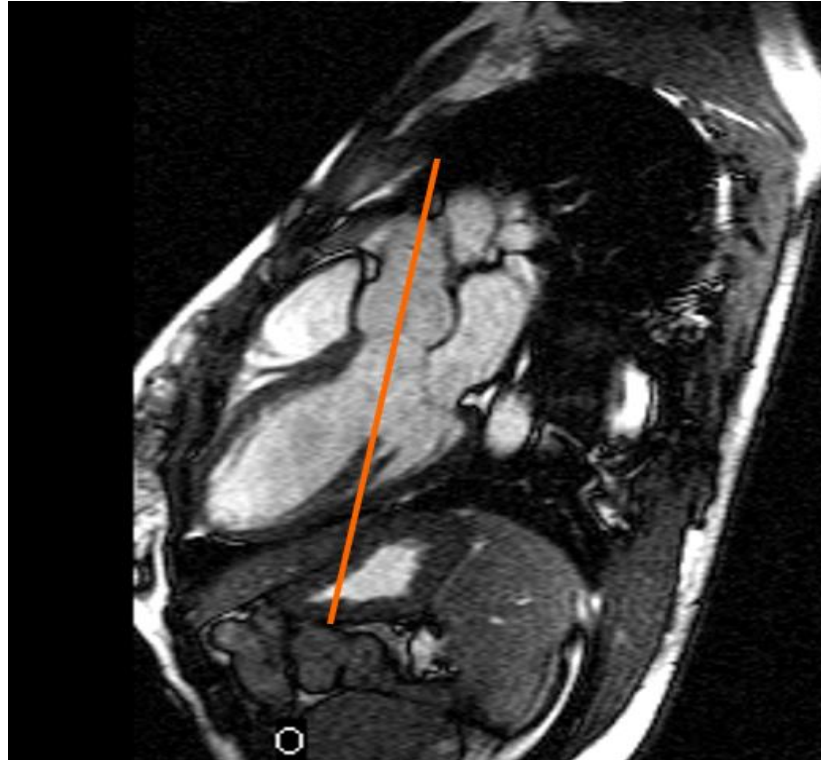
Obrázek 24 Plánování 3CH projekce



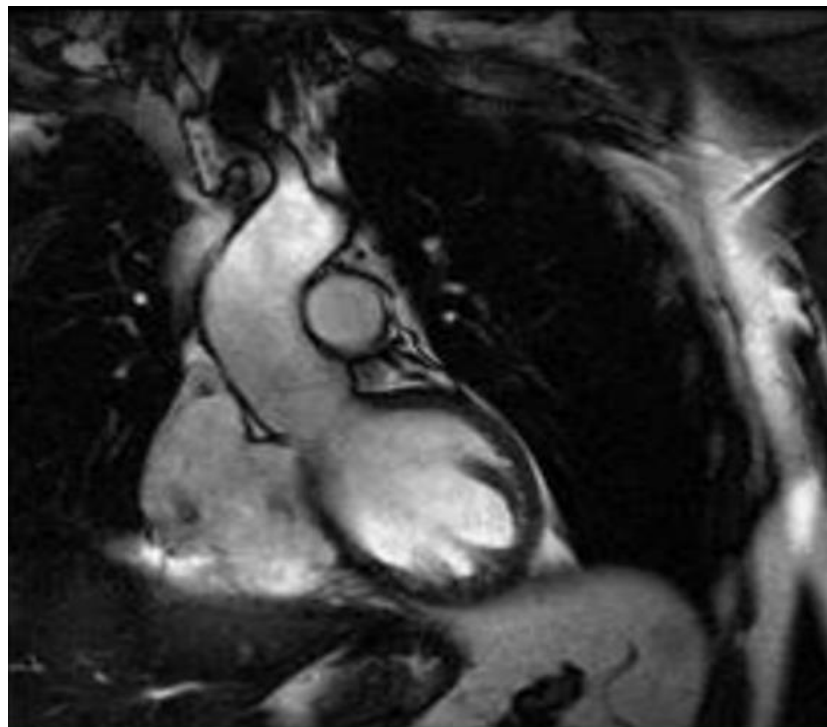
Obrázek 25 3CH projekce

4.2.7 Projekce na výtokový trakt LK (LVOT)

Prochází středem výtokového traktu levé komory a aortální chlopní na 3CH projekci, viz. Obrázek 26



