

Univerzita Pardubice

Fakulta zdravotnických studií

Zobrazení velkých kloubů dolní končetiny
na magnetické rezonanci

Josef Pitr

Bakalářská práce
2015

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2012/2013

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Josef Pitr**
Osobní číslo: **Z12339**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **Zobrazení velkých kloubů dolní končetiny na magnetické rezonanci**
Zadávající 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. NEKULA, J., CHMELOVÁ, J. Základy zobrazování magnetickou rezonancí. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 978-807-3683-351
2. VOMÁČKA, J., NEKULA, J., KOZÁK, J. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. 1. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-802-4431-260
3. VÁLEK, V., ŽIŽKA, J. Moderní diagnostické metody: III. díl Magnetická rezonance. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-701-3225-6
4. MECHL, M., TINTĚRA, J., ŽIŽKA, J. Protokoly MR zobrazování. 1. vyd. Praha: Galén, 2014. ISBN 978-807-4921-094
5. SEIDL, Z., NEKULA, J., KOZÁK, J. Radiologie pro studium i praxi. 1. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-802-4741-086
6. ČIHÁK, R. Anatomie 1. 2. vyd. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-716-9970-5

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Petra Jiříčková
Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: 1. října 2012
Termín odevzdání bakalářské práce: 7. května 2015


prof. MUDr. Arnošt Pellant, DrSc.
děkan

L.S.


Ing. Jana Holá, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 11. března 2015

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 5.5.2015

Josef Pitr

Tímto bych rád poděkoval své vedoucí MUDr. Petře Jiříčkové za její ochotu, odborné vedení, cenné rady a poskytnutí materiálních podkladů, které mi pomohly při zpracování bakalářské práce.

ANOTACE

Tato bakalářská práce se zabývá úlohou radiologického asistenta při vyšetření kloubů dolních končetin na magnetické rezonanci.

V teoretické části se nachází anatomie dolních končetin. Dále je popsán princip, vlastnosti, užití a získávání obrazu na magnetické rezonanci, kontraindikace, kontrastní látky a přehled zobrazovacích metod.

V praktické části je podrobně popsána kazuistika pacienta, příprava a průběh vyšetření. Jsou dodány i obrazové informace, ke kterým jsou dopsána zjištěná onemocnění.

KLÍČOVÁ SLOVA

Radiologický asistent, magnetická rezonance, anatomie člověka, kazuistika

TITLE

View of the large joints of the lower limbs on magnetic resonance

ANNOTATION

This thesis deals with the role of the radiological assistant in the physical examination of the joints of the lower limbs on magnetic resonance.

In the theoretical part there is the anatomy of the lower limbs. Further it is described the principle, characteristics, use and acquisition of image on magnetic resonance, contraindications, a contrast agents and summary figure of the imaging methods.

In the practical part I describe the case report of the patient, the preparation and the course of the examination. The image information are supplied, for which I finished identified disease.

KEYWORDS

Radiological assistant, magnetic resonance, human anatomy, the case report

OBSAH

ÚVOD	11
CÍL	12
1 TEORETICKÁ ČÁST	13
1.1 ANATOMIE DOLNÍ KONČETINY	13
1.1.1 <i>Kosti dolní končetiny</i>	13
1.1.2 <i>Kyčelní kloub</i>	15
1.1.3 <i>Kolenní kloub</i>	18
1.1.4 <i>Hlezenní kloub</i>	22
1.2 RADIOLOGICKÝ ASISTENT	25
1.3 MAGNETICKÁ REZONANCE.....	26
1.3.1 <i>Historie</i>	26
1.3.2 <i>Vlastnosti</i>	27
1.3.3 <i>Princip MR</i>	29
1.3.4 <i>Relaxační čas</i>	31
1.3.5 <i>Repetiční čas TR</i>	33
1.3.6 <i>Základní vyšetřovací postupy</i>	34
1.3.7 <i>Fourierova transformace</i>	35
1.3.8 <i>K-prostor</i>	36
1.3.9 <i>Magnetická rezonanční angiografie MRA</i>	37
1.3.10 <i>MR spektroskopie</i>	39
1.3.11 <i>MR přístroje</i>	39
1.3.12 <i>Artefakty při zobrazování MR</i>	42
1.3.13 <i>Kontraindikace</i>	43
1.3.14 <i>Kontrastní látky, rozdělení a nežádoucí účinky</i>	44
2 PRAKTICKÁ ČÁST.....	47
2.1 POSTUP PŘED VYŠETŘENÍM	47
2.2 KYČELNÍ KLOUB.....	47
2.2.1 <i>Kazuistika</i>	48
2.2.2 <i>Uložení pacienta a nastavení přístroje</i>	48
2.2.3 <i>Základní zobrazovací roviny a sekvence</i>	48
2.3 KOLENNÍ KLOUB	53
2.3.1 <i>Kazuistika</i>	53
2.3.2 <i>Uložení pacienta a nastavení přístroje</i>	53
2.3.3 <i>Základní zobrazovací roviny a sekvence</i>	54
2.4 HLEZENNÍ KLOUB.....	58
2.4.1 <i>Kazuistika</i>	58
2.4.2 <i>Uložení pacienta a nastavení přístroje</i>	58
2.4.3 <i>Základní sekvence a zobrazovací roviny</i>	59

3	DISKUSE	64
4	ZÁVĚR.....	66
5	POUŽITÁ LITERATURA	67

SEZNAM ILUSTRACÍ

Obrázek 1 Pletenec dolní končetiny (Naňka, Elišková, 2009, s. 29).....	13
Obrázek 2 Vazy v kyčelním kloubu (Čihák, 2001, s. 289).....	16
Obrázek 3 Řez kyčelního kloubu (Čihák, 2001, s. 290).....	16
Obrázek 4 Svaly na ventrální straně kyčelního kloubu (Naňka, Elišková, 2009, s. 72).....	18
Obrázek 5 Kolenní kloub – anatomie (Naňka, Elišková, 2009, s. 41).....	19
Obrázek 6 Ventrální strana stehenního svalstva (Naňka, Elišková, 2009, s. 74)	22
Obrázek 7 Vazy hlezenního kloub (Čihák, 2001, s. 311)	23
Obrázek 8 Dorzální svalstvo bérce (Naňka, Elišková, 2009, s. 78)	24
Obrázek 9 Historie – Otto Stern (web nobelprize.org).....	27
Obrázek 10 Magnetická rezonance – přístroj	29
Obrázek 11 Pohyb protonů v normálním prostředí – vlevo a pohyb protonů v prostředí magnetického pole – vpravo (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 47 - 48)	30
Obrázek 12 Precesní a rotační pohyb protonů (Jianming, 1998).....	31
Obrázek 13 Longitudinální magnetizace (Seidl, 2012, s. 55).....	32
Obrázek 14 Transverzální magnetizace (Seidl, 2012, s. 56)	33
Obrázek 15 Znázornění principu sekvence spin-echo (Seidl, 2012, s. 59).....	34
Obrázek 16 Hlavová, kolenní, krční a flexi cívký (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 53)....	41
Obrázek 17 Univerzální flexi cívka (web Siemens.com)	48
Obrázek 18 Zaměření kyčelního kloubu (Mechl, Tintěra, Žižka, 2014, s. 62).....	49
Obrázek 19 T ₁ koronární zobrazení kyč. kloubu	49
Obrázek 20 PD transverzální zobrazení kyč. kloubu.....	50
Obrázek 21 T ₂ transverzální zobrazení kyč. kloubu	50
Obrázek 22 T ₂ FS transverzální zobrazení kyč. kloubu.....	51
Obrázek 23 T ₁ TIRM koronární zobrazení kyč. kloubu	51
Obrázek 24 PD FS transverzální zobrazení kyč. kloubu	52
Obrázek 25 GRE šikmé koronární zobrazení kyč. kloubu	52
Obrázek 26 GRE šikmé transverzální zobrazení kyč. kloubu	53
Obrázek 27 Kolenní cívka	54
Obrázek 28 Toposcan kolene sagitální, koronární a transverzální	54
Obrázek 29 Zvolení sklonu řezu (Mechl, Tintěra, Žižka, 2014, s. 64).....	55
Obrázek 30 T ₁ koronární zobrazení kolene	56
Obrázek 31 PD FS koronární zobrazení kolene.....	56
Obrázek 32 PD FS sagitální zobrazení kolene.....	57
Obrázek 33 PD FS transverzální zobrazení kolene	57
Obrázek 34 T ₂ fi3d zobrazení kolene	57
Obrázek 35 Hlavová cívka pro hlezenní kloub (web Siemens.com).....	58
Obrázek 36 Upravení obrazu hlezenního kloubu (Mechl, Tintěra, Žižka, 2014, s. 66)	59
Obrázek 37 T ₁ koronární zobrazení hlezenního kloubu	60
Obrázek 38 T ₁ TIRM koronární zobr. hlezenního kloubu.....	60
Obrázek 39 T ₂ transverzální zobr. hlezenního kloubu.....	61
Obrázek 40 PD FS sagitální zobr. hlezenního kloubu	61
Obrázek 41 T ₁ koronární zobrazení hlezenního kloubu	62
Obrázek 42 T ₁ TIRM koronární zobrazení hlezenního kloubu	62
Obrázek 43 T ₂ transverzální zobrazení hlezenního kloubu	63
Obrázek 44 PD FS sagitální zobrazení hlezenního kloubu.....	63

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

a.	Arterie
ATP	Adenosin trifosfát
B_0	Statické magnetické pole
BTB	Bone-tendon-bone
^{13}C	Uhlík
ceMRA	Contrast enhanced
CNS	Centrální nervová soustava
CT	Computer tomography
Dg-DTPA	Diethyltriaminopentaacetylová kyselina
DK	Dolní končetina
DSA	Digitální subtrakční angiografie
Dy	Dysposium
EKG	Elektrokardiogram
^{19}F	Fluor
FFE	Fast field echo
FID	Free Induction Decay signal
FLAIR	Sekvence s potlačením vody
FLASH	Fast flow angle shot
fMRI	Functional magnetic resonance imaging
Gd	Gadolinium
GE, GRE	Gradientní echo
^1H	Vodík
IZ	Ionizační záření
KL	Kontrastní látka
Lig.	Ligamentum
MR	Magnetická rezonance
MRI	Magnetic resonance imaging
n.	Nervus
^{23}Na	Sodík
NMR	Nukleární magnetická rezonance
NSF	Nefrogenní systémová fibróza
^{31}P	Fosfor
PC	Phase contrast
PD	Proton-denzitní obraz
PSS	Partial saturation sequence
RTG snímek	Rentgenový snímek
SE	Spin-echo sekvence
SRS	Saturation recovery sequence
STIR	Sekvence s potlačením tuku
T	Tesla
TE	Time to echo
TOF	Time of flight
TR	Time to repeat
TV	Televizor

Úvod

Tato bakalářská práce se věnuje tématu vyšetření velkých kloubů dolních končetin na magnetické rezonanci. Tento výkon provádí radiologický asistent, který musí mít potřebné vysokoškolské vzdělání.

Magnetická rezonance započala svůj přínos v lékařství ve 2. polovině 20. století. Vyšetření se řadí mezi neinvazivní radiodiagnostické metody sloužící k potvrzení či vyvrácení tvrzení specializovaného lékaře (např. ortoped). Pracuje bez potřeby ionizujícího záření a zobrazuje měkké tkáně, jako jsou menisky, chrupavky, vazy či svaly. Magnetická rezonance je stále v pokroku, používá se v kardiologii při sledování tlukotu srdce, průtoku krve, nebo pomocí fMRI se pozoruje aktivita mozku.

Teoretická část bakalářské práce popisuje anatomii dolních končetin, jejich kostěné struktury, měkké tkáně, svalstvo, poškození kloubů a jejich následnou léčbu. Dále je popsána úloha radiologického asistenta na MR, jenž se řídí podle zákona 96/2004 Sb. a vyhlášky 55/2011 Sb. Následně je popsán přístroj magnetická rezonance, její vlastnosti, princip, vyšetřovací postupy, artefakty, kontraindikace a kontrastní látky.

Praktická část je zaměřena na konkrétní vyšetření pacienta, které obsahuje přípravu pacienta, jeho uložení a zvolení správných skenovacích sekvencí.

Cíl

Cílem této bakalářské práce je zobrazení kloubů dolních končetin na magnetické rezonanci, resp. zobrazení kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu. Dalším cílem bakalářské práce je popsání přístroje magnetická rezonance. Její princip, vlastnosti, použití kontrastní látky, nežádoucí účinky a vzniklé artefakty.

1 TEORETICKÁ ČÁST

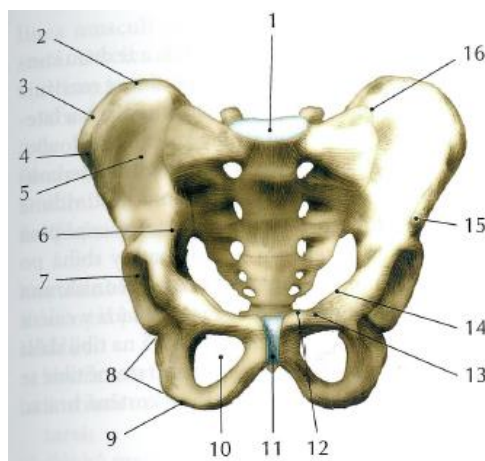
1.1 Anatomie dolní končetiny

1.1.1 Kostí dolní končetiny

Dolní končetina obsahuje 26 kostí, 107 vazů a 19 svalů a skládá se z pletence a kostry volné dolní končetiny. (Naňka, Elišková, 2009)

1.1.1.1. Pletenec

Pletenec je tvořen jedinou kostí, která se v průběhu vývoje těla vyvinula z kosti pánevní, křížové a stydké. Pánevní kost je v zadní části napojena na kost křížovou nepohyblivým kloubem a vepředu na stydkou sponu. Je složena z kosti kyčelní, sedací a stydké. Tyto kosti se spojují v kloubní jamce (acetabulum) kyčelního kloubu (Obrázek 1, č. 7). Kost kyčelní se směrem od jamky kyčelního kloubu rozšiřuje v lopatu a zakončuje jí přední horní trn kyčelní (Obrázek 1, č. 2). Kost sedací směřuje od kyčelní jamky do zadní části pánve a pokračuje k hrbolu kosti sedací (Obrázek 1, č. 8). Kost stydká (Obrázek 1, č. 13) naopak vybíhá z kyčelní jamky dopředu, spojuje se s kostí sedací a ohraničuje uzavřený útvar foramen obturatum (Obrázek 1, č. 10). Uprostřed pánve jsou stydké a sedací kosti spojeny symfýzou (viz Obrázek 1, číslo 11). (Čihák, 2001; Naňka, Elišková, 2009; Křivánková, 2009)



Obrázek 1 Pletenec dolní končetiny (Naňka, Elišková, 2009, s. 29)

1.1.1.2. Kostra volné končetiny

Kostra volné dolní končetiny se připojuje k pletenci kyčelním kloubem a skládá se z kosti stehenní, česky, kostí bérce a kostí nohy. (Naňka, Elišková, 2009)

1.1.1.2.1.1. Kost stehenní (os femoris)

Je nejdelší a nejsilnější kost v těle, která je rozdělena na hlavici (caput femoris), krček, tělo a kondyly. Hlavice je k tělu připojena pod úhlem 125 °, kterému se říká kolodiatyzární úhel. Pod krčkem máme dva chocholíky. Velký a malý chocholík, který připevňuje hýžd'ové svaly ke kosti stehenní. (Naňka, Elišková, 2009)

1.1.1.2.1.2. Čěška (patella)

Je sezamská kost, která se vyvinula z úponů šlachy čtyřhlavého stehenního svalu. Na čěšce dochází ke změně směru tahu m. quadriceps femoris, slouží jako kladka. Při pokrčeném kolenu je větší síla přitahující čěšku proti přední ploše femuru. (Naňka, Elišková, 2009)

1.1.1.2.1.3. Kost holenní (tibia) a kost lýtková (fibula)

V proximálním (horním) konci tibie se nacházejí pouze dva kondyly, které se podílejí na stavbě kolenního kloubu a v distálním (spodním) konci představuje vnitřní kotník. Tibia leží na palcové straně. Fibula je dlouhá tenká kost, která se v proximálním konci připojuje ke kondyly tibie a v distálním konci se podílí na tvorbě zevního kotníku. (Naňka, Elišková, 2009)

1.1.1.2.1.4. Zánártní kosti

Mezi zánártní kosti patří 7 kostí: kost hlezenní (talus), kost patní (calcaneus), kost loďkovitá (os naviculare), vnitřní, střední a zevní kosti klínové (os cuneiforme mediale, intermedium, laterale) a krychlová kost (os cuboideum). Tyto kosti jsou sestaveny ve dvou směrech. Vnitřní směr je výše než vnější směr, jde od talu přes os naviculare a os cuneiforme med., intermed. a laterale na I-III metatarsy. Vnější směr jde od calcanea přes cuboideum na IV-V metatarsy. (Naňka, Elišková, 2009)

1.1.1.2.1.5. Kostí nártní I-V

Kosti nártní I-V os metatarsy, tvoří hlavní část skeletu nártu. Jedná se o 5 kostí, které se napojují na články prstů. I metatars je nejkratší a nejsilnější, II metatars je naopak nejdelší. (Čihák, 2001)

1.1.1.2.1.6. Kostí prstů nohy

Kosti prstů nohy tvoří články prstů (ossa digitorum), které jsou po dvou na palci a na ostatních prstech jsou po třech. Podle polohy na prstu se rozeznává, zda se jedná o phalanx

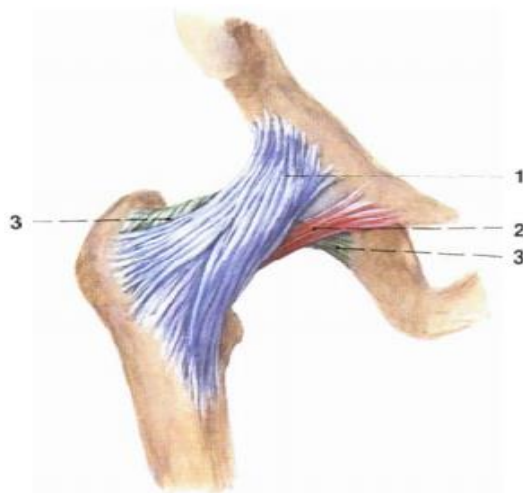
proximalis, media a distalis. Jediný palec nemá phalanx medialis. Proximální články jsou štíhlé, mediální a distální jsou krátké a často deformované. (Čihák, 2001)

1.1.2 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub patří mezi nejvytíženější klouby v těle. Stabilizuje vzpřímený postoj člověka. Řadí se mezi kulovité omezené klouby, jelikož hlavičky femuru zapadá do hluboké jamky (acetabulum) o jejíž okraje se pohyby zastavují. Na krajích hlavičky a acetabule se nachází chrupavka (labrum acetabulare). Pro větší sílu kloubu a minimalizaci vykloubení či poškození je pouzdro zesíleno třemi vazy (ligamenty) vedoucí od kosti kyčelní, stydké a sedací na femur. Rozsah pohybu je velice zúžen, například abdukce je do 40°, flexe do 120° a extenze do 15°. Hlavičky femuru, která je umístěna v kyčelní jamce, obsahuje kloubní chrupavku stejně tak, jako kyčelní jamka. Chrupavka je velmi hladká, má velmi malé tření a způsobuje bezbolestný pohyb. (Naňka, Elišková, 2009)

1.1.2.1. Vazivo – ligamentum

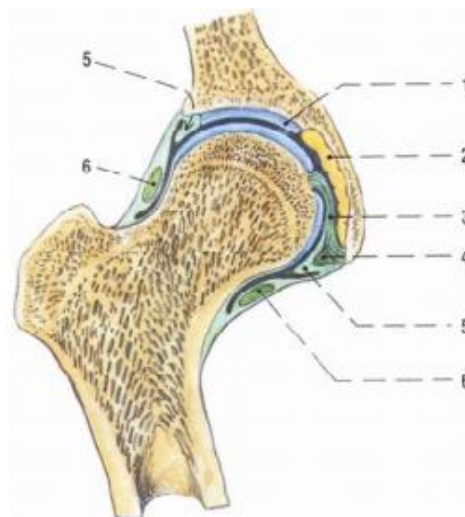
K zesílení pouzdra slouží kloubní vazy. Nejsilnějším vazem v těle je vaz nacházející se na kyčelním kloubu, který zabraňuje zaklonění trupu vůči femuru. Jedná se o ligamentum iliofemorale (viz Obrázek 2, číslo 1), který začíná na spina iliaca anterior inferior ve dvou pružících na oba konce linea intertrochanterica. Dalším vazem je ligamentum pubofemorale (viz Obrázek 2, číslo 2), který jde od stydké kosti na přední a spodní stranu pouzdra kyčelní jamky. Omezuje abdukci a zevní rotaci. Ligamentum ischiofemorale (viz Obrázek 2, číslo 3) je na zadní straně kloubu. Omezuje addukci a vnitřní rotaci. Ligamentum capitis femoris je štíhlý vaz, který jde uvnitř kloubu a obsahuje malou tepénku vyživující hlavičku femuru (viz Obrázek 2, číslo 3). (Čihák, 2001; Naňka, Elišková, 2009)



Obrázek 2 Vazy v kyčelním kloubu (Čihák, 2001, s. 289)

1.1.2.2. Kloubní tekutina – synovium

Uvnitř kloubu je synovium. Synovium je tenká vrstva, složená z matrixu, ve které leží mikrofibry, synoviální buňky a proteoglykanové agregáty, které se podílejí na její vytváření. Synoviální tekutina se tvoří z krevní plasmy a pokrývá povrch chrupavky. Je složena z vody, buněk a bílkovin. V případě zánětu, se zvyšuje množství této tekutiny, vznikají lokální otoky, zvýšená lokální teplota, ztížená pohyblivost a nepříjemná bolestivost. Pomocí synoviální tekutiny dochází k důležitému transportu živin do chrupavky a také snižuje mezi nimi tření. Obrázek 3 označuje pod číslem 1 chrupavku kyčelního kloubu, která byla zmíněna v předchozí větě. (Čihák, 2001; Naňka, Elišková, 2009)



Obrázek 3 Řez kyčelního kloubu (Čihák, 2001, s. 290)

1.1.2.3. Poškození kyčelního kloubu

Osteoartróza je degenerativní onemocnění kloubu postihující hyalinní chrupavku a v pozdější fázi tkáň. Kost má sníženou odolnost a často se objevuje fraktura. Osteoartróza se dělí na část primární a sekundární.

Primární artróza se odvíjí od metabolické poruchy rovnováhy mezi novotvorbou stavebních kamenů vytvářejících tkáň chrupavky a jejich odbouráváním. Mezi projevy této nemoci patří zvýšené štěpení tkáňových složek. Vzniká tak specifická struktura chrupavky, která nenaváže dostatečné množství vody, čímž se snižuje odolnost. Tento proces je často doprovázen zánětem, který zasahuje do dalších částí kloubu, jako je kloubní pouzdro či vazy.

Sekundární artróza vzniká především kvůli špatné životosprávě, například nadváha, přetěžování kloubu, nestejná délka končetin, nitrokloubní zlomeniny, špatný metabolismus (Wilsonova nemoc, ochronóza), chronické kloubní záněty (artritida, infekty). (Kolektiv, 2002)

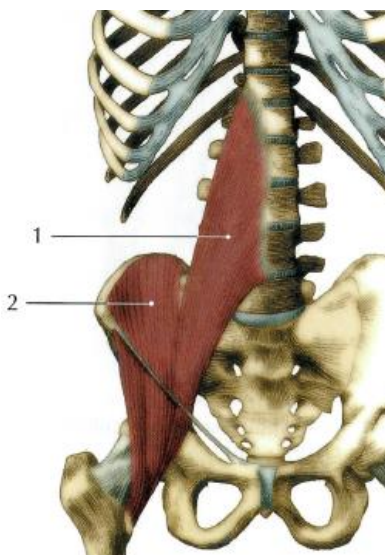
1.1.2.4. Léčba

Léčba kyčelního kloubu se provádí operativně, kdy se místo kloubní hlavice femuru použije totální endoprotéza, která funguje na stejném principu jako zdravá hlavice femuru. Totální endoprotéza musí být dokonale hladká, aby nedocházelo ke zbytečnému tření a tím i k opotřebením polyetylenové vložky v kloubní jamce. (Kolektiv, 2002)

1.1.2.5. Svaly kyčelního kloubu

1.1.2.5.1. Svaly na ventrální straně

Na ventrální straně kyčelního kloubu se nachází svaly musculus psoas major et minor a musculus iliacus. M. psoas major (viz Obrázek 4, číslo 1) začínající na bocích těl obratlů Th₁₂ až L₄ a pokračuje na přední stranu kyčelního kloubu, kde se spojuje s m. iliacus, jenž začíná v jámě kyčelní (viz Obrázek 4, číslo 2) a oba svaly spolu srůstají a upínají se na trochanter minor. (Naňka, Elišková, 2009)



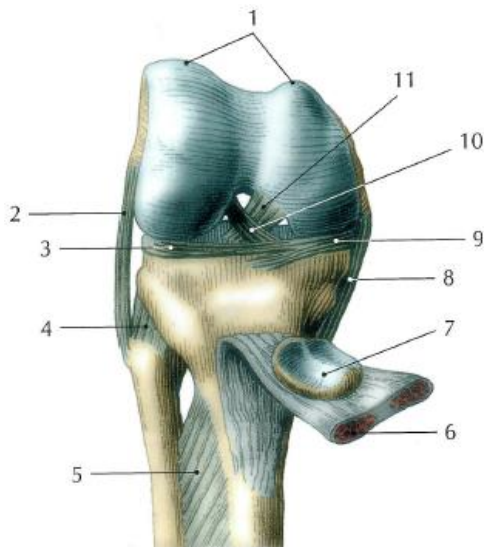
Obrázek 4 Svaly na ventrální straně kyčelního kloubu (Naňka, Elišková, 2009, s. 72)

1.1.2.5.2. Svaly na dorzální straně

Velký hýžďový sval m. gluteus maximus směřuje šikmo laterodistálně z os coccygis a os sacrum k velkému trochanteru, kde se částečně připíná. M. gluteus medius začínající na zevní ploše kyčelní kosti je dále částečně překrýván m. gluteus maximem a postupuje šikmo dorzálně a upne se na trochanter major. M. gluteus minimus začínající ukryt m. gluteus medius na zevní lopatě kyčelní jde laterokaudálně a upíná se na trochanter major. (Naňka, Elišková, 2009)

1.1.3 Kolenní kloub

Kolenní kloub (articulatio genus) patří do třídy kloubů složených, protože se v něm setkávají femur, tibie, patela a menisky. Kloubní hlavice je tvořena postranními výběžky (kondyly) stehenní kosti (Obrázek 5, č. 1) a postranními důlky kondylů tibie. V kolenním kloubu je také čéška (patella), která je připevněna ke čtyřhlavému stehennímu svaly (Obrázek 5, číslo 7). Pomocí kolenního kloubu můžeme provádět rotaci (zevní 50 °, vnitřní 10 °), flexi (160 °) a extensi (15 °). Při extensi (natažení) jsou napnuty postranní a zadní vazy. Menisky, femur a tibie na sebe těsně naléhají. (Čihák, 2001; Naňka, Elišková, 2009; Dylevský, 2000)



Obrázek 5 Kolenní kloub – anatomie (Naňka, Elišková, 2009, s. 41)

1.1.3.1. Kloubní tekutina – synovium

Výstelkou kloubní dutiny je synoviální membrána, která vystýlá prakticky celý kloub. Synoviální tekutina se tvoří z krevní plasmy a pokrývá povrch chrupavky. Je složena z vody, buněk a bílkovin. Pomocí synoviální tekutiny dochází k důležitému transportu živin do chrupavky a také snižuje mezi nimi tření. (Čihák, 2001; Naňka, Elišková, 2009; Dylevský, 2000)

1.1.3.2. Vazivo - ligamentum

Kloubní pouzdro je silné a obsahuje postranní a vnitřní vazy. Účelem postranního vazy je stabilizovat kloub. Postranní vazy máme mediální a laterální, kde mediální vaz je plochý a neúplně srostlý s kloubním pouzdrům a laterální postranní vaz je ve tvaru kruhovitěho provazce. Oba postranní vazy začínají na femuru, mediální vaz se upíná na mediální plochu proximální tibie a laterální vaz se upíná na hlavičku fibuly (viz Obrázek 5, č. 2, 8).

Přední vaz (ligamentum patellae) je v podstatě pokračování šlachy ze čtyřhlavého stehenního svalu a je v něm uložena patella (česka).

V zadní části kolene máme dva vazy - ligamentum popliteum obliquum, který je laterální a směřuje od zdola z mediálního kondylu tibie nahoru a ligamentum popliteum arcuatum, který je složen ze dvou pruhů, proto má tvar Y a upíná se na hlavičku fibuly.

Vnitřní vazy se nazývají obecně ligamenta cruciata genus, jenž zajišťují stabilitu a pevnost kloubu. Mezi vnitřní vazy patří přední a zadní zkřížený vaz. Přední zkřížený vaz neboli ligamentum cruciatum anterius začíná na mediální ploše laterálního kondylu femuru a probíhá

šikmo dolů mediálně, kde se upíná na tibií v area intercondylaris anterior. Zadní zkřížený vaz neboli ligamentum cruciatum posterius je silnější než přední zkřížený vaz a začíná na laterální ploše mediálního kondylu femuru a probíhá zadní částí kloubu a upíná se v místě area intercondylaris posterior tibiae. (Čihák, 2001; Naňka, Elišková, 2009; Dylevský, 2000)

1.1.3.2.1. Poranění vazivového aparátu

Vazivový aparát může být poškozen buď přímým, nebo nepřímým mechanismem. Poranění vazivového aparátu bývá nejčastěji z důvodu sportovních aktivit. Nejčastěji dochází k poranění předního zkříženého vazů, které je 10x častější než výskyt u zadního zkříženého vazů.

Poranění máme více druhů, a to natažení (distenzi) vazů, které je nejčastěji u postranního vazů a projevuje se bolestí, dále dochází k natržení vazů neboli parciální ruptuře, které se projevuje bolestí, a sníženou pevností vazů. Posledním druhem poranění vazů je úplné přetržení vazů neboli totální ruptura, kdy je celistvost vazů přerušena a bolest se neprojevuje. (Dungl, 2005, Chaloupka, 2001).

1.1.3.2.2. Léčba vazivového aparátu

Léčba se provádí několika druhy. Pokud se jedná o natažení a natržení vazů, tak se volí léčba konzervativní, kdy musí být koleno v klidu, chladí se ledem, odlehčuje se pomocí berlí a čeká se, dokud se vaz sám „nezahojí.“ Pokud je poranění vážnější (přetržení) tak se volí léčba chirurgická, kdy je pacientovi provedena BTB plastika. BTB plastikou docílíme toho, že přetržený vaz nahradíme štěpem z vlastního těla (z lig. patellae) a nahradíme tak jeho správnou funkci. Štěp je navrtán do tibiae a femuru titanovými šrouby. Pevné vhojení štěpu do těla trvá přibližně 4 – 6 týdnů. Po operaci se pacient podrobuje rehabilitaci, při které je kladen důraz na protahování kolene, aby nedošlo ke zkrácení „nového vazů“ a ztrátě svalstva. (Dungl, 2005, Chaloupka, 2001).

1.1.3.3. Meniskus

K vyrovnání zakřivení kloubních ploch femuru a tibiae slouží menisky, které máme dva v každém kolenu (Obrázek 5, číslo 3, 9). Menisky mají poloměsíčitý tvar a jsou připevněny k tibií a slouží jako „polštář“ mezi kostmi, tak aby se kosti vzájemně nedotýkaly. Tyto menisky nám rozdělují koleno na meniskofemorální a meniskotibiální. (Čihák, 2001; Naňka, Elišková, 2009; Dylevský, 2000)

1.1.3.3.1. Poranění menisků

Menisky máme vnitřní a zevní. Poranění menisku nejvíce postihuje člověka mezi 20. a 30. rokem života, nebo při sportovní aktivitě, kdy poškození menisku většinou doprovází poškození vazů. Výskyt poranění menisku je častější u mužů než u žen a je více postižen vnitřní meniskus. K poranění dochází při násilné rotaci bérce, kdy dochází ke kompresi kloubních ploch. Ruptury, ke kterým dochází, jsou podélné a příčné. U dlouhé podélné ruptury může dojít k luxaci centrální části menisku do interkondylického prostoru. (Dunzl, 2005, Chaloupka, 2001).

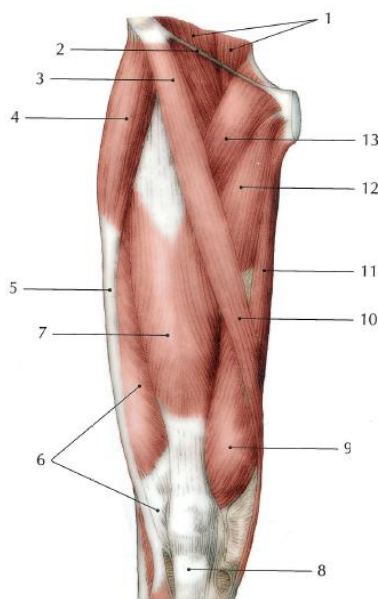
1.1.3.3.2. Léčba menisku

Léčba se provádí chirurgickým zákrokem, při kterém chirurg odstraní poškozenou část menisku, ale zároveň se snaží ponechat dostatečně velkou část, protože pokud by chirurg odebral celý meniskus, tak se kosti (femur a bérce) vzájemně budou dotýkat, tím by docházelo k bolesti, špatné pohyblivosti a během několika let by došlo k artróze. (Dunzl, 2005, Chaloupka, 2001).