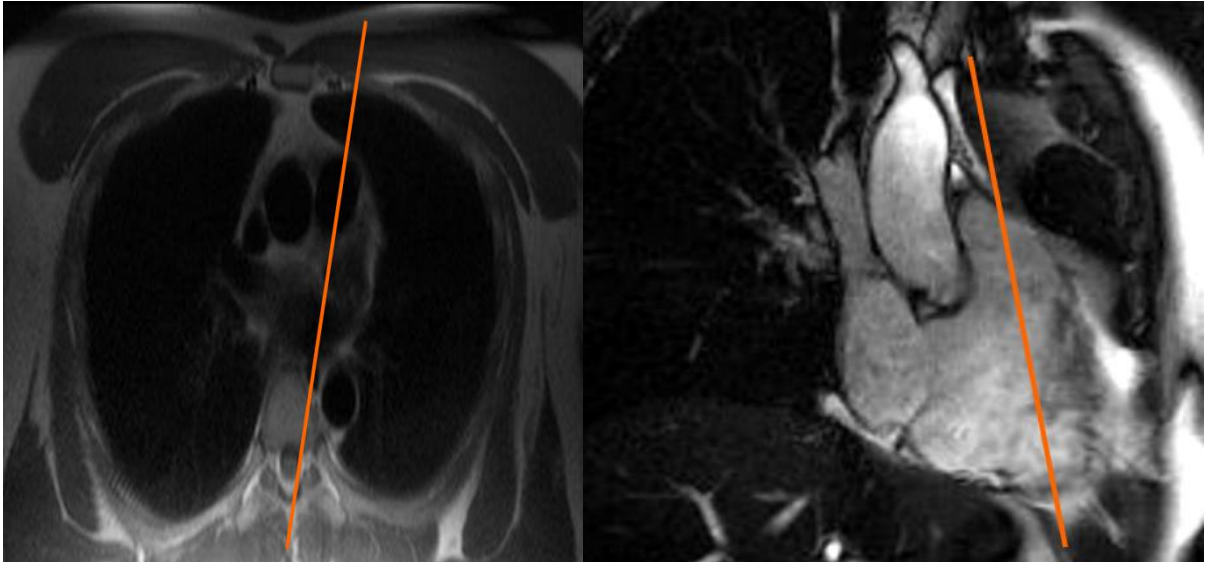
Obrázek 26 Plánování LVOT projekce



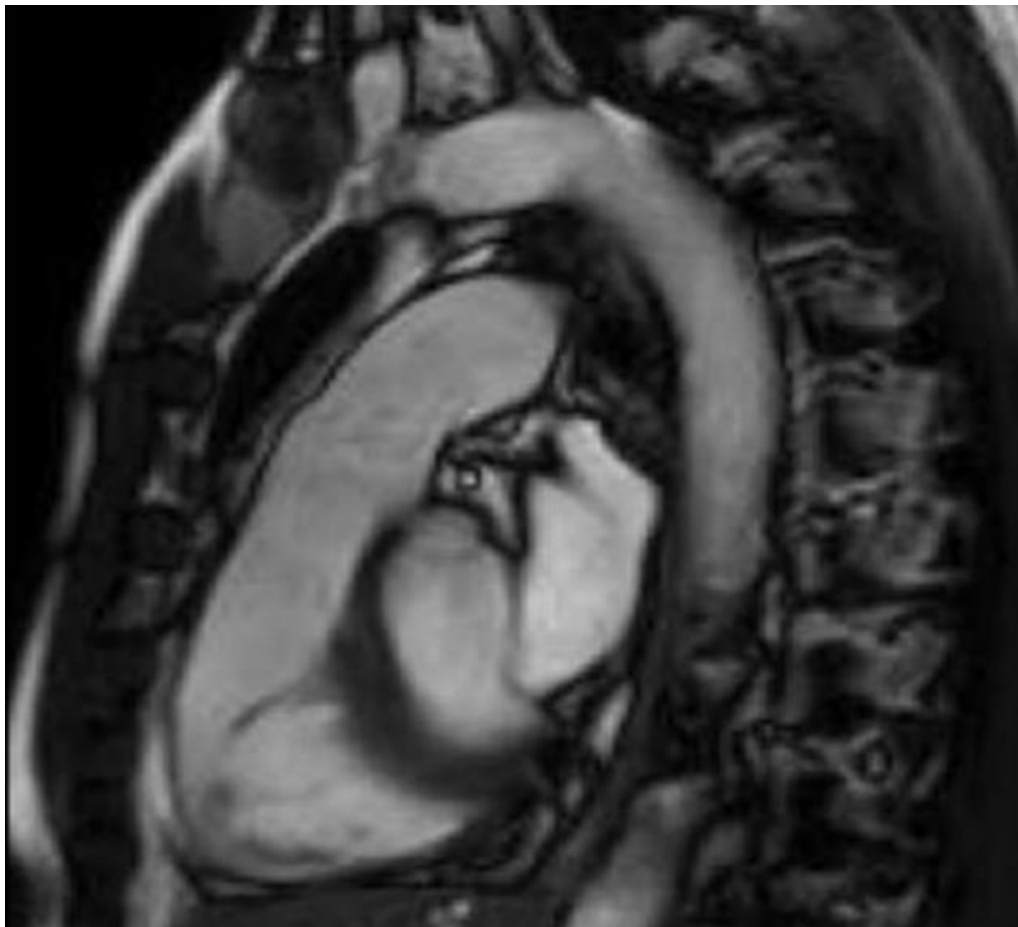
Obrázek 27 LVOT projekce

4.2.8 Projekce na výtokový trakt PK (RVOT)

Rovina prochází mírně šikmo sagitálně plicnicí na axiální vrstvě a středem výtokového traktu na pravé dvoudutinové projekci, viz. Obrázek 28



Obrázek 28 Plánování RVOT projekce



Obrázek 29 RVOT projekce

4.3 Typy sekvencí používané pro MR zobrazování srdce

4.3.1 Morfologické zobrazení srdce

Vyšetření je většinou tvořeno turbo spin echo sekvencí jak v T_1 váženém obraze, tak i v PD či T_2 v.o. Podle toho, jaká se očekává patologie se může provádět i v kombinaci se sekvencí s potlačením signálu tuku. Po aplikaci kontrastní látky se používají sekvence pro potlačení tuku spektrálního SPIR/SPAIR pulzu kombinovanou s T_1 váženou turbo spin echo sekvencí, možná je i kombinace s EPI (Echo Planar Imaging – sekvence s ultra-rychlou akvizicí dat). Pro sekvence je typické jejich zachycení v jedné fázi a jedné vrstvě (single phase single slice, statické sekvence). Je možné použít také sekvenci STIR (Short T_1 Inversion recovery) - jedná se o metodu s potlačením tuků využitím inverze magnetizace (IR) a T_1 relaxace. Celé vyšetření je prováděno v srdečních osách, ale z důvodů zrychlení je možnost využít i topologické roviny např. transversální. Celý sběr dat se zpravidla provádí v pozdní diastole, což je nejkliďnější srdeční fáze. Za pomoci paralelních akvizičních technik je možné provést více řezů v jednom nádechu.

4.3.2 Funkční zobrazování srdce

Charakteristickým rysem tohoto zobrazování je skenování ve formě jedné či více vrstev a to ve více fázích srdečního cyklu. Důležitou součástí je tím pádem propojení sběru dat s EKG signálem (synchronizování, EKG triggering). Díky svému velmi dobrému časovému rozlišení jsou využívány zejména gradientní echo sekvence (SSFP – Philips). Krev má vysokou intenzitu signálu při porovnání se signálem myokardu. Gradientní echo sekvence (B-FFE - Philips, TrueFISP - Siemens) jsou také využívány jako primární skeny pro zjištění jednotlivých srdeční os.

Celkové funkční vyšetření se provádí jako multifázové sekvence v rámci RR cyklu a skenuje se ve více vrstvách a to od báze po hrot srdeční – multi phase multi slice, dynamické sekvence.