1.1.3.4. Svaly kolenního kloubu a stehna

1.1.3.4.1. Na ventrální straně

Na ventrální straně stehna je m. sartorius (viz Obrázek 6, č. 3, 10), který začíná na spina iliaca anterior superior jako dlouhý štíhlý sval a pokračuje šikmo mediokaudálně přes stehno a kolenní kloub a upíná se až na vnitřní straně tibie. Umožňuje flexi v kyčli a koleni a zevní rotaci bérce. M. quadriceps femoris má 4 hlavy: dvoukloubový m. rectus femoris (Obrázek 6, č. 7) a 3 hlavy jednokloubové (Obrázek 6, č. 6, 9). Svalové snopce všech 4 hlav se sjednocují do šlachy, která se nachází pár centimetrů nad patelou, na kterou je připojena. (Naňka, Elišková, 2009)



Obrázek 6 Ventrální strana stehenního svalstva (Naňka, Elišková, 2009, s. 74)

1.1.4 Hlezenní kloub

Hlezenní kloub (articulatio talocruralis) se řadí mezi složené klouby, protože umožňuje spojení bérceových kostí s kladkou kosti hlezenní. Kloub má velmi slabé pouzdro, které se často trhá při špatném došlapu, proto je pouzdro zesíleno postranními vazy.

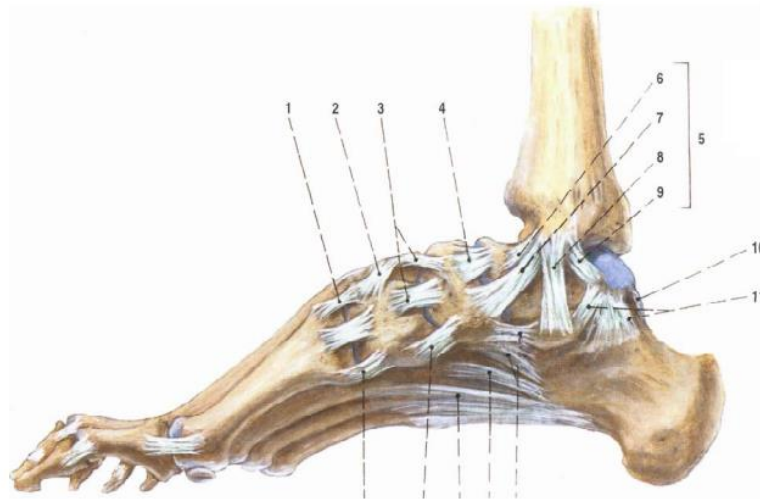
Mezi pohyby, které hlezenní kloub vykonává, se řadí extenze neboli stoj na patách a ohnutí (stoj na špičkách). (Čihák, 2001; Naňka, Elišková, 2009; Dylevský, 2000)

1.1.4.1. Vazivo – ligamentum

Od tohoto kloubu vedou silné boční kolaterální vazy (ligamentum collaterale mediale et laterale) kaudálně na talus a calcaneus a mediální vaz vede na navikulární kost.

Vnitřní postranní vaz (ligamentum collaterale mediale, lig. deltoideum) je silný, pevně srůstající s kloubním pouzdrem, má povrchovou a hlubokou vrstvu. Hluboká vrstva vazy má význam pro stabilitu kloubu na vnitřní části chodidla. Viz Obrázek 7, číslo 5.

Zevní postranní vaz (ligamentum collaterale laterale) je slabší než vnitřní postranní vaz a jedná se o primární stabilizátor hlezenního kloubu. Nejvýznamnější část je ligamentum talofibulare anterius, který je nejčastějším místem poranění. (Čihák, 2001; Naňka, Elišková, 2009; Dylevský, 2000)



Obrázek 7 Vazy hlezenního kloub (Čihák, 2001, s. 311)

1.1.4.2. Poranění hlezenního kloubu

Hlezenní kloub je společně s kolenním kloubem jedním z nejčastěji poraněných kloubů ve sportovních aktivitách. Úraz vzniká při špatném došlápnutí nebo zakopnutí.

Pohmoždění (kontuze) způsobuje působení tupého násilí na oblast kloubu. Kolem místa, které bylo zasaženo, vzniká krevní otok. Příznakem je okamžitá bolest, otok, omezená hybnost.

Poranění vazů hlezenního kloubu se ve sportu vyskytuje častěji než u poškození vazů v kolenním kloubu. Nejčastěji k poranění vazů dochází podvrtnutím (distorzí), při kterém dojde k natažení, natržení či přetržení vazů. Příznakem poranění vazů je otok, bolest a krevní výron, záleží však na závažnosti poranění. Po poranění vazů a vzniklému výronu je potřeba kotník ihned chladit, znehybnit, podat léky proti bolesti a nezatěžovat končetinu.

Zlomeniny hlezenního kloubu jsou druhou nejčastější zlomeninou na dolních končetinách po zlomenině krčku kosti stehenní a jsou těžce se hojící. Vznikají násilnou inverzí, everzí nebo rotací, nejčastěji při špatném doskoku nebo dopadu. Většinou zlomeniny doprovází i poškození vazů a repozice je obtížná. (Kolektiv, 2002)

1.1.4.3. Léčba

Pohmoždění se léčí chlazením, omezením hybnosti fixací, případně použitím chladivých gelů či mastí proti bolesti. U přetrženého vazů je potřeba provést chirurgický zákrok, při kterém vazy budou sešity. U léčby zlomeniny se postupuje stejně, jako u jakýchkoliv zlomenin, čili RTG snímek a poté buď zafixování do sádry na 6 – 8 týdnů, nebo operace. (Kolektiv, 2002)

1.1.4.4. Svalstvo bérce a hlezenního kloubu

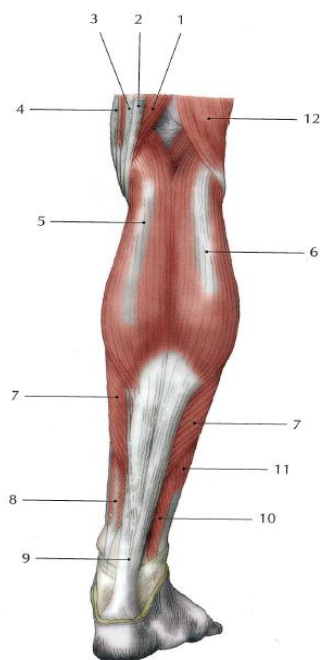
1.1.4.4.1. Ventrální skupina svalů

Je tvořena 3 svaly. M. tibialis anterior nejmediálněji uložen začíná na laterální ploše tibie a upíná se na os cuneiforme mediale. M. extensor hallucis longus začínající mezi m. tibialis anterior a m. extensor digitorum longus, pokračuje kaudálně a vytváří dorzální vazivovou blánu palce. M. extensor digitorum longus je nejlaterálnější, jde od tibie a fibuly až na dorzum nohy, kde se rozštěpuje na šlachy, které se upínají na distální články II – V prstu. (Naňka, Elišková, 2009)

1.1.4.4.2. Dorzální skupina svalů

Má dvě vrstvy.

- Povrchovou vrstvu – tvoří ji m. triceps surae a jeho tři hlavy. Dvě povrchové hlavy začínají na mediálním a laterálním epikondylu femuru a v polovině lýtka se spojují s jednou hlouběji uloženou hlavou. Dále již sjednocené hlavy se přeměňují na šlachu tendo calcaneus achillis, která se upíná na tuber calcanei.
- Hlubokou vrstvu – složena z m. popliteus, jenž je krátký sval, vystylající spodinu zákolenní jámy. Jde šikmo mediálně a distálně na zadní stranu tibie. M. flexor digitorum longus začíná na zadní ploše tibie, sestupuje kaudálně a štěpí se na 4 šlachy, které se napojují na distální články II – V prstů. (Naňka, Elišková, 2009)



Obrázek 8 Dorzální svalstvo bérce (Naňka, Elišková, 2009, s. 78)

1.1.4.4.3.

Laterální skupina svalů

M. peroneus longus začíná na horní polovině fibuly a jde kaudálně za laterální kotník, kde je fixován vazivovými poutky ke kosti patní. Dále pokračuje po laterálním okraji nártu, až se upne na plantární straně os cuneiforme mediale. M. peroneus brevis začíná na distální polovině fibuly, svým prostupem se dostává až za zevní kotník, kde je fixován vazivovými poutky a upíná se na zevním okraji V metatarsu. (Naňka, Elišková, 2009)

1.2 Radiologický asistent

Radiologický asistent se řídí zákonem č. 96/2004 Sb. o nelékařských zdravotnických povoláních, kde je brán jako nelékařský zdravotnický pracovník a vyhláškou č. 55/2011 Sb. o činnosti zdravotnických pracovníků. Pro vykonávání své práce musí mít splněné tříleté bakalářské studium v oboru radiologický asistent ukončené státní závěrečnou zkouškou.

Zákon definuje výkon povolání radiologického asistenta:

„za výkon povolání radiologického asistenta se považuje zejména provádění radiologických zobrazovacích i kvantitativních postupů, léčebné aplikace ionizujícího záření a specifické ošetrovatelské péče poskytované v souvislosti s radiologickými výkony. Radiologický asistent provádí činnosti související s radiační ochranou podle zvláštního právního předpisu a ve spolupráci s lékařem se podílí na diagnostické a léčebné péči. Činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany může radiologický asistent vykonávat, pokud splňuje požadavky stanovené zvláštním právním předpisem.“ (Zákon č. 96/2004 §8 odst. 3)

Na základě požadavků indikujícího lékaře může provádět bez odborného dohledu:

„skiagrafické zobrazovací postupy včetně screeningových, peroperační skiaskopii, kostní denzitometrii a nese za ně klinickou odpovědnost. Může provádět radiologické zobrazovací postupy používané při lékařském ozáření, asistovat a instrumentovat při postupech intervenční radiologie, provádět léčebné ozařovací techniky, provádět nukleárně medicínské zobrazovací i nezobrazovací postupy, a za tuto část přebírá klinickou odpovědnost. Léčebné a zobrazovací výkony, které využívají jiné fyzikální principy než ionizující záření, aplikovat léčivé přípravky nutné k provedení výkonů podle písmene a) nebo podle odstavce 2 trávícím traktem, dýchacími cestami, formou podkožních, kožních a nitrosvalových injekcí. Může vykonávat pod odborným dohledem radiologického fyzika se specializovanou způsobilostí v

radioterapii dílčí činnosti při plánování radioterapie.“ (Vyhláška č. 55/2011 Sb. §7 odst. 2, 3, 4, 6)

1.3 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance je moderní zobrazovací metoda, která se rozšířila v 2. polovině 20. století. Dříve se tato metoda nazývala několika možnými názvy, mezi které patřila i jaderná magnetická rezonance, ale dnes používá pouze magnetic resonance imaging (zobrazování magnetickou rezonancí). Magnetická rezonance pro svoji funkčnost nepotřebuje ionizující záření a doposud se neprokázaly negativní účinky na organismus.

Ve zdravotnictví je MR nejvíce využívanou metodou pro zobrazování měkkých tkání (menisky, vazy, chrupavky), protože konkurenční CT vyšetření nezobrazí měkké tkáně v tak dobré obrazové kvalitě. Při zobrazování kloubů je dosaženo velice dobrých výsledků. Další možností je při vhodně zvolené sekvenci a vhodných zobrazovacích rovinách přehledně zobrazit tekutinu či tuk.

Magnetická rezonance je stále v pokroku, používá se v kardiologii při sledování tlukotu srdce, průtoku krve, nebo pomocí fMRI se pozoruje aktivita mozku. V určitých vyšetření se používá kontrastní látka, která snižuje / zvyšuje průtok krve a tím ovlivňuje výsledný obraz. Obrazy, vzniklé při magnetizaci pole, mohou být zobrazeny ve třech rovinách, ze kterých lze udělat 3D řezy lidským tělem. (Válek, Žižka, 1996)

1.3.1 Historie

Historie MR se začala psát začátkem 20. století, kdy vznikla kvantová teorie. V roce 1924 Wolfgang Pauli objevil jaderný spin. V roce 1921 Walter Gerlach a Otto Stern (Obrázek 9) objevili kvantování magnetického pole, díky čemuž v roce 1943 dostal Otto Stern Nobelovu cenu.

V roce 1938 Isidor Isaac Rabi objevil způsob, jak změřit jaderný magnetický moment a za tento jev získal v roce 1944 Nobelovu cenu za fyziku. V roce 1945 se na Standfordské univerzitě prováděly pokusy s vodou a na Harvardské univerzitě s voskem (pevnou látkou), kdy přišli na způsob, jak měřit vliv vnějšího elektromagnetického pole na precesní pohyb spinů. V roce 1953 byl vyroben první přístroj - Varian. Richard Ernst v roce 1966 začal využívat krátké pulzy místo rozhlasových vln. Díky tomu se NMR zrychlila a zvýšila se citlivost přístroje.

Prvním pokusem využít NMR v lékařství se zabýval Raymond Vahan Damadian na přelomu 60. – 70. let, kdy z měření objevil, že z nádorové tkáně vychází vyšší signál než ze zdravé tkáně. V roce 1974 získává patent. V tom samém roce snímkoval Paul Lauterbur myš a vytvořil tak první obraz. V roce 1975 Peter Mansfield a Andrew Maudsley navrhli techniku, pomocí které v roce 1977 zobrazili lidský prst. O rok později zveřejnili první obraz lidského břicha. Ve stejném roce R. V. Damadian postavil první celotělovou MR a o rok později zakládá vlastní firmu FONAR. První komerční MRI systém v Evropě byl v Manchesteru a to v roce 1983. (Válek, Žižka, 1996)



Obrázek 9 Historie – Otto Stern (web nobelprize.org)

1.3.2 Vlastnosti

Magnetická rezonance je mladou neinvazivní zobrazovací metodou, která se v poslední době velmi rychle vyvíjí. Na rozdíl od vyšetřovacích metod využívajících rentgenového záření je magnetická rezonance založena na odlišném principu. Využívá se zde zjišťování rozdílů úhrnných magnetických momentů atomových jader, tvořících lidskou tkáň, která jsou vystavena působení proměnného vnějšího magnetického pole.

V klinické praxi je NMR využívána pro velký informační přínos o stavu pacienta. Klasické MR zobrazování má díky vysokému tkáňovému kontrastu uplatnění při vyšetření změn v anatomii (nádory, svaly, kloubní chrupavky či vazy). Při zpracování získaných dat lze zjistit i doplňující informace, jako jsou rychlost průtoku krve či struktura zkoumané tkáně. Tato data napomáhají lékařům v diagnostice nádorů k určení závažnosti.

Přístroj magnetická rezonance vyrábí pouze 6 výrobců:

- Sonar – USA
- General Electric Medical Systéme – Velká Británie
- Hitachi Medical Systém – Japonsko
- Philips Medical Systems – Nizozemsko
- Siemens Medical Solution – Německo
- Toshiba Medical Systéme – Japonsko

S rozvojem MRI techniky se výrazně zkracovala doba snímkování, například první snímkování na Damadianově přístroji trval 5 hodin, dnes průměrné snímkování trvá 20 minut. (Válek, Žižka, 1996; Nekula, 2009)

1.3.2.1. Výhody

Hlavní výhodou je, že MRI nepracuje s ionizačním zářením, proto pacientovi nehrozí nebezpečí spojené s IZ. Mezi další výhody patří vysoký kontrast a velmi dobré prostorové rozlišení. Lze vyšetřovat gravidní ženy. Jednotlivé snímky se tvoří za sebou v řádech milisekund. (Válek, Žižka, 1996; Nekula, 2009)

1.3.2.2. Nevýhody

Mezi nevýhody patří hluk, který přístroj vydává, vysoká pořizovací cena i vysoké náklady na osnímkování pacienta.

I přes vyjmenované nevýhody je magnetická rezonance jednou z nejdůležitějších vyšetřovacích metod, zejména kvůli její vysoké kvalitě a zároveň nezávadnosti vůči lidskému zdraví. Díky výhodám je v častých případech upřednostňována před CT, hlavně při vyšetření gravidních žen. (Válek, Žižka, 1996; Nekula, 2009)



Obrázek 10 Magnetická rezonance – přístroj

1.3.3 Princip MR

Principem funkce magnetické rezonance je vhodně zvolený izotop prvku. Atomová jádra se skládají z protonů a neutronů. Nás zajímají protony, jenž jsou kladně nabitě částice vykonávající rotační pohyb kolem své vlastní osy – spin (přesněji se jedná o vnitřní moment hybnosti částice) vykazující magnetický moment. Protony atomových jader mají tendenci se párovat, čímž se jejich magnetický moment ruší. Pro účely zobrazování na MR se tedy musí používat jádro obsahující lichý počet protonů, kde zůstává jeden nespárovaný proton, který zajistí zachování magnetického momentu.

Nejlépe využitelným prvkem je vodík ^1H , jehož jádro je tvořeno pouze jedním protonem a je hojně zastoupen v živých tkáních. Vodík také, nejenom že je nejvíce zastoupený v těle, má až 1000x silnější MR signál než ostatní využitelné prvky. Mezi další vhodné prvky patří fosfor ^{31}P , uhlík ^{13}C , fluor ^{19}F nebo sodík ^{23}Na . (Nekula, 2009; Válek, Žížka, 1996)

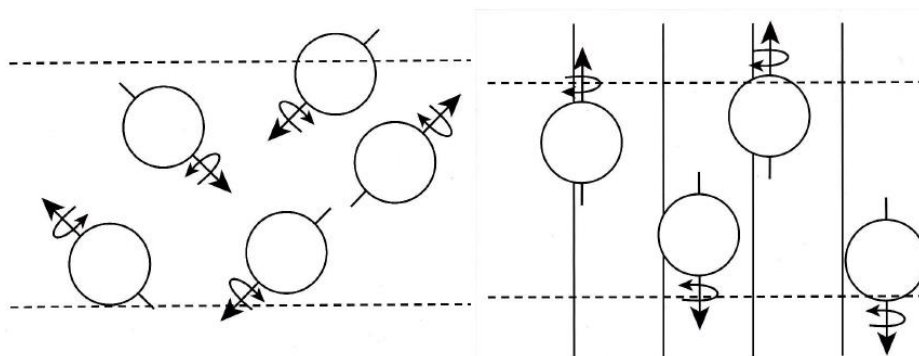
1.3.3.1. Uspořádání směrů protonů magnetizací

Za běžných okolností se protony pohybují nahodile (viz Obrázek 11 vlevo) a pro nás je tak nemožné je zachytávat. Proto při umístění objektu do silného homogenního magnetického pole, jenž vytváří přístroj, dojde k uspořádání rotačních os protonů rovnoběžně se siločárami vnějšího pole (dodá elektromagnetický impuls). Buď paralelně (ve směru) nebo antiparalelně (proti směru). Viz Obrázek 11 vpravo.

Stav paralelního směru je o trochu méně energeticky náročný než stav antiparalelní, proto se něco více protonů orientuje paralelně (přibližně o 10^{-5} z celkového počtu), kvůli menší

energetické náročnosti. Kdyby byla četnost směrů protonů stejná, tak by se navzájem vyrušily a tkáň by se opět chovala magneticky neutrálně. Počet paralelních a antiparalelních protonů se navzájem vyruší a zbytek paralelních protonů (10^{-5}) je odpovědný za to, že tkáň začne vykazovat svůj vlastní úhrnný magnetický moment.

Jednotlivé tkáně se navenek projevují různě velkými magnetickými momenty, tím že mají různou biochemickou strukturu (a tím i různou hustotu zastoupení protonů), a dávají nám tak zásadní informaci o svém složení. Tato informace se stává podkladem pro vytvoření MR obrazu. (Nekula, 2009; Válek, Žižka, 1996)



Obrázek 11 Pohyb protonů v normálním prostředí – vlevo a pohyb protonů v prostředí magnetického pole – vpravo (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 47 - 48)

1.3.3.2. Precese

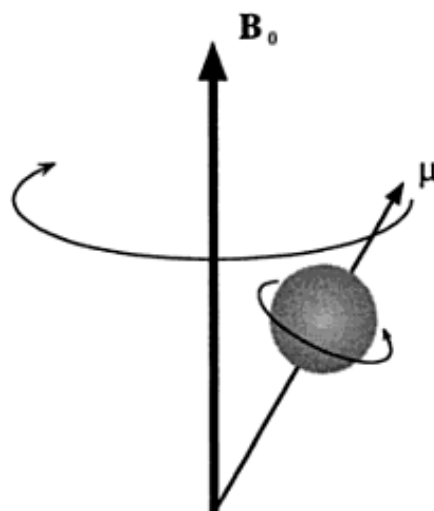
Protony se pohybují kolem vlastní osy – spin a navíc i kolem osy shodné se směrem siločar magnetu – precese (Obrázek 12). I když jsme ve fázi precese, tak protony nerotují synchronně. To znamená, že i když se pohybují stejně rychle a opisují stejně velkou dráhu, tak se proton nenachází na stejném místě jako další proton. Frekvence jakou se částice pohybují je přímo úměrná Larmorově frekvenci, která závisí na magnetických vlastnostech jádra (konkrétně na gyromagnetickém poměru) a na intenzitě vnějšího magnetického pole. Hodnoty intenzit jsou od 0,5 T do 1,5 T, v laboratořích se setkáme i s 3 T.

$$\text{Larmorova rovnice: } \omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

ω_0 – frekvence precesního pohybu protonů [Hz – MHz]

γ – gyromagnetický poměr, $H_2 = 42,577 \text{ MHz / T}$

B_0 – intenzita magnetického pole vyjádřena v jednotkách Tesla [T]



Obrázek 12 Precesní a rotační pohyb protonů (Jianming, 1998)

Čím je silnější magnetické pole, tím je frekvence precesního pohybu vyšší. Postavení podélné osy protonů je rovnoběžné se siločárami vnějšího magnetického pole, proto musíme vyslat radiofrekvenční elektromagnetický impuls, abychom změnili směr protonů, které potřebujeme změřit. Proton, který získal radiofrekvenční elektromagnetický impuls, excituje, protože získal energii a tím pádem zvyšuje svojí oscilaci. Tento jev znázorňuje změnu směru vektorů.

Radiofrekvenční elektromagnetický impuls může být 90° a 180° , to znamená, že se vektory otočí buď o 90° , nebo 180° . Dochází k podélné magnetizaci. Ihned po vyslání impulsu dochází k relaxaci. Během magnetického působení se z těla vyzařují impulsy, které registrují speciální cívky. Počítače, které jsou k přístroji připojeny, převádí signál na digitální obraz. (Nekula, 2009; Válek, Žižka, 1996)

1.3.4 Relaxační čas

Použití radiofrekvenčního pulzu způsobilo, že jádra pochycují energii a dostávají se do excitovaného stavu. Tyto jádra, se vracejí zpět do základního stavu a uvolňují stejné množství energie do okolí, které impulsem přijalo. Tento jev trvá v řádu mikro – milisekund. Tedy relaxace je proces navrácení jádra do méně energeticky náročného stavu. Relaxační čas je zvlášť pro T_1 a T_2 . (Nekula, 2009; Válek, Žižka, 1996)

1.3.4.1. T_1 relaxační čas

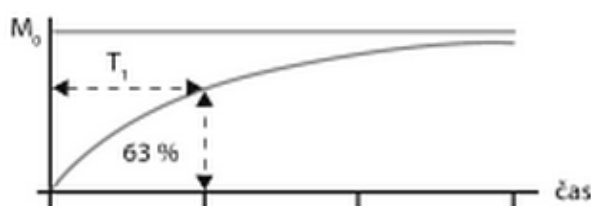
Magnetizace v podélné ose, jež byla utlumena, se po určité době vrací do normálního stavu. Dobu, kterou magnetizace v podélné ose potřebuje, značíme jako T_1 relaxační čas.

T_1 relaxační čas definujeme jako dobu potřebnou k tomu, aby vektor podélné magnetizace získal zpět 63 % svojí původní velikosti. Viz Obrázek 13.

T_1 vážený obraz je vázán na dobu TR a to tak, že pokud zkrátíme čas mezi dvěma 90° pulsy natolik, aby tkáň nestačila získat podélnou magnetizaci v plné míře, bude se signál přijímaný z různých tkání po druhém impulsu lišit podle toho, jak velký byl vektor podélné magnetizace v různých tkáních v okamžiku, kdy byl vyslán nový impuls.

Čím je vektor podélné tkáňové magnetizace v době nového pulsu větší, tím je i vektor příčné tkáňové magnetizace po novém pulsu větší a tím silnější signál z dané tkáně registrujeme. To znamená, že ve tkáních probíhá relaxace protonů rychle a tím je i krátký čas T_1 . Čím větší bude rozdíl hodnot časů T_1 u jednotlivých tkání, o to více stupni šedi budou tyto tkáně ve výsledném obraze odlišeny (tzv. tkáňový kontrast). Takový typ zobrazení označujeme T_1 vážený obraz. Obraz získaný v krátkém čase TE bude mít rozdílné časy T_1 .

Rychlost průniku molekul přes mřížku závisí na velikosti dané molekuly. Čím menší je molekula, tím rychleji pronikne přes mřížku. Voda má rychlost 2000 - 3000 ms, tuk 150 - 200 ms, proto je pro protony jednodušší předat energii tukové tkáni, jelikož je tuk oproti vodě znatelně pomalejší. Hodnoty u T_1 váženého obrazu se u TR pohybují řádově ve stovkách (500 ms) a TE v desítkách (20 ms). Ve výsledném obraze je solidní tkáň mírně hypersignální, tekutina hyposignální, tuk hypersignální a proudící krev či kompakta asignální. (Nekula, 2009; Válek, Žižka, 1996)



Obrázek 13 Longitudinální magnetizace (Seidl, 2012, s. 55)

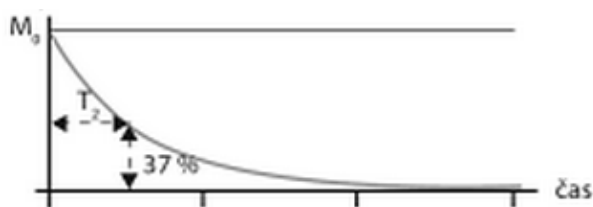
1.3.4.2. Relaxační čas T_2

Čas T_2 relaxace je postupná ztráta transverzální magnetizace, způsobena koncem působení radiofrekvenčního impulsu (protony přestanou vykonávat svůj precesní pohyb s Larmorovou frekvencí). Protony se již nepohybují synchronně a příčná magnetizace se ztrácí. Tento čas

relaxace závisí na chemické struktuře zkoumané tkáně. T_2 relaxační čas je doba, za kterou velikost příčné magnetizace klesne z maxima na 37 % původní hodnoty. Viz Obrázek 14.

Tím jak přestane působit elektromagnetický impuls, tak ubývá příčná tkáňová magnetizace, klesá intenzita měřitelného elektromagnetického signálu, který z tkáně vychází a který je registrovatelný. Tento typ signálu, jehož maximum naměříme těsně po skončení impulsu a který v průběhu relaxace postupně klesá k nule, se nazývá Free Induction Decay – FID signál (viz Obrázek 15).

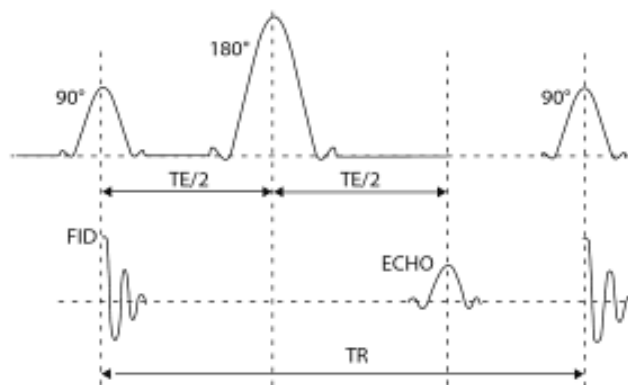
T_2 je zpravidla kratší a dosahuje 10 – 20 % délky T_1 času. Na výsledném obraze je tekutina hyposignální, tuk solidní tkáň hyposignální a krev proudící a kalcifikace jsou signální. Hlavními faktory ovlivňující příčnou relaxaci jsou děje na molekulární úrovni, pomalé procesy a předávání energie. (Nekula, 2009; Válek, Žížka, 1996)



Obrázek 14 Transverzální magnetizace (Seidl, 2012, s. 56)

1.3.5 Repetiční čas TR

Repetiční čas je úsek mezi dvěma stejnými excitačními radiofrekvenčními pulzy. Jelikož je většina vyšetření na magnetické rezonanci založena na opakované aplikaci, tak je repetiční čas nezbytně nutný. Za časový interval (čas echa) v polovině TE po 90° pulsu do tkáně vysíláme 180° puls, který otočí precesi a klesající vektor se začne znova zvětšovat. Po dalším uplynulém čase TE/2 získáváme signál (viz Obrázek 15). Vyšleme-li 90° puls po správné době, tak další impuls bude stejný jako předchozí, ale pokud TR zkrátíme tak, že se antiparalelně postavené protony nestihnou vrátit do původního stavu a vyšleme další 90° signál, získáme tak výsledný signál o jiných (vyšších) hodnotách a to proto, že výchozí tkáň, která obdržela další 90° impuls, měla vyšší počáteční hodnotu, jelikož nestihla získat zpět podélnou magnetizaci v plné míře. Kvůli zkrácení TR získáváme silnější signál. (Válek, Žížka, 1996)



Obrázek 15 Znárodnění principu sekvence spin-echo (Seidl, 2012, s. 59)

1.3.6 Základní vyšetřovací postupy

Mezi nejvyžívanější vyšetřovací techniky řadíme zjišťování T_1 a T_2 relaxačních časů. V každém vyšetření máme několik desítek opakování vysílání impulsů a relaxací, této sérii impulsů a relaxací říkáme sekvence. (Válek, Žižka, 1996; Nekula, 2009)

1.3.6.1. spin-echo sekvence (SE)

Doba T_1 a T_2 jsou navzájem závislé, proto se v praxi tento jev využívá tak, že se nečeká na maximální podélnou magnetizaci po vyslání 90° impulsu, ale urychlí se to tak, že se podá 180° dříve kvůli zkrácení času vyšetření. V tkáních bohatých na vodu bude signál slabší než v tkáni tukové. Tento způsob provedení vyšetření se nazývá T_1 vážený obraz (T_1 v. o., T_1 w. i.). T_1 obraz má krátkou dobu relaxace i excitace.

T_2 zobrazení je závislé na době potřebné k příčné relaxaci, oproti předchozí sekvenci se tady dlouhá doba vyžaduje. Důvodem je, že máme tkáň s dlouhým relaxačním časem T_1 , které dosáhnou původní velikosti podélné magnetizace, tak nebudou rozdíly T_1 časů viditelné, ale T_2 relaxační čas bude ovlivněn. Čili, použijeme-li delší dobu excitace, tak získáme odlišné tkáňové rozdíly v T_2 obrazech. Čím je delší čas T_2 , tím je intenzita signálu větší. Signál tuku již není tak odlišný od tekutiny. (Válek, Žižka, 1996; Nekula, 2009)

1.3.6.2. Proton denzitní obrazy (PD)

PD obrazy mají krátkou dobu excitace a dlouhou dobu relaxace. Obraz závisí na počtu protonů vodíku ve tkáni. PD vážený obraz minimalizuje vliv transverzální a longitudinální magnetizace. Pokud bychom to vyjádřili v nějakých hodnotách, PD vážený obraz má TR delší než 2000 ms a TE kratší než 30 ms. PD obrazy jsou součástí T_2 sekvence. Na výsledném

obrazu je tekutina tmavě šedá a tkáň obsahující více vody jsou tmavší než ostatní struktury. (Válek, Žižka, 1996; Nekula, 2009)

1.3.6.3. Inversion recovery (IR)

Inversion recovery patří mezi speciální sekvence. Používá se obrácený postup vysílání impulsů, nejdříve se vyše 180° a poté 90° impuls. Doba mezi těmito impulsy se nazývá Inversion Time. Intenzita přijímaného signálu závisí na T_1 relaxační čas dané tkáň. Obrazy jsou velmi silně T_1 vážené. Nejpoužívanější je FLAIR sekvence s potlačením signálu vody a STIR s potlačením signálu tuku. (Válek, Žižka, 1996; Nekula, 2009)

1.3.6.4. PSS a SRS

Partial saturation sequence a saturation recovery sequence patří mezi klasické MR sekvence. V překladu se jedná o sekvence částečné a úplné obnovy podélné magnetizace. Zde se používá pouze 90° opakovaný puls. Partial saturation sequence má TR interval krátký, naopak saturation recovery sequence má TR interval natolik dlouhý, že se vyše další 90° impuls až v době, kdy se podélná magnetizace stačí obnovit. PSS se řadí mezi T_1 vážené obrazy a SRS mezi PD obrazy. (Válek, Žižka, 1996; Nekula, 2009)

1.3.6.5. Gradientní echo (GRE)

Pomocí této sekvence docílíme urychlení vyšetření. Podstatou je záměna 90° a 180° impulsů kratšími impulsy. Používá se 10° až 50° vychylovací úhel. Místo 180° pulsu se používá přídatný magnetický gradient, který zvyšuje nehomogenity v tkáni, dojde k rychlejší ztrátě synchronního pohybu protonů. Poté je přídatní magnetický gradient aplikován znovu ovšem s opačnou orientací. Výsledkem je opětová synchronizace pohybu protonů s nárůstem příčné magnetizace až k maximu, jenž se nazývá gradient echo. Mezi tyto sekvence řadíme Fast Field Echo (FFE) nebo Fast Low Angle Shot (FLASH). (Válek, Žižka, 1996; Nekula, 2009)

1.3.7 Fourierova transformace

Fourierova transformace jako matematická metoda je úspěšně použitelná k analýze obrazů. Metoda umožňuje provádět frekvenční filtraci k odstranění nežádoucích signálů o jiné frekvenci, tím dochází ke zvýraznění anatomických struktur zvýšením kontrastu v obraze.

Tkáně vystavené silnému homogennímu magnetickému poli dávají signál o stejné intenzitě (stejná frekvence protonů) ať jsou v izocentru či ne. Aby se daly odlišit signály z mnoha vrstev těla pacienta, je k vnějšímu magnetickému poli magnetu předáno další magnetické pole, jehož intenzita roste v podélné ose těla (vznik magnetického gradientu). Magnetický gradient umožňující určit rovinu řezu se jmenuje rovinu řezu určující gradient časově omezen na dobu trvání elektromagnetického impulsu. K určení roviny i tloušťky řezu je vysláno úzké spektrum sousedních frekvencí do tkáně místo impulsu o jedné konkrétní frekvenci, a volba strmosti magnetického gradientu.

Pro zjištění určitého bodu MR řezu, ze kterého vychází signál, je použit frekvenci určující gradient, který bude orientován kolmo na dlouhou osu těla. Výsledkem jsou protony v různých sloupcích určitého řezu, jenž budou vydávat signály s různými frekvencemi.