Za zmínku stojí možnost využití tzv. mřížkové sekvence (REST GRID či SPAMM). Jedná se o množství saturujících pulzů, které vytvoří obraz mřížky v rovině sběru včetně označení myokardu. Původní deformované mřížky jsou poté posuzovány na lokální pohyb myokardu v rámci srdečního cyklu, díky tomu je možné posuzovat kontrakci i relaxaci myokardu. [7.] s. 34-36

4.3.3 Zobrazování srdce po podání kontrastní látky

Zobrazování perfuze srdce

Základem zobrazení perfuze je získání rozdílného kontrastu v T_1 váženém obrazu myokardu za pomoci dynamického zobrazení v každém tepu během 2 minut po aplikaci kontrastní látky. Díky tomu dochází v myokardu k rozdílné koncentraci kontrastních látek. Za pomoci inverzního saturačního přípravného pulzu, který je pro každou vrstvu selektivní, dochází ke zlepšení kontrastu. Aby bylo možno hodnotit perfuzi, využívají se specializované softwarové pakety, které umožní zobrazit i přesnou polohu srdce a názornější barevné zobrazení v 17segmentovém diagramu.

Zobrazování časného a pozdního sycení

Časné i pozdní sycení je prováděno stejnými sekvencemi a to pomocí T_1 váženého obrazu gradientní echo sekvence v kombinaci se saturačním inverzním pulzem pro vylepšení kontrastu v dané tkáni. Časné sycení se provádí bezprostředně po aplikaci kontrastní látky a čas saturačního pulzu je nastaven na vyšší hodnotu než při skenech pozdního sycení. Díky tomu je možné odhalit patologické struktury, které kontrastní látka v měřicím čase neprokáže.

Pozdní sycení patří mezi jedno z nejčastějších využívaných vyšetření srdce kontrastní látkou pomocí magnetické rezonance. Celý princip vyšetření spočívá v zachování vymývání kontrastní látky ze zdravé svaloviny srdeční a naopak jejího setrvávání ve fibroticky postiženém svalu. K zobrazení se užívají T_1 vážené sekvence. Je nezbytné zajistit satureování zvýšeného signálu zbytkové kontrastní látky v krvi a potlačení signálu z myokardu. Jedná se o gradientní echo sekvence s přípravnými inverzními pulzy, jako např. IR TFE, IR B-TFE – zvolíme inverzní čas TI, kdy je myokard nejtmaší. Většinou se skenuje po 6-10 minutách po intravenózní aplikaci kontrastní látky. Optimálního kontrastu bez detailního nastavení inverzního času lze dosáhnout za pomoci sekvence PSIR. [7.] s. 38-39

PSIR sekvence

PSIR (Phase Sensitive Inversion Recovery) se využívá z pravidla k zobrazování pozdního sycení. Výhodou této metody je, menší citlivost na méně optimální inverzní zpoždění TI. PSIR využívá dvou srdečních tepů. Díky tomu je PSIR technika více odolná vůči kolísání srdeční frekvence. Tato technika je podstatně pomalejší než jednotlivé tepové techniky. Ztráta rychlosti zobrazování je kompenzována právě významem této techniky. Druhý tep srdeční se užívá pro stanovení fáze. Inverzní pulz je dán pouze jednomu ze dvou

srdečních tepů, takže akvizice v druhém srdečním tepu má více času na relaxaci a tímto by měla být magnetizace všech tkání opět pozitivní. U PSIR je však důležité si dát pozor na možnou konfrontaci s magitudou, kdy jisté artefakty ovlivňuje i čas náběru dat po podání kontrastní látky.

4.4 EKG synchronizace

EKG synchronizace (EKG triggering) nám umožňuje identifikaci jednotlivých srdečních cyklů, díky čemuž jsou vyloučeny pohybové artefakty a následně vytvořený požadované obrázky. Samotná EKG synchronizace se dělí na:

- **Prospektivní** – měření je spouštěno s každým novým cyklem. Výhodou je přesné časování náběru dat v RR. Nevýhodou je, že není pokryto celé R-R rozmezí.
- **Retrospektivní** - zde běží měření nepřetržitě, data jsou korelována se snímaným průběhem EKG, díky čemuž je oproti prospektivnímu triggeringu pokryto celé R-R rozmezí. Nevýhodou je, že zde dochází k interpolaci dat do časové osy.

EKG synchronizace úzce souvisí se segmentací dat do K-prostoru, tedy následující kapitolou.