Pro získání informací (struktura řádků v sloupcích) je použit další magnetický gradient, který svojí magnetizací zvýší frekvenci precesního pohybu protonů. Tento gradient se nazývá fázi určující gradient a je zapnut na krátký okamžik před aplikací frekvenci určujícího gradientu. Po skončení působení tohoto gradientu, se protony opět začnou nesynchronně pohybovat (precese) Larmorovou frekvencí.

MR obraz je 2D rovina rozdělená mřížkou na pixely. Typické rozměry obrazu jsou 256x256 sloupců a řad pixelů. (Válek, Žižka, 1996; Seidl, 2012)

1.3.8 K-prostor

K-prostor je vlnový prostor nastřádaných frekvencí, jenž přijímá signál, který představuje jeden řádek K-prostoru a podává informaci o intenzitě různých hran v prostoru. Více řádků prostoru tvoří matici. Matice všech naměřených signálů se filtruje přes Fourierovu transformaci a vzniká výsledný obraz. Centrální oblast K-prostoru s nízkými hodnotami prostorové frekvence odpovídá za kontrast a tvar MR obrazu, periferní část s vysokými hodnotami prostorové frekvence kóduje jemné detaily.

Kvalita MR obrazu záleží na vnitřních a vnějších podmínkách. Mezi vnitřní podmínky patří spinová hustota (vyšší počet protonů vodíku = vyšší signál vycházející z tkáně), magnetická susceptibilita (schopnost tkáně stát se magnetickou) a relaxační časy (zobrazujeme rozdíl v relaxaci různých tkání). Mezi vnější podmínky patří hodnoty TE a TR (pokles TR = pokles amplitudy signálu), velikost statického magnetického pole (intenzita

signálu roste s druhou mocninou B_0), velikost matice a tloušťky vrstvy (čím větší matice, tím menší voxel – detailnější obraz, větší šum), počet excitací (čím více excitací, tím lepší podmínky). (Válek, Žižka, 1996; Seidl, 2012)

1.3.9 Magnetická rezonanční angiografie MRA

Magnetická rezonance je metoda, která dokáže neinvazivní cestou zobrazit cévní řečiště. Zobrazení cév se uskutečňuje s / bez kontrastní látky.

V současnosti se využívají tři typy MR angiografie. První je TOF (time of flight), druhá technika je citlivá na pohyb a jmenuje se PC (phase contrast) a třetí technika využívá ke správnému chodu kontrastní látky a jedná se o ceMRA (contrast enhanced).

(Seidl, 2012; Nekula, 2009)

1.3.9.1. TOF

Principem je přítok nesaturovaných vodíkových jader do vrstvy statické tkáně, která je saturována radiofrekvenčními pulsy. K saturaci se používá repetiční čas TR.

Po vyslání 90° impulsu do tkáně v úrovni roviny řezu, budou všechny protony příčně orientovány a budou zdrojem silného signálu. Kvůli rychlosti toku budou tyto protony mimo rovinu řezu a budou nahrazeny protony přitékajícími, které nejsou příčně orientovány a nedávají tudíž žádný MR signál. Tento jev se nazývá wash-out phenomenon (fenomén vymývání).

K zobrazení příčně orientovaných protonů v určité úrovni roviny řezu potřebujeme vhodné časování sekvence. Po 90° pulsu, kdy jsou relaxující protony v cévách nahrazeny přitékajícími protony, se vyšle nový 90° puls. Výsledkem bude silnější signál z cév oproti signálu z okolních tkání.

TOF může být 2D, ale i 3D. 2D technika má lepší výsledky pro zobrazení extrakraniálního a periferního vaskulárního řečiště a používá se pro pomalé toky (žíly), ale oproti 3D technice má delší čas měření a omezený rozsah pokrytí vyšetřované oblasti aplikovanými řezy (tloušťka řezu je silná pro rekonstrukci, takže výsledný obraz nemá hladké kontury). 3D technika je založena na toku nesaturované krve do 3D zobrazovaného objemu s primárně saturovanou stacionární tkání a je vhodná pro rychle proudící krev (tepny). Výhodou je po

postprocesingové rekonstrukci vysoká kvalita. Nesaturovaná krev je hyperintenzní. (Válek, Žižka, 1996; Seidl, 2012)

1.3.9.2. PC

Fázový kontrast je nekontrastní metodou MRA založen na odlišném principu než TOF. Spočívá v aplikaci bipolárního gradientu ve třech na sebe kolmých směrech. Makroskopický stav magnetizace, který se může změnit během pohybu, je zdrojem signálu. Tyto změny závisí na rychlosti spinů a na gradientních magnetických polích. PC technika je podobná dopplerovské technice v sonografii.

.Mezi výhody patří potlačení signálu pozadí a možnost upravení citlivosti na pomalý tok. Nevýhodou je dlouhý čas měření.

Pokud je známa rychlost toku krve, je možno tuto rychlost zadat do vyšetřovací sekvence tak, aby byla citlivá na danou rychlost, a tím se zdůraznila céva, která je cílem zájmu.

U 2D PC angiografie se na rozdíl od 3D vybírá jeden silný řez, čímž je zkrácena doba měření. Nevýhodou je, že neumožňuje další postprocessing a v porovnání s 3D PC angiografií poskytuje horší poměr signál-šum. Společně s TOF technikou se používají při vyšetření mozkových cév, či k posouzení zúžení extrakraniálních úseků karotické a vertebrální tepny. (Seidl, 2012; Nekula, 2009)

1.3.9.3. CE MRA

CE-MRA je kontrastní neinvazivní metoda k vyšetření cév pomocí paramagnetické látky. Tato metoda na rozdíl od metody TOF není závislá na toku krve.

Princip CE-MRA spočívá v 3D T_1 vážené gradientové sekvenci, kdy časy TR a TE jsou zkráceny na minimum. Rychlým bolem kontrastní látky i. v. je T_1 hodnota krve dále snížena a krev tak poskytuje jasný (bílý) signál uvnitř cév, přičemž okolní tkáň se zobrazuje tmavě.

Cílem této metody je maximalizovat signál z cév a minimalizovat signál z okolní tkáně buď potlačením tuku, nebo zvýšením signálu z tepen a použití nekontrastních obrazů pro subtrakci.

Nejdůležitější je správně načasovat bolus kontrastní látky, kvůli tomu existuje technika fluoroskopie. Spočívá v použití jednoduché 2D GRE sekvence pokrývající oblast zájmu, která umožňuje vytvářet obrazy rychlostí 1 obraz za sekundu. Poté, co se k. l. dostane do oblasti

zájmu, je buď automaticky (Smart Prep) nebo manuálně operátorem (Care bolus) spuštěna 3D vyšetřovací sekvence. (Seidl, 2012; Nekula, 2009; Vymazal, 2004)

1.3.10 MR spektroskopie

MR spektroskopie je technika sloužící k detekci přítomnosti chemických látek ve tkáni fungující při síle minimálně 1,5 T. Základní rozdíl mezi MRI a MR spektroskopií je v tom, že MRI získává obrazy z protonů vody v těle za přítomnosti gradientu magnetického pole, kdežto MR spektroskopie získává obrazy z metabolitů za mnohem nižších koncentrací a za nepřítomnosti gradientu magnetického pole. MR spektroskopie detekuje aminokyselinu N – acetylaspartátovou, která prokazuje přítomnost žijících neuronů. Za použití jader vodíku se detekuje signál z kreatinu a fosfokreatinu, z cholinových metabolitů a laktátu. Místo jader vodíku se používají i jádra fosforu, který detekuje adenosin trifosfát (ATP), fosfocreatin či anorganický fosfát. Nejčastěji se využívá pro vyšetření CNS a svalové tkáně. (Seidl, 2012)

1.3.11 MR přístroje

Přístroj pro magnetickou rezonanci se skládá z několika částí:

1. Homogenní stacionární magnet B_0 s napájecím a chladičím zařízením
2. Gradientní cívky a jejich elektrické zdroje
3. Vysokofrekvenční vysílač a vysílací cívka na výrobu excitačního magnetického pole
4. Vysokofrekvenční přijímač a jiné druhy přijímacích cívek na detekci signálu
5. Počítačový systém na zpracování signálu, archivaci a rekonstrukci obrazu
6. Vysokofrekvenční a magnetické stínění pro ochranu přijímacího systému od elektrického šumu z okolí
7. Vyšetřovací stůl
8. Doplnky (monitoring EKG)

(Válek, Žižka, 1996; Nekula, 2009; Vomáčka, Nekula, 2012)

1.3.11.1. Homogenní stacionární magnet

Při vyšetření se mohou použít tři různé typy magnetů: permanentní, supravodivé a odporové.

- **Permanentní** magnety nedosahují velkých intenzit magnetického pole ($<0,3$ T), ale přesto poskytují oproti jiným magnetům lepší tkáňový kontrast, naopak neumožňuje dosáhnout dobré rozlišovací schopnosti. Jsou tvořeny feromagnetickými slitinami (železo, kobalt, nikl).
- **Supravodivé** magnety potřebují být vysoce chlazeny heliem v kapalném stavu na teplotu -269 °C. Teplota je daná tak, aby byly vhodné podmínky pro udržení supravodivého stavu. Tyto magnety umožňují dělat obrazy s vysokou rozlišovací schopností, díky intenzitě magnetického pole v rozmezí 0,5 až 3 Tesla.
- **Odporové** magnety jsou na rozhraní mezi supravodivými a permanentními magnety. Generují magnetické pole tím, že vodiči protéká elektrický proud o vysoké intenzitě. Magnety je potřeba chladit vodou či heliem, protože při průtoku proudu se zahřívají. Jejich dosažená intenzita magnetického pole je 0,3 T.

(Válek, Žižka, 1996; Nekula, 2009; Vomáčka, Nekula, 2012)

1.3.11.2. Cívky

- **Permanentní** = volumové – nacházejí se uvnitř přístroje a nejsou vidět. Volumová cívka slouží jako vysílač B_0 a také jako přijímač signálu. Slouží i jako celotělová cívka, má poměrně velký šum, jelikož je daleko od těla pacienta.
- **Gradientní** – skládají se ze tří cívek, které jsou umístěny v gantry. Jsou zdrojem velkého hluku, který je při vyšetřování, z důvodu prudkých pohybů, kvůli vzniku elektromagnetických sil. Gradientní systém slouží k výběru vrstvy a tloušťky vyšetření (vytváří přídatná magnetická pole) a pomáhá při tvorbě rychlých sekvencí.
- **Vyrovnávací** – slouží k vyrovnávání nehomogenit vzniklých během vyšetření. Čím větší nehomogenita, tím méně kvalitní zobrazení vyšetřovacího pole.
- **Povrchové** – jsou přikládány přímo na tělo pacienta, kde přijímají signál vycházející z těla pacienta. Tím že jsou blízko vyšetřovacího pole pacienta, tak nedochází k velkému vzniku šumu a tím mají i vysokou kvalitu obrazu. Tyto cívky dělíme podle použití na danou část těla. Viz Obrázek 16.

- Hlavová cívka – používá se k vyšetření mozku, obličejové části a kotníku
- Krční páteřní cívka – slouží k vyšetření krční páteře
- Páteřní cívka – používá se k vyšetření hrudní a bederní páteře
- Ramenní, kolenní, zápěstní – pro ortopedické aplikace
- Kruhové cívky – používají se pro malé klouby, jako je zápěstí, čelist, rameno
- Speciální cívky – prsní cívka s otvorem na prsa, endorektální cívka
- Univerzální flexibilní cívka – dají se použít na cokoliv, jen se musí vhodně vytvarovat na danou část těla.

(Válek, Žížka, 1996; Nekula, 2009; Vomáčka, Nekula, 2012)



Obrázek 16 Hlavová, kolenní, krční a flexi cívky (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 53)

1.3.11.3. Ovládací konzole

Je podobná CT ovládací konzoli a je spojena s řídicím počítačem. Umožňuje zadávat pacienta do počítače (jméno, rodné číslo, vyšetření, datum apod.). Pomocí ní se připravuje vyšetření, jako je volba sekvencí, volba cívek, úprava TR a TE. Po provedení vyšetření slouží k prohlížení výsledných obrazů a následně je archivuje. (Válek, Žížka, 1996; Nekula, 2009; Vomáčka, Nekula, 2012)

1.3.11.4. Stínění

Jelikož elektromagnetické signály, jež se používají v MR, pracují s frekvencí krátkých a velmi krátkých vln mohou rušit okolní přístroje (TV, PC, rádio), tak se používá stínění těchto vln. Stínění máme buď pasivní, nebo aktivní.

- Pasivní stínění obsahuje silné pláty z měkké oceli symetricky umístěných kolem cívek MR magnetu. Funguje na principu Faradayovy klece.
- Aktivní stínění používá zvláštní cívky v okolí MR magnetu, které vyrábějí magnetické pole v opačném směru a tím brzdí primární magnetické pole. Intenzita magnetického pole klesá se třetí odmocninou vzdálenosti a šíří se horizontálně a vertikálně ve tvaru silokřivek. (Válek, Žižka, 1996; Nekula, 2009; Vomáčka, Nekula, 2012)

1.3.11.5. Vyšetřovací stůl

Vyšetřovací stůl, jenž je připojen k vlastnímu MR přístroji, je vyroben z neferomagnetických prvků, kvůli tomu na něho nepůsobí magnetické pole. Je podobný vyšetřovacímu stolu na CT, jeho nosnost je do 150 kg, v některých případech i do 220 kg. (Válek, Žižka, 1996; Nekula, 2009; Vomáčka, Nekula, 2012)

1.3.12 Artefakty při zobrazování MR

Artefaktem se rozumí zaznamenaný falešný signál zhoršující kvalitu obrazu, který neodpovídá skutečnému rozložení tkáně. Příčiny vzniku jsou různé, nejčastěji to jsou fyzikální vlastnosti jak člověka, tak i přístroje. (Nekula, 2009)

1.3.12.1. Nevyhnutelné pohyby člověka

Některé artefakty se předvídají již před vyšetřením. Jsou jím například pohyby hrudníku při dýchání nebo tlukot srdce, peristaltické pohyby střev, krevní tok a pulsace velkých tepen. Pohyb hrudníku vlivem dýchání se odstraňuje rychlými sekvencemi při zadržení dechu. Vyšetření hrudníku, kde se nám pohybuje srdce, se provádí pomocí EKG, kdy se měření dělá v pauzách mezi systolou a diastolou. Při tomto typu synchronizace je měřena pouze jedna řádka K-prostoru pro každý řez. Preferuje se konec srdečního cyklu, aby se předešlo dalším pohybovým artefaktům.

Vyšetření na magnetické rezonanci je zdlouhavé, proto nelze vyloučit pohyb pacienta, i když byl před vyšetřením poučen. Pacienti se mohou cítit stísněně, jelikož otvor, do kterého vjíždí stůl s pacientem má průměr okolo 60 cm, proto se neklidným pacientům může podat uklidňující látka, aby nedošlo k pohybu a tím pádem k artefaktu. K rušení signálu přispívají také nežádoucí materiály uvnitř či vně pacienta. (Nekula, 2009)

1.3.12.2. Nevyhnutelné vyplývající z použité sekvence

Chemický posun

Chemickým posunem se myslí vzájemný posun mezi vodním a tukovým obrazem ve směru frekvenčního kódování na základě rozdílných frekvencí vody a tuku. Výsledkem je buď ztráta signálu na rozhraní voda – tuk, nebo zvýšení signálu, kde dochází k superpozici signálu posunutého tuku a vody.

Trunkační artefakty

Trunkační artefakty vyplývají z užití pouze konečného počtu prostorových frekvencí při Fourierově syntéze obrazu, kdy je výsledný obraz degradován vlnkovými artefakty. Tento efekt lze zmírnit předzpracováním dat. Projevuje se jako střídavé světlé a tmavé proužky v blízkosti kontrastních rozhraní tuková / svalová tkáň.

Susceptibilní artefakty

Susceptibilní artefakty jsou artefakty, jejichž zdrojem jsou lokální nehomogenity magnetického pole. Objevují se v blízkosti cizích kovových těles v těle.

Artefakty z toku a pohybu vznikají na základě toho, že tok a pohyb ruší fázovou koherenci. Tento jev se označuje jako *ghosting*. Vícečetná chybná pozice ve směru fázového kódování v důsledku pulsatilního toku se nazývá *multiple ghosting*. (Seidl, 2012)

1.3.13 Kontraindikace

Kontraindikace rozdělujeme na absolutní a relativní.

Absolutní kontraindikace:

kardiostimulátor, cévní svorky z feromagnetického materiálu, elektronické implantáty, cizí kovová tělesa intrakraniální nebo intraorbitálně

Relativní kontraindikace:

stenty, žilní filtry, kloubní náhrady - osteosyntetický materiál, dentální implantáty

Platí zde přísný zákaz vyšetření lidí s kardiostimulátorem či jinými kovovými nebo feromagnetickými přístroji uvnitř těla důležitými pro života schopnost – absolutní kontraindikace. Lidé s kardiostimulátorem, který je ovlivnitelný magnetickým polem nesmí vstupovat do vyšetřovny. Pokud by vstoupili do vyšetřovací místnosti, tak by došlo

k přerušení funkce kardiostimulátoru a tím by došlo k úmrtí pacienta. Elektricky vodivé materiály se mohou během vyšetření zahřívat nebo poškodit. U cévních svorek z feromagnetického materiálu by mohlo dojít ke zmagnetizování, tím i k přesunu z místa na místo anebo k zahřátí.

Mezi další nebezpečné materiály patří kovové piliny v oku, inzulínové pumpy, kloubní náhrady, šrouby v kloubu, jež jsou v těle umístěny. Po šesti týdnech jsou zavedené šrouby zarostlé a neměly by se uvolnit, proto je možné vyšetření na MR po 6. týdnech.

K vyšetření by se neměla dostavit těhotná žena v prvním trimestru, v další fázi se naopak MR upřednostňuje před CT vyšetřením. Při vyšetřování dochází k velkému hluku přístroje (65 – 95 dB), kvůli pohybu gradientních cívek.

O provedení vyšetření rozhoduje lékař, který zváží rizika. Před každým provedením vyšetření je pacient poučen a je také vyplněn dotazník. Pokud pacientovi nehrozí nebezpečí (zjištěno z dotazníku), tak může vejít do místnosti a být vyšetřen. (Nekula, 2009)

1.3.14 Kontrastní látky, rozdělení a nežádoucí účinky

Výzkum kontrastních látek pro MR začal již v 80. letech 20. století a to v podobě nízkomolekulárního gadoliniového chelátu. První schválená kontrastní látka byla Gd-BOPTA v devadesátých letech 20. století. Kontrastní látky pro MR mají až 6x menší výskyt nežádoucích účinků oproti CT kontrastním látkám. (Mazánková, 2011; Válek, Žižka, 1996)

1.3.14.1. Vlastnosti a využití kontrastních látek

Gadolinium je bohužel vysoce toxické, proto se nepodává samotné, ale jako součást chelátu, který snižuje toxicitu a relaxivitu. Tento chelát musí být dokonale stabilní. Kontrastní látky pro MR jsou paramagnetické, jež jsou rozpustné ve vodě a superparamagnetické, které jsou pevného skupenství a jsou zaváděny do těla ve formě suspenze.

Využívají se hlavně ke zkrácení T_1 a T_2 relaxačních časů, čímž dojde ke zvýšení rychlosti relaxace. Pokud snižuje čas T_1 , zesílí se tím signál T_1 a obraz bude světlý. Zásadou je, aby kontrastní látka byla netoxická a v přiměřeném množství. Kontrastní látky se používají také pro zvýšený rozdíl mezi tkáněmi, aby se snímek lépe popisoval a byly tam vidět detaily (princip DSA – nejprve se udělá prostý snímek, poté snímek s kontrastní látkou a následně se

pomocí počítače tyto 2 snímky navzájem odečtou a v obraze zůstane jen struktura průtoku kontrastní látky).

Rychlost prostupnosti mikro a makromolekul závisí na jejich velikosti, tvaru a náboji, který nese. Kontrastní látka je tvořena makromolekulou želatiny, proto KL neproniká přes membránu do buněk. Pokud je v místě snímkování onemocnění (nádor), tak KL pronikne skrz hematoencefalickou membránu do tepének a na snímku bude KL hypersignální, která dokonale zachytí tvar a velikost daného onemocnění. (Mazánková, 2011; Válek, Žižka, 1996)

1.3.14.2. Dělení kontrastních látek

Kontrastní látky dělíme podle způsobu aplikace na:

- Intravenózní
- Perorální
- Intrartikulární
- Intersticiální
- intrathekální.

Dále podle místa aplikace na:

- Extracelulární orgánově nespecifické – cíleně se nevyčtyávají v buňkách a šíří se cévním řečištěm a tekutinami. Mezi zástupce této skupiny řadíme Gadovist, ProHance, Omniscan, Magnevist.
 - Nízkomolekulární – paramagnetické gadoliniové cheláty Dg-DTPA
 - Vysokomolekulární – jsou tvořeny paramagnetickými sloučeninami gadolinia. Vhodné pro MRA. Mezi zástupce patří Vasovist.
- Intracelulární orgánové specifické – specificky se vychytávají kontrastní látky

(Mazánková, 2011; Válek, Žižka, 1996)

1.3.14.3. Nežádoucí účinky kontrastních látek

Mezi nežádoucí účinky řadíme pocit tepla, zvracení, bolest hlavy nebo i vyrážku. V nejhorším případě může nastat NSF (nefrogenní systémová fibróza), případně alergická reakce či anafylaktický šok.

NSF - vzácné onemocnění charakterizované tvorbou a ukládáním pojivové tkáně v pokožce, což může vést vzhledem ke zvýšené tuhosti pokožky až ke vzniku kontraktur a kloubní imobilitě, rovněž může dojít i k postižení vnitřních orgánů (plíce, játra, srdce). Větší riziko vzniku NSF je u pacientů s těžkým poškozením ledvin, u kterých je vyloučení kontrastní látky prodlouženo, proto se doporučuje u všech pacientů před aplikací k. l. zjišťovat alespoň anamnesticky případné poruchy renálních funkcí. (Mazánková, 2011; Válek, Žižka, 1996)

1.3.14.4. Příklady kontrastních látek

- ***Gadovist***

Řadí se mezi paramagnetické KL, účinnou látkou je gadobutrolum. Používá se při vyšetření mozku, páteře, jater, ledvin či cév.

- ***ProHance***

Účinnou látkou je gadoteridolum. Tato KL se používá při vyšetření mozku, míchy a okolních tkání, krku, prsou, kostí.

- ***Magnevist***

Magnevist je paramagnetická KL obsahující dimeglumini gadopentetas. Používá se při celotělovém vyšetření a při zobrazení nádorů.

- ***MultiHance***

MultiHance je paramagnetická KL, která se používá pro vyšetření jater a centrálního nervového systému. Slouží k detekci metastáz či jaterních lézí.

(Mazánková, 2011; Válek, Žižka, 1996)

2 PRAKTICKÁ ČÁST

V další části mé bakalářské práce je část praktická, ve které bude popsáno konkrétní vyšetření každého kloubu, kterého se bakalářská práce týká. Bude popsána příprava a postup vyšetření.

Vyšetření na magnetické rezonanci provádí radiologický asistent za spolupráce s radiologickým lékařem. Radiologický asistent provádí identifikaci pacienta, vyplňuje dotazník, poučí pacienta o průběhu vyšetření a nežádoucích účincích, zajišťuje žilní vstup pro aplikaci kontrastní látky a ovládá přístroj magnetické rezonance před a během vyšetření.

2.1 Postup před vyšetřením

U každého kloubu je příprava téměř stejná. Pacient nejdříve vejde do čekárny, kde se ohlásí na recepci a poté vyčká v čekárně. Jakmile je pacient na řadě, tak je zavolán sestrou nebo radiologickým asistentem do místnosti, kde je seznámen s vyšetřením a společně s radiologickým asistentem či sestrou vyplní dotazník. Z dotazníku radiologický asistent zjistí pacientovu výšku a váhu, přítomnost kovových materiálů v těle, kontaktní čočky, naslouchadlo, určité alergie, klaustrofobii a v případě ženy těhotenství. Jestliže je dotazník vyplněn a radiologický asistent nevidí důvody k nevyšetření, tak je pacient odveden do kabinky, kde si sundá boty, kalhoty a kovové materiály (řetízky, hodinky, náušnice).

Během vyplňování dotazníku druhý radiologický asistent připravuje přístroj MR k vyšetření (příprava správné cívky a vyhledání pacienta v PC).

2.2 Kyčelní kloub

Při vyšetření se většinou zobrazují oba kyčelní klouby. Na vyšetření se používá povrchová bodová flexibilní cívka, která jde dobře vytvarovat a svojí velikostí dokáže zobrazit oba klouby najednou. Aplikace kontrastní látky se používá u zánětlivého postižení (artritida) nebo dle rozhodnutí lékaře.

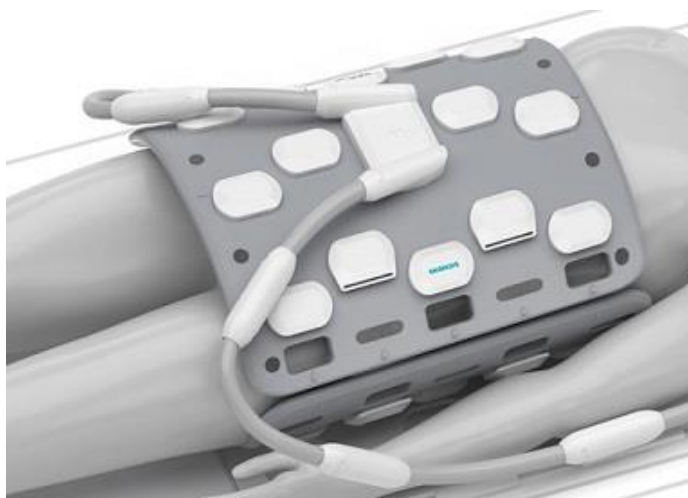
2.2.1 Kazuistika

Pacient ve věku 57 let přichází na magnetickou rezonanci za účelem vyšetření a potvrzení koxartrózy pravé kyčle. Po vyšetření a následném vyhodnocení radiologickým lékařem se toto souzení potvrdilo. Pacient má koxartrózu III. stupně s úžením laterální štěrbiny a difuzně ztenčenou chrupavkou a levá kyčel je v raném stádiu stejného onemocnění.

2.2.2 Uložení pacienta a nastavení přístroje

Pacient ulehá zády na stůl hlavou dál od přístroje. Na oblast kyčlí je umístěna flexi cívka (Obrázek 17) a jelikož je místnost klimatizovaná na nízkou teplotu, kvůli správnému chodu přístroje, tak je pacient přikryt lehkou přikrývkou. Pacientovy jsou dány sluchátka s hudbou, aby pacient ležel v klidu a cítil se uvolněně. Do ruky mu je dán balónek, který by zmáčkl v případě nevolnosti.

V ovladovně přístroje nastavíme správné typy sekvence a jednu po druhé spouštíme. Během vyšetření se pacienta průběžně ptáme, jestli je všechno v pořádku a informujeme a průběhu vyšetření.

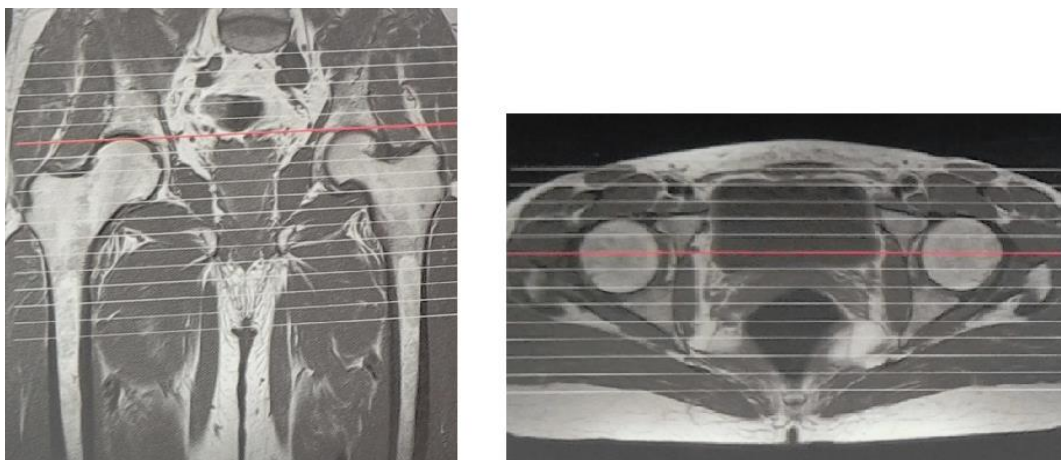


Obrázek 17 Univerzální flexi cívka (web Siemens.com)

2.2.3 Základní zobrazovací roviny a sekvence

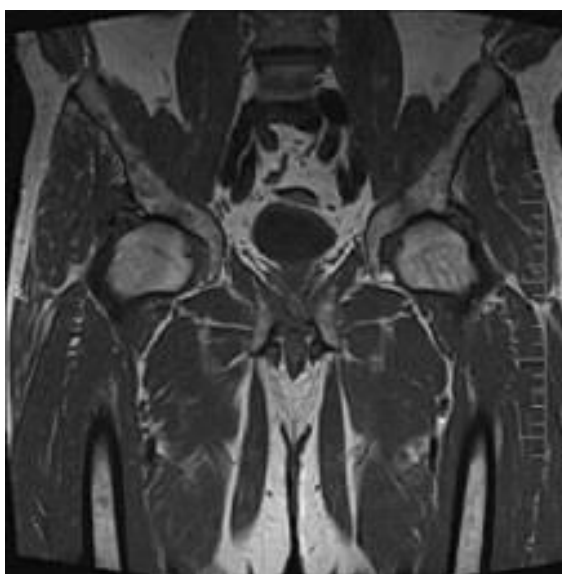
Mezi základní roviny zobrazení patří rovina koronární, transverzální a sagitální. Mezi zvolené typy sekvence patří T₁ koronární, PD+T₂ FS (potlačení tuku) koronární, PD+T₂ FS transverzální, T₂ FS koronární a GRE šikmé koronární a šikmé transverzální. Obrazy jsou tvořeny zrcadlově, čili pravá kyčel je na levé straně a levá kyčel naopak.

První měření se udělá lokalizační měření (koronární a transverzální rovina), při kterém je potřeba upravit obrázek tak, aby byl kyčelní kloub uprostřed a zvolil se vhodný sklon řezů, který se volí podle kostěné struktury.



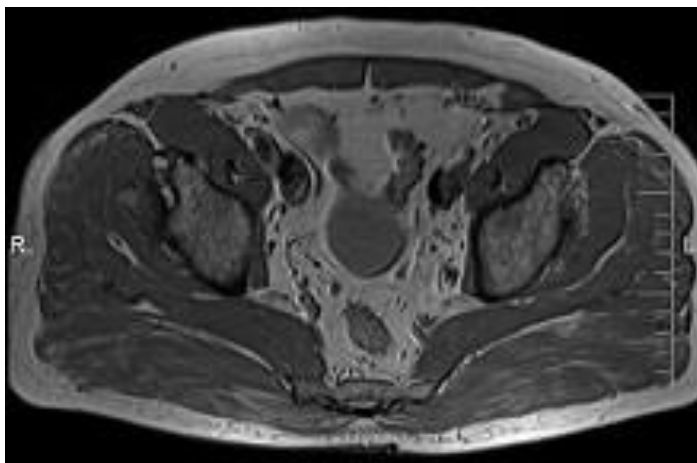
Obrázek 18 Zaměření kyčelního kloubu (Mechl, Tintěra, Žižka, 2014, s. 62)

Po lokalizačním měření se začínají provádět měření. Nejprve se provede T_1 koronární.



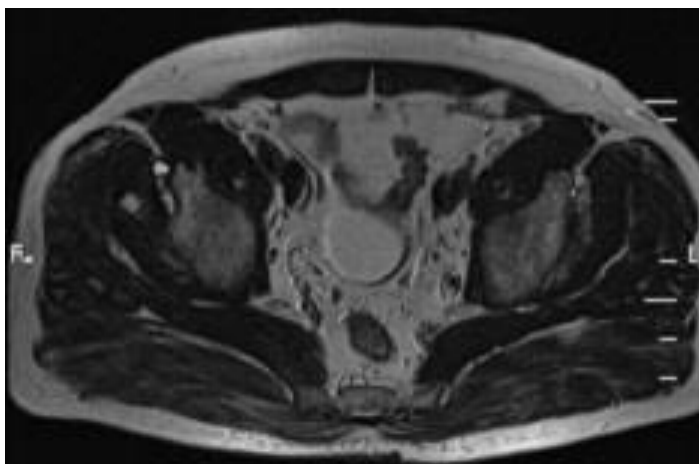
Obrázek 19 T_1 koronární zobrazení kyč. kloubu

Po T_1 kor. zobrazení následuje proton denzitní transverzální zobrazení, ve kterém jsou vidět odlišné hlavice femuru.



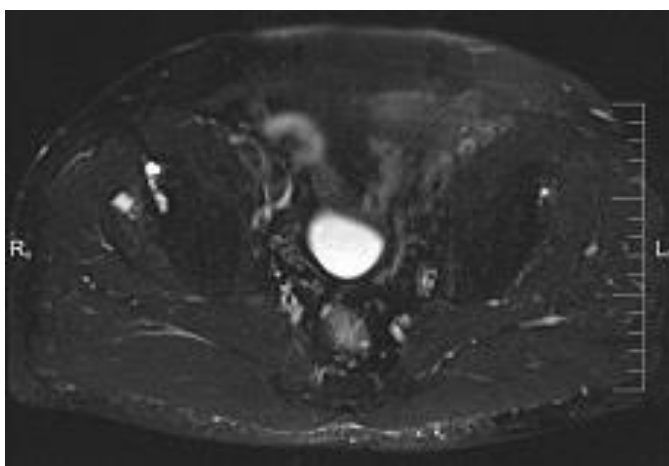
Obrázek 20 PD transverzální zobrazení kyč. kloubu

Po PD trans. zobrazení je podobné zobrazení T_2 transverzální (viz Obrázek 21). Kde již na první pohled je vidět zjevné rozdíly mezi klouby. Vlevo na obrázku je pravá kyčel, která je mírně odlišné struktury a hlavně se tam nacházejí paralabrální cysty a degenerativní změny labra.