4.5 Segmentace dat do K-prostoru

Obecně o k-prostoru je psáno již v teoretické části. Vzhledem k tomu, že je tato práce zaměřena na zobrazování srdce pomocí magnetické rezonance, je nezbytné zmínit velmi důležitou součást a to je segmentace dat do k-prostoru. Jednoduše řečeno, k-prostor je jakási matice uložených hrubých dat z MR vyšetření, tvoří ji jednotlivé řádky, kde se zapisují nasnímané RF signály. Zásadním rozdílem oproti jiným vyšetřovacím oblastem je, že srdce neustále pulsuje, tedy má svou dynamiku. R-R interval na EKG křivce je proto rozdělen na daný počet fází. Každá jednotlivá fáze nabírá data pouze pro jeden obrázek vyšetřované vrstvy. Jakmile uběhne dostatečný počet R-R intervalů, tedy nabráním všech potřebných dat, dochází k rekonstrukci obrázků dané vrstvy. Počet fází pozitivně ovlivňuje výsledný obrázek, avšak je nutné podotknout, že s větším počtem fází se protahuje i délka jednotlivé sekvence. Z toho důvodu je nutné počet fází rozumně redukovat (provádí se ve výdechu). Nejčastěji se využívá přibližně 20 fází a časové rozlišení k náběru dat činí 50 ms. [13.]

5 DISKUZE

Hlavním cílem této bakalářské práce, bylo popsat jakýsi srozumitelný „návod“, jak má radiologický asistent postupovat při vyšetření srdce pomocí magnetické rezonance.

Práci jsem rozdělil na teoretickou část, ve které jsem se snažil za pomoci odborné literatury popsat srdeční anatomii, ale hlavně popsat obecně co by měl každý radiologický asistent, který magnetickou rezonanci obsluhuje o celé problematice tohoto velice složitého přístroje vědět.

V rámci absolvování mé odborné praxe jsem měl možnost docházet na 3 různá radiodiagnostická oddělení disponující magnetickou rezonancí (Fakultní nemocnice v Hradci Králové, Pardubická krajská nemocnice, Nemocnice Třinec-Podlesí). Na všech těchto pracovištích se prováděla MR srdce. Měl jsem to štěstí, že na všech pracovištích byl vždy velice ochotný a vstřícný personál. Největším překvapením pro mě bylo, když jsem jakémukoliv radiologickému asistentovi oznámil téma mé bakalářské práce. Drtivá většina laborantů se mě ptala, jestli si vlastně uvědomuji, jak náročné téma jsem si vybral. V době, kdy jsem si práci vybíral, mě ani v nejmenším nenapadlo, že se bude jednat o tak náročné téma. Proto jsem se snažil, aby tato práce měla své využití hlavně ze strany radiologických asistentů.

Princip magnetické rezonance je obecně mezi zdravotníky považován za jeden z nejsložitějších medicínských přístrojů.

Oproti jiným MR vyšetřením, je MR srdce poměrně mladá, avšak velice účinná diagnostická metoda.

Díky této bakalářské práci jsem si uvědomil, jak moc musíme být vděční právě za to, že tato téměř dokonalá diagnostická metoda byla objevena. Po celou dobu tvorby této práce jsem ze všech různých stran neustále poslouchal, jak je tohle téma hrozně náročné, že by jej nikdo nechtěl a tak dále. Nicméně, nyní s čistým svědomím mohu říci, že jsem za tuto práci vděčný. Nejen že jsem zjistil, že celá MR (nejen u srdce) je svou specifičností neskutečně zajímavá, ale hlavní je její přínos při diagnostice patologických změn v srdci.

6 ZÁVĚR

Vyšetření srdce pomocí magnetické rezonance je při srovnání s jinými diagnostickými metodami náročnější na provedení. Z pohledu pacienta se jedná dle mého názoru o nenáročnou metodu. Její správné provedení je však podmíněno plnou spoluprací mezi pacientem a radiologickým asistentem. Pokud by pacient nedodržoval pokyny a vyšetření by nebylo prováděno ve výdechu, vzniklé artefakty obrazu by znehodnotily celé vyšetření.