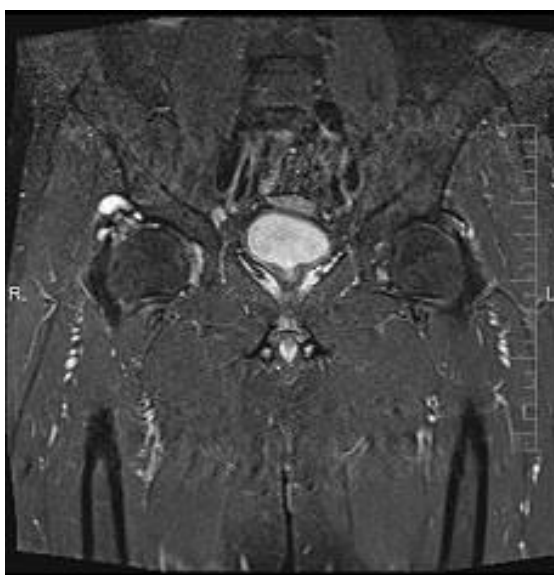
Obrázek 21 T_2 transverzální zobrazení kyč. kloubu

Obrázek 22 znázorňuje naplněný močový měchýř a hlavně opět poškozený pravý kyčelní kloub paralabrálními cystami a degenerativní změnou labra.

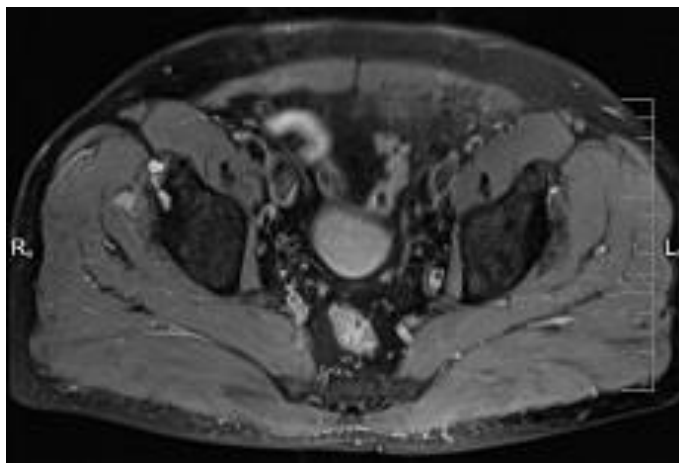


Obrázek 22 T₂ FS transverzální zobrazení kyč. kloubu

Obrázek 23 a Obrázek 24 zcela jasně potvrzují to, co ukazuje předešlý obrázek. Poškozená pravá kyčel s paralabrální cystou a degenerativní změnou labra.

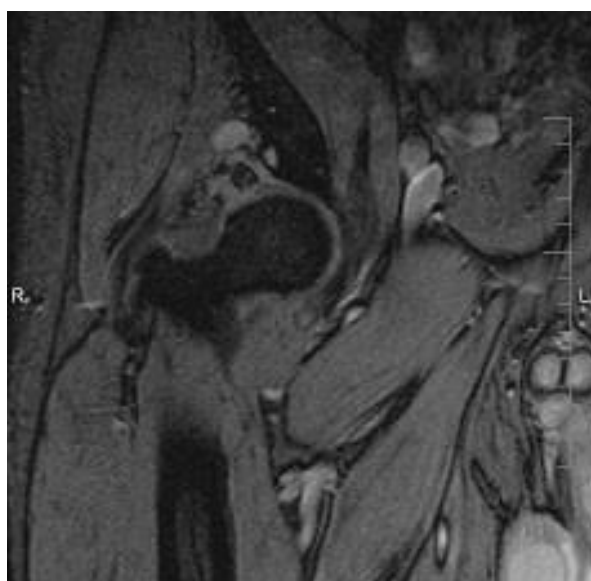


Obrázek 23 T₁ TIRM koronární zobrazení kyč. kloubu

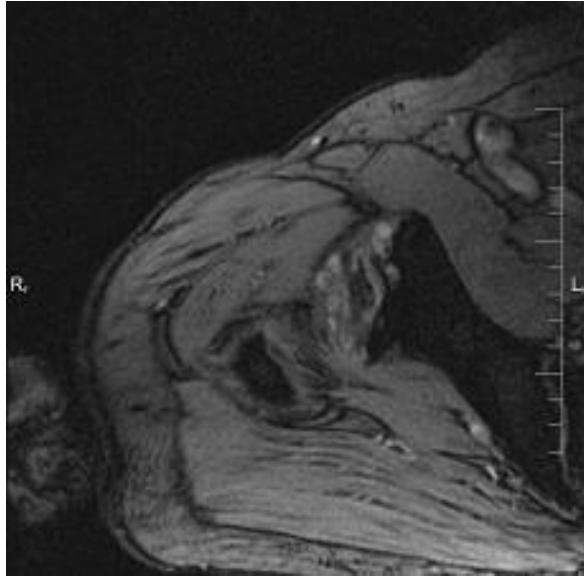


Obrázek 24 PD FS transverzální zobrazení kyč. kloubu

Obrázek 25 a Obrázek 26 zobrazují podrobné poškození kyčelního kloubu zblízka a hlavně ze šikmé projekce. Lze vidět pozmeněný tvar kloubní hlavice hlavně v proximální části.



Obrázek 25 GRE šikmé koronární zobrazení kyč. kloubu



Obrázek 26 GRE šikmé transverzální zobrazení kyč. kloubu

2.3 Kolenní kloub

Na vyšetření kolenního kloubu se používá povrchová kolenní cívka. Viz Obrázek 27.

2.3.1 Kazuistika

Pacient ve věku 18 let přišel na vyšetření magnetickou rezonancí za účelem potvrzení úsudku ortopedického lékaře, které znělo: poškozené vnitřní vazy. Magnetickou rezonancí se tento úsudek nepotvrdil, ale bohužel výsledek na MR byl daleko horší. Přetržení předního zkříženého vazy, natržený postranní vaz, naštípnutá česka a velký výskyt kloubní tekutiny.

2.3.2 Uložení pacienta a nastavení přístroje

Pacient, který prošel rozhovorem a podepsal dotazník, jde do kabinky, kde si svlékne boty, kalhoty a kovové předměty.

Po pozvání od asistenta si ulehá zády na stůl, hlavou od přístroje. Vyšetřovanou nohu položí na spodní část cívky, poté radiologický asistent vhodně upraví nastavení nohy a nasadí horní část cívky a nohu v ní „uzavře.“ Pacient má volně položené ruce a nohy a je přikryt slabou pokrývkou. Asistent pacientovi nasadí sluchátka s hudbou a do ruky mu vloží balónek, který pacient může stisknout, když bude mít nevolnost. Radiologický asistent poté na přístroji zmáčkne tlačítko a pacient se stolem zajede do gantry, kde asistent pomocí laseru zaměří místo na kolenní cívce. Mezi tím druhý radiologický asistent v ovladovně na PC vyhledá pacienta v archivu a nastaví potřebné skenovací sekvence.

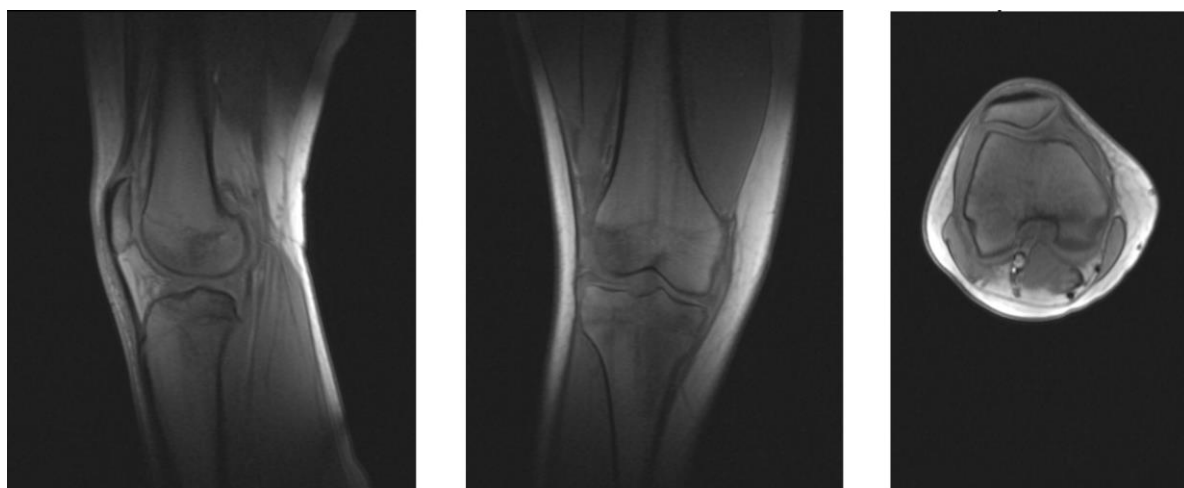
Jakmile odešel asistent z vyšetřovací místnosti, tak se spouští první měření. Během vyšetření se radiologický asistent průběžně ptá pacienta na jeho stav a informuje jej o průběhu vyšetření.



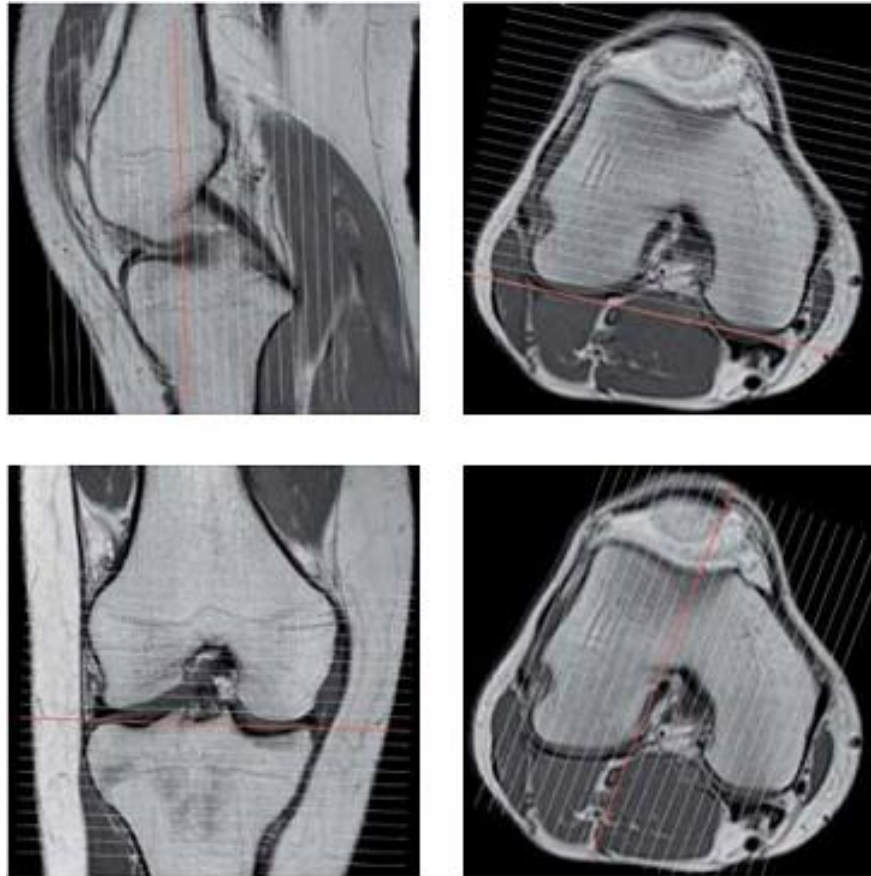
Obrázek 27 Kolení cívka

2.3.3 Základní zobrazovací roviny a sekvence

Prvním měření se udělá lokalizační měření, které je potřeba pro správné zaměření přístroje a zvolit vhodný sklon sagitálních obrazů (podle předního zkříženého vazy) a koronárních obrazů podle kostí. Toto měření se provádí ve třech rovinách a to sagitální, koronární a transverzální. Provedou se 3 prosté snímky viz Obrázek 28 a nastaví se vhodný sklon řezu a koleno musí být uprostřed snímku, viz Obrázek 29.



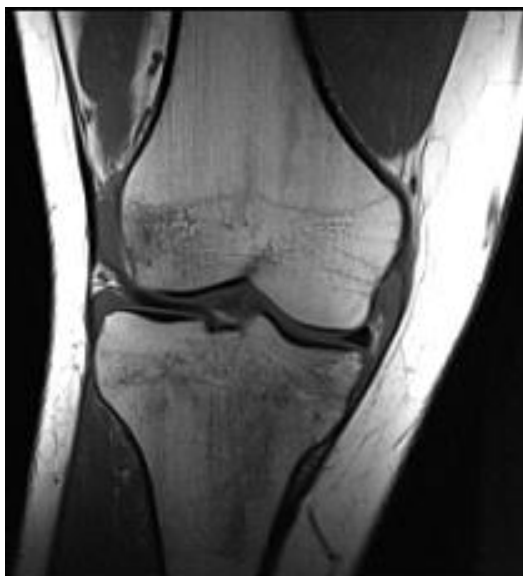
Obrázek 28 Toposcan kolene sagitální, koronární a transverzální



Obrázek 29 Zvolení sklonu řezu (Mechl, Tintěra, Žížka, 2014, s. 64)

Po zaměření přístroje se začínají provádět vyšetřovací sekvence. Mezi sekvence patří T_1 se (spin echo) koronárně, PD FS tse (turbo spin echo) koronárně, PD + T_2 tse (turbo spin echo) sagitálně, PD FS tse (turbo spin echo) transverzálně a T_2 fi3d.

Obrázek 30 znázorňuje poškození vnějšího menisku (na obrázku vlevo). Meniskus je černý „trojúhelník“ mezi femurem a tibií. Ten poškozený meniskus nadrží „trojúhelníkový tvar.“



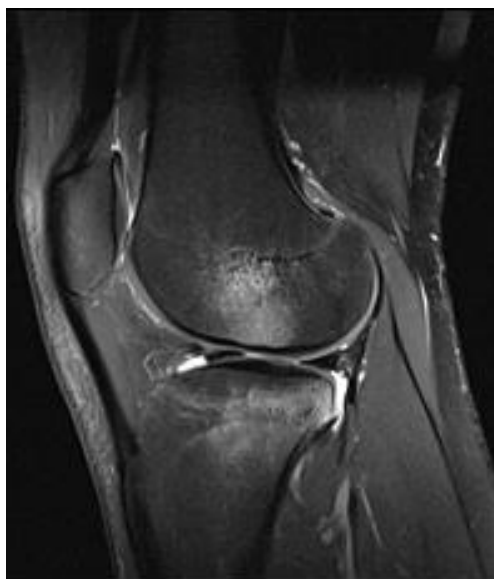
Obrázek 30 T₁ koronární zobrazení kolene

Obrázek 31 ukazuje velké množství tekutiny (znázorněno svítivě bílou barvou) po vnější straně kolene a v místě poškozeného menisku.

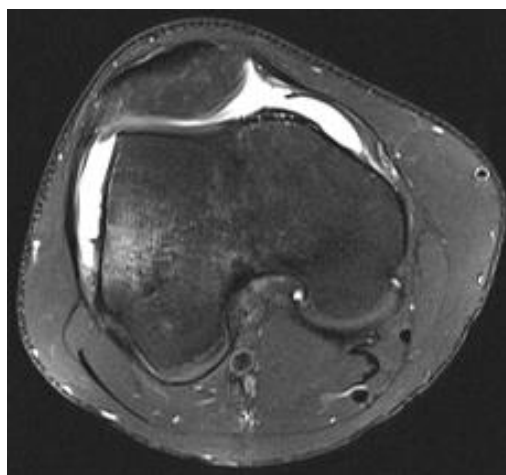


Obrázek 31 PD FS koronární zobrazení kolene

Obrázek 32 znázorňuje bočnou (sagitální) rovinu zobrazení kolenního kloubu, kde lze vidět mírný výskyt tekutiny a pohmožděné hlavice tibie a femuru.



Obrázek 32 PD FS sagitální zobrazení kolene



Obrázek 33 PD FS transverzální zobrazení kolene



Obrázek 34 T₂ fi3d zobrazení kolene

2.4 Hlezenní kloub

K vyšetření hlezenního kloubu se používají povrchové cívky, nejčastěji flexibilní a hlavová.



Obrázek 35 Hlavová cívka pro hlezenní kloub (web Siemens.com)

2.4.1 Kazuistika

Pacient ve věku 29 let se dostavil na MR vyšetření levého hlezenního kloubu ve stavu po distorzi. Zjištěna disekující osteochondróza laterální hrany trochley talu s fragmentem o velikosti 14 x 16 x 5 mm in situ s okolním edémem dřene.

Později (po půl roce) se vyskytuje eroze mediální hrany fibuly ventrálně v oblasti naléhající na talus v okolí je edém a je mírný výskyt tekutiny. Viz Obrázek 41, Obrázek 42, Obrázek 43 a Obrázek 44.

2.4.2 Uložení pacienta a nastavení přístroje

Pacient, který prošel rozhovorem a podepsal dotazník, jde do kabinky, kde si svlékne boty, kalhoty a kovové předměty (hodinky, přívěsky, řetízky a náušnice).

Po pozvání od asistenta si ulehá zády na stůl, hlavou od přístroje a nohy mít volně položené a vyšetřovanou nohu vložit do cívky. Asistent mu nasadí sluchátka, kde hraje hudba a do ruky mu vloží balónek, který pacient může stisknout, když bude v nouzi. Radiologický asistent poté na přístroji zmáčkne tlačítko a pacient se stolem zajede do gantry, kde asistent pomocí laseru zaměří místo na cívce.

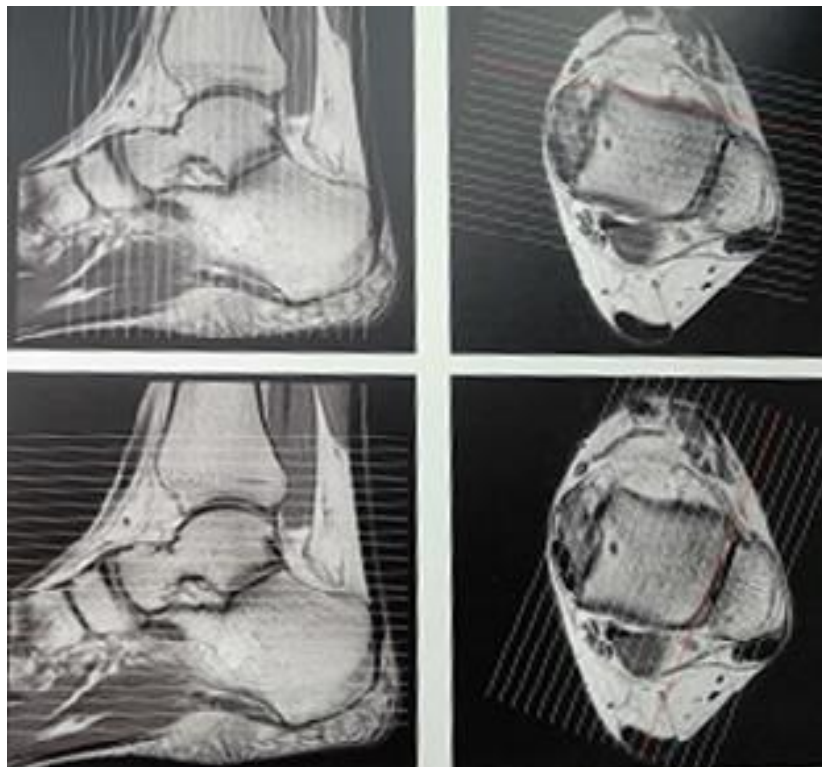
Mezitím druhý radiologický asistent v ovladovně na PC vyhledá pacienta v archivu a nastaví potřebné skenovací sekvence. Během vyšetření se radiologický asistent průběžně ptá

pacienta na jeho stav a informuje jej o průběhu vyšetření. Jakmile asistent odešel z vyšetřovací místnosti, tak se spouští první měření.

2.4.3 Základní sekvence a zobrazovací roviny

Měření se provádí ve třech rovinách (koronární, transverzální a sagitální). Mezi skenovací sekvence patří T₂ tse transverzální, T₁ tse koronární, T₁ TIRM (potlačení tuku) koronární, PD FS tse transverzální a PD FS tse sagitální.

Nejprve se provede nativní snímek a na něm se provede upravení: hlezenní kloub musí být uprostřed obrázku a nastaví se skenovací řezy. Viz Obrázek 36.



Obrázek 36 Upravení obrazu hlezenního kloubu (Mechl, Tintěra, Žižka, 2014, s. 66)

2.4.3.1. První návštěva magnetické rezonance

U hlezenního kloubu se provádí T₁ koronární zobrazení (viz Obrázek 37), ze kterého můžeme zjistit poškození talu (viz šipka). Toto poškození nese název fragment talu.

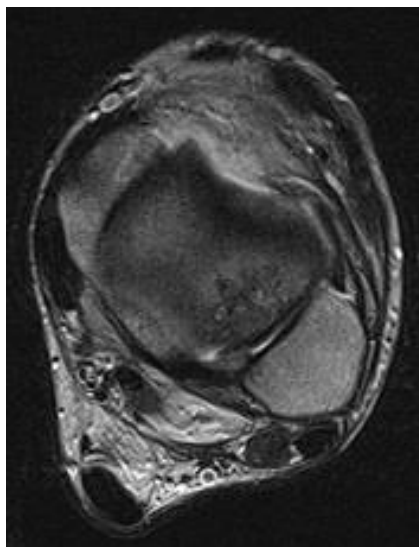


Obrázek 37 T₁ koronární zobrazení hlezenního kloubu

Obrázek 38 přehledně zobrazuje fragment talu.



Obrázek 38 T₁ TIRM koronární zobr. hlezenního kloubu



Obrázek 39 T₂ transverzální zobr. hlezenního kloubu



Obrázek 40 PD FS sagitální zobr. hlezenního kloubu

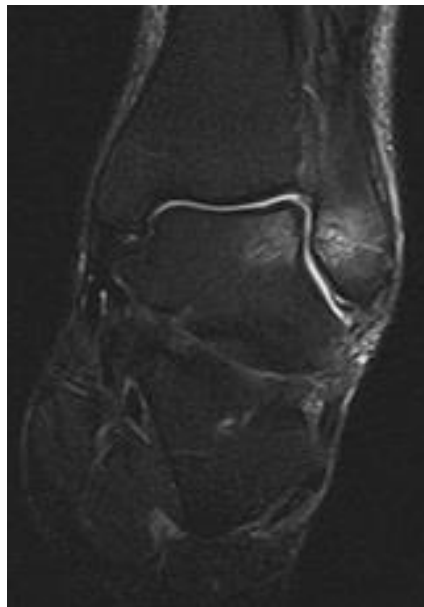
2.4.3.1.1. Druhá návštěva magnetické rezonance

Po další návštěvě na magnetické rezonanci se objevují další, zcela jiná poškození hlezenního kloubu. Z obrázku 41 je patrné přihojení fragmentu a nově eroze ve fibule.

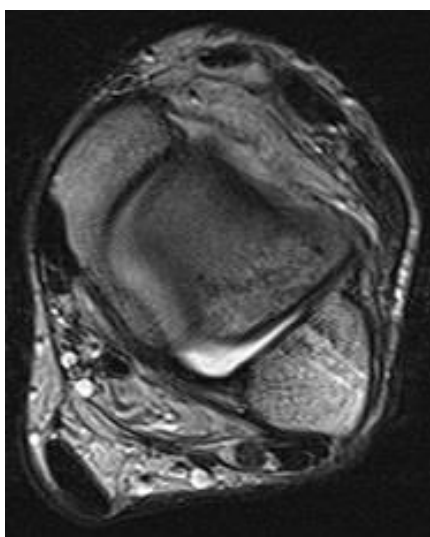


Obrázek 41 T₁ koronární zobrazení hlezenního kloubu

Obrázek 42, Obrázek 43 a Obrázek 44 zobrazují výskyt kloubní tekutiny kolem talu a mírně pohmožděné okolní kosterní struktury.



Obrázek 42 T₁ TIRM koronární zobrazení hlezenního kloubu



Obrázek 43 T₂ transverzální zobrazení hlezenního kloubu



Obrázek 44 PD FS sagitální zobrazení hlezenního kloubu

3 DISKUSE

Cílem této bakalářské práce bylo zobrazení kloubů dolních končetin na magnetické rezonanci, resp. zobrazení kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu.

V první řadě bych se chtěl věnovat tomu, jaký má magnetická rezonance přínos v diagnostice onemocnění kloubů dolních končetin. V dnešní vyspělé době se upřednostňuje neinvazivní nebo méně invazivní techniky (jako je výpočetní tomografie a magnetické rezonance) před invazivními technikami (angiografie). Současným trendem a standardem je pacienta zbytečně nezatěžovat ionizujícím zářením, pokud to není nezbytně nutné. Při vyšetření kloubů dolních končetin je hlavním cílem získat přehledné obrazy s co nejvíce informacemi, které se týkají diagnózy, aniž by se ohrozil pacientův stav. Proto se k diagnostice volí magnetická rezonance či ultrazvuk.

Rezonance se volí, pokud potřebujeme zobrazit měkké tkáně (vazy, chrupavka, atd.), kdežto výpočetní tomografie (CT) poskytuje informace o kostěné struktuře. V řadě sportovních úrazů pro urychlení diagnózy a zamezení zbytečnému ozáření pacienta je CT vyšetření zbytečné a nahrazuje se ultrazvukem a magnetickou rezonancí. Proto má magnetická rezonance společně s ultrazvukem nezastupitelnou roli pro diagnostiku onemocnění kloubů, jež se týkají měkkých tkání.

V teoretické části jsem se zabýval anatomii dolních končetin, objasněním principu vyšetření na magnetické rezonanci a hlavně kontraindikacím, které se zjišťují z vyplněného dotazníku. Dotazník se vyplňuje před každým vyšetřením a radiologický asistent z něj usoudí, zda je pacient schopen se podrobit vyšetření. Pacient musí naslouchat pokynům zdravotnického personálu, protože pokud by neuposlechl pokyny, tak by mohl poškodit přístroj a hlavně své zdraví způsobené vstupem do místnosti s magnetickým polem. Radiologický asistent pracující na magnetické rezonanci či obecně na radiodiagnostickém oddělení by měl mít znalosti o anatomii těla člověka, měl by znát teoreticky i prakticky přístroje, na kterých vykonává svoji činnost a k pacientům by se měl chovat ochotně, mile a vstřícně.

MR přístroje jsou v posledním desetiletí ve velmi rychlém pokroku, oproti jiným diagnostickým přístrojům. Proto přibývá poměrně dost nových typů, které jsou stále složitější. Magnetická rezonance je nezastupitelná ve vyšetření gravidních žen či při vyšetření měkkých tkání, mezi další výhody by se řadila i nepřítomnost ionizačního záření a dobrá kvalita pořízených snímků + jejich detailní zpracování. Velkou nevýhodou je finanční náročnost pro

provoz přístroje, proto je dlouhá čekací doba, jelikož přístroje se vyskytují jen v zařízení, které si je mohou finančně dovolit.

Radiologický asistent pro vykonávání této práce potřebuje tříleté vysokoškolské studium, které se v České republice nachází na 8 vysokých školách. V počátcích radiodiagnostiky stačilo vystudovat pouze střední školu, ale jelikož kvalita, náročnost a důležitost diagnostických přístrojů roste, tak zároveň rostou i požadavky studia.

V praktické části jsem popsal postup a průběh vyšetření kloubů (kyčelní, kolenní a hlezenní). Vyšetření na magnetické rezonanci provádí radiologický asistent za spolupráce s radiologickým lékařem. Radiologický lékař vyhodnocuje výsledné obrazy a určuje průběh vyšetření, které asistent provede. Každé vyšetření má své standardy, kterých by se měli radiologický lékař a asistent držet, ovšem záleží na radiologickém lékaři, kterou sekvenci zobrazení zvolí a kterou upraví či vynechá.

Závěrem diskuse bych si dovolil napsat, že magnetická rezonance je velkou budoucností v diagnostice a věřím, že v průběhu deseti let bude k dispozici téměř v každé nemocnici a její pokrok bude stále v pohybu, jelikož je potřeba zapracovat například na snížení času potřebného k vyšetření.

4 ZÁVĚR

Ve své bakalářské práci jsem se snažil vytvořit poznatky o radiologickém asistentovi, jeho činnostech a povinnostech, o anatomii dolních končetin a onemocnění jejich kloubů. Dále jsem podrobně popsal používané sekvence pro vyšetření kloubů na magnetické rezonanci. Jaká je příprava pacienta, průběh a rizika vyšetření na MR.

V první části mé bc. práce jsem popsal detailní anatomii dolních končetin (kosti, svaly, klouby) a onemocnění tří velkých kloubů, které se nacházejí na dolní končetině. V další části jsem popisoval přístroj – magnetická rezonance, její vlastnosti (výhody, nevýhody), princip, kontrastní látky a kontraindikace, které by mě radiologický asistent znát a věnovat jim pozornost.

V praktické části byl popsán celkový postup vyšetření od příchodu pacienta, vyplnění dotazníku, uložení na stůl, nastavení sekvencí potřebných k vyšetření a spuštění přístroje až po jeho odchod.

Při vypracování práce byly použity materiály od předních českých postav, jako je Válek a Žižka – magnetická rezonance, Čihák či Naňka a Elišková – anatomie. Nebo také školní přednášky, vlastní vědomosti a cenné rady mé vedoucí bc. práce. Většina knih na téma magnetická rezonance se odvíjí od Válka a Žižky, kopírují text a někdy něco vlastního doplnili (například Nekula, Chmelová – Základy zobrazování magnetickou rezonancí, nebo Seidl – Radiologie pro studium i praxi). V anatomii je Čihák naprostá jednička a Naňka s Eliškovou mu sekundují.

5 POUŽITÁ LITERATURA

1. Česko. Vyhláška č. 55 ze dne 14. března 2011 o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Praha, 2011, částka 20, s. 482-544. Dostupné z: <http://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/ViewFile.aspx?type=c&id=5886>. ISSN 1211-1244
2. Česko. Zákon č. 96 ze dne 10. září 2004 o podmínkách získávání a uznávání způsobilosti k výkonu nelékařských zdravotnických povolání a k výkonu činnosti souvisejících s poskytováním zdravotní péče a o změně některých souvisejících zákonů (zákon o nelékařských zdravotnických povoláních). In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2008, částka 109, s. 5206 - 5247. Dostupné z: <http://www.mvcr.cz/soubor/sb109-08-pdf.aspx>. ISSN 1211-1244.
3. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada, 2001, 516 s. ISBN 80-716-9970-5
4. DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, 1273 s. ISBN 80-247-0550-8
5. DYLEVSKÝ, Ivan. *Somatologie: [učebnice pro zdravotnické školy a bakalářské studium]*. 2. přeprac. a dopl. vyd. Olomouc: Epava, 2000, 480 s. ISBN 80-862-9705-5
6. CHALOUPKA, Richard. *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. 1. vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2001, 186 s. ISBN 80-701-3341-4
7. KOLEKTIV, *Traumatologie*. 1. vyd. Praha: Triton, 2002, 307 s. ISBN 978-807-2542-772
8. KŘIVÁNKOVÁ, Markéta a Milena HRADOVÁ. *Somatologie: učebnice pro střední zdravotnické školy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 214 s. ISBN 978-802-4729-886
9. KRÍŽ, Vladimír, Juraj ČELKO a Vlastimil BURAN. *Artrózy a TEP kyčle: rehabilitace a lázeňská léčba*. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, roč. 9, č. 1, s. 15-25, 2002. ISSN 1211-2658
10. MAZÁNKOVÁ, Jitka. *Kontrastní látky a jejich nežádoucí účinky* [online]. Brno, 2011 [cit. 2014-12-07]. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/326352/lf_b/Kontrastni_latky_a_jejich_nezadouci_ucinky.pdf. Bakalářská práce. Masarykova Univerzita.
11. NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Editor Lubomír Houdek. Praha: Karolinum, 2009, 416 s. ISBN 978-802-4617-176
12. NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007, 67 s. ISBN 978-807-3683-351
13. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-802-4741-086

14. STÁTNÍ ÚSTAV PRO KONTROLU LÉČIV. *Kontrastní látky obsahující gadolinium, nefrogenní systémová fibróza a kontraindikace podání u pacientů se závažným poškozením ledvin (aktualizace)*. Praha, 2007. Dostupné z: http://www.sukl.cz/_download/cs01dulupoz/2007/gadolin_informace20070514.rtf
15. VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996, 45 s. ISBN 8070132256
16. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty: Physiker, Querdenker, Nobelpreisträger*. 1. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012, 153 s. ISBN 978-802-4431-260.

Seznam obrázků

1. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5
2. DRASTICH, Aleš. *Medical imaging systems: x-ray computed tomography magnetic resonance imaging*. 1st edition. Brno: VUT, 2000. 125 s. ISBN 80-214-1666-1
3. JIN, Jian-Ming. *Electromagnetic analysis and design in magnetic resonance imaging* [online]. Boca Raton: CRC Press, 1998, 282 s. [cit. 2015-04-28]. Biomedical engineering series (Boca Raton, Fla.). Dostupné z: <https://books.google.cz/books?id=2u0Lo28RGsMC&printsec=frontcover&hl=cs#v=onepage&q&f=false>. ISBN 9780849396939
4. MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA a Jan ŽIŽKA. *Protokoly MR zobrazování*. 1. vyd. Praha: Galén, c2014, 103 s. ISBN 978-80-7492-109-4.
5. NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Editor Lubomír Houdek. Praha: Karolinum, 2009, 416 s. ISBN 978-802-4617-176
6. Otto Stern: Biographical. Nobelprize.org: Official Web Site of the Nobel Prize [online]. 2014 [cit. 2015-04-15]. Dostupné z: http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1943/stern-bio.html
7. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. 1 vyd. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-802-4741-086
8. Siemens: Global Website. *Siemens* [online]. Munich, © Siemens AG 2010 - 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.siemens.com/entry/cc/en/>
9. VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996, s. 45. ISBN 8070132256
10. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty: Physiker, Querdenker, Nobelpreisträger*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2012, 153 s. ISBN 978-802-4431-260