Hlavní výhodou MR vyšetření, je fakt že tato metoda nevyužívá ionizujícího záření, nýbrž silného magnetického pole. Kontrastní rozlišení MR v měkkých tkáních je navíc nejlepší mezi všemi dostupnými radiologickými zobrazovacími metodami.

Další výhodou jsou kontrastní látky využívané při vyšetření, i když pracují na podobném principu jako jodové kontrastní látky, užívané např. u CT. Oproti jodovým kontrastním látkám jsou z hlediska rizika vzniku alergických reakcí daleko snášenlivější.

Je znám fakt, že každé pracoviště má svůj specifický postup, jak dané vyšetření provádí. Díky tomu, že jsem prováděl toto vyšetření na různých pracovištích, mohu na závěr říci, že se s tímto výrokem tolik neztotožňuji. Jediným rozdílným faktorem, byl diferencovaný software protokolů, což zapříčinilo odlišnost výrobce daného MR přístroje. Ostatní průběh, jako je příprava a uložení pacienta, byly ve všech třech zdravotnických zařízeních téměř totožné.

V případě, že se tato bakalářská práce dostane do rukou radiologickým asistentům, bych si přál, aby jim byla čím jak nejvíc ku prospěchu, což byl jediný hlavní cíl této práce.

7 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1.] ELIŠKA, Oldřich a Miloslava ELIŠKOVÁ. *Systematická, topografická a klinická anatomie: srdce a cévní systém*. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova - Vydavatelství Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-115-3.
- [2.] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902896-1-4.
- [3.] MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA a Jan ŽIŽKA. *Protokoly MR zobrazování*. 1. vyd. Praha: Galén, c2014. ISBN 978-80-7492-109-4.
- [4.] NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA, HOUDEK, Lubomír (ed.). *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Karolinum, 2009. ISBN 978-80-246-1717-6.
- [5.] NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 978-80-7368-335-1.
- [6.] OŠŤÁDAL, Bohuslav a Martin VÍZEK. *Patologická fyziologie srdce a cév*. Vyd. 1. Praha: Karolinum, 2003. ISBN 80-246-0597-X.
- [7.] PLEVA, Martin a Petr OUŘEDNÍČEK. *MRI srdce: praktické využití z pohledu kardiologa*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3931-1.
- [8.] POSPÍŠIL, Tomáš. *Cvičení z NMR*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4541-0.
- [9.] SEDLÁŘ, Martin, Erik STAFFA a Vojtěch MORNSTEIN. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. 1. vydání. Brno: Masarykova univerzita, 2014. 210 s. ISBN 978-80-210-7156-8.
- [10.] VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody*. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-7013-225-6.
- [11.] ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL. *Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky*. První vydání. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-179-7.
- [12.] Diagram of the human heart (multilingual 2).svg. WikiSkripta [online]. Jordi March i Nogué, 2009 [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Diagram_of_the_human_heart_%28multilingual_2%29.svg
- [13.] WEICHET, Jiří a Josef VYMAZAL. Je dnes magnetická rezonance jednou ze základních vyšetřovacích metod v kardiologii? [online]. Praha, 2011 [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: <http://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/je-dnes-magneticka-rezonance-jednou-ze-zakladnich-vysetrovacich-metod-v-kardiologii-447996>

8 PŘÍLOHY

Dotazník před MR vyšetřením

Příjmení a jméno

Rodné číslo.....

Hmotnost.....kg

Výška cm

Výše uvedená osoba je nositelem:

NE

ANO

Kardiostimulátoru (elektrod) *absolutní kontraindikace (KI)*

cévních svorek (tzv. klipů)

absolutní KI u feromagnetických klipů

elektronických implantátů (inzulínové pumpy, kochleární implantáty apod.).

absolutní KI

kovových těles v oku /očnici/ *absolutní KI*

chlopenních náhrad

relativní KI

kovových úlomků, střepein, cizích těles *relativní KI*

kovových implantátů (kloubní náhrady, kov. dlahy, šrouby)

relativní KI

cévních výztuží (stentů), žilních filtrů

není KI po 8 týdnech od implantace

Výše uvedená osoba je těhotná

NE

ANO

Kontraindikace k MR vyšetření byly shledány

NE

ANO

Datum.....

Podpis laboranta/sestry.....

Podpis pacienta, příp. zástupce.....

Podpis lékaře (ve sporných případech).....