

UNIVERZITA PARDUBICE  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2017

Kristýna Záhorová

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií

Úloha radiologického asistenta při MR vyšetření páteře.

Kristýna Záhorová

Bakalářská práce

2017

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií  
Akademický rok: 2015/2016

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

Jméno a příjmení: **Kristýna Záhorová**  
Osobní číslo: **Z14147**  
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**  
Studijní obor: **Radiologický asistent**  
Název tématu: **Úloha radiologického asistenta při MR vyšetření páteře**  
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:

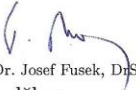
1. ČIHÁK, Radomír. Anatomie. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-716-9970-5.
2. DYLEVSKÝ, Ivan. Základy anatomie. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4886-7.
3. NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. Základy zobrazování magnetickou rezonancí. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 978-80-7368-335-1.
4. SEIDL, Zdeněk. Radiologie pro studium i praxi. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Petra Jiříčková


Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: 1. prosince 2015

Termín odevzdání bakalářské práce: 9. května 2017

  
prof. MUDr. Josef Fusek, DrSc.  
děkan

L.S.

  
Věra Záhorová, Ph.D.  
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 27. února 2017

## Prohlášení autora

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byla jsem seznámena s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Pardubicích dne 26. 4. 2017

Kristýna Záhorová

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych touto cestou poděkovala své vedoucí bakalářské práce paní MUDr. Petře Jiříčkové za odborné vedení, poskytnuté informace, cenné rady, které mi poskytla k zpracování bakalářské práce.

Dále bych chtěla poděkovat své rodině za podporu a trpělivost, kterou mi projevila během celého bakalářského studia.

## **ANOTACE**

V této práci je popsána magnetická rezonance, základní anatomie páteře, zobrazovací metody využívané při zobrazení páteře, radiologický asistent. Dále je podrobně popsáno vyšetření páteře na přístroji MR a úloha radiologického asistenta při tomto vyšetření.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Radiologický asistent, magnetická rezonance, vyšetření, páteř

## **TITLE**

A role of assistant radiologist in the process of the MR spine examination

## **ANNOTATION**

In this work are described magnetic resonance, basic anatomy of the spine, visualization methods used in screening of the spine and radiological assistant. Further, the examination of the spine on the magnetic resonance tool and the function during this examination are included in detail.

## **KEYWORDS**

Radiological assistant, magnetic resonance, examination, spine

# OBSAH

<b>SEZNAM OBRÁZKŮ .....</b>	<b>12</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK.....</b>	<b>14</b>
<b>ÚVOD.....</b>	<b>15</b>
<b>1 ANATOMIE PÁTEŘE.....</b>	<b>16</b>
1.1 Tělo obratle ( <i>corpus vertebrae</i> ) .....	17
1.2 Obratlový oblouk ( <i>arcus vertebrae</i> ).....	17
1.3 Obratlové výběžky ( <i>processus vertebrae</i> ).....	17
1.4 Krční obratle ( <i>vertebrae cervicales</i> ).....	17
1.4.1 Nosič ( <i>atlas</i> , C1) .....	18
1.4.2 Čepovec ( <i>axis</i> , <i>epistropheus</i> , C2).....	19
1.5 Hrudní obratle ( <i>vertebrae thoracicae</i> ).....	20
1.6 Bederní obratle ( <i>vertebrae lumbales</i> ) .....	20
1.7 Kost křížová ( <i>os sacrum</i> ).....	21
1.8 Kost kostrční ( <i>os coccygis</i> ) .....	23
1.9 Meziobratlové destičky ( <i>discus intervertebralis</i> ) .....	23
1.10 Vazy ( <i>ligamenta</i> ) .....	23
1.10.1 Dlouhé vazy páteře.....	24
1.10.2 Krátké vazy páteř.....	24
1.11 Meziobratlové klouby ( <i>articulationes intervertebrales</i> ).....	25
1.12 Pohyblivost jednotlivých úseků páteře .....	25
1.12.1 Předklony a záklony.....	25
1.12.2 Úklony.....	25
1.12.3 Otáčení .....	26
1.12.4 Pérovací pohyby .....	26



<b>1.13</b>	<b>Zakřivení páteře.....</b>	<b>26</b>
1.13.1	Zakřivení předozadní .....	26
1.13.2	Zakřivení v rovině frontální.....	26
<b>2</b>	<b>RADIOLOGICKÝ ASISTENT .....</b>	<b>27</b>
<b>2.1</b>	<b>Odborná způsobilost k výkonu povolání radiologického asistenta je získávána absolvováním: .....</b>	<b>27</b>
<b>2.2</b>	<b>Zákon popisuje výkon povolání radiologického asistenta: .....</b>	<b>27</b>
<b>2.3</b>	<b>Radiologický asistent může vykonávat činnosti bez odborného dohledu a bez indikace: .....</b>	<b>27</b>
<b>2.4</b>	<b>Radiologický asistent může provádět bez odborného dohledu na základě indikace lékaře: .....</b>	<b>28</b>
<b>2.5</b>	<b>Radiologický asistent může vykonávat pod odborným dohledem lékaře a radiologického fyzika se specializovanou způsobilostí: .....</b>	<b>28</b>
<b>3</b>	<b>MAGNETICKÁ REZONANCE .....</b>	<b>29</b>
<b>3.1</b>	<b>Historie magnetické rezonance .....</b>	<b>29</b>
<b>3.2</b>	<b>Princip magnetické rezonance .....</b>	<b>30</b>
<b>3.3</b>	<b>Tvorba MR obrazu .....</b>	<b>32</b>
3.3.1	Vnitřní podmínky .....	33
3.3.2	Vnější podmínky .....	33
<b>3.4</b>	<b>Artefakty MR obrazu .....</b>	<b>34</b>
3.4.1	Pohybové artefakty .....	34
3.4.2	Artefakty chemického posunu (chemical shift) .....	35
3.4.3	Vliv nehomogenit magnetického pole.....	35
<b>3.5</b>	<b>MR sekvence .....</b>	<b>35</b>
3.5.1	Spin-echo .....	35
3.5.2	T1 vážený obraz .....	36
3.5.3	T2 vážený obraz .....	37
3.5.4	Proton denzitní obrazy (PD) .....	37
3.5.5	Sekvence inversion recovery (IR).....	37
3.5.6	Rychlé sekvence .....	38
3.5.7	Gradientní echa (GE nebo GRE).....	38
<b>3.6</b>	<b>Konstrukce MR přístroje.....</b>	<b>39</b>

3.6.1	Rozdělení magnetu.....	40
3.6.2	Gradientní magnetický systém .....	40
3.6.3	Cívky (coils).....	41
3.6.4	Ovládací konzole.....	41
3.6.5	Stínění přístroje .....	42
3.6.6	Vyšetřovací stůl .....	42
<b>3.7</b>	<b>Kontrastní látky .....</b>	<b>42</b>
<b>3.8</b>	<b>Kontraindikace MR.....</b>	<b>43</b>
3.8.1	Absolutní kontraindikace.....	43
3.8.2	Relativní kontraindikace .....	44
<b>4</b>	<b>ZÁKLADNÍ ZOBRAZOVACÍ METODY PÁTEŘE.....</b>	<b>45</b>
<b>4.1</b>	<b>Rentgenové vyšetření.....</b>	<b>45</b>
4.1.1	Požadavky na snímky:.....	45
<b>4.2</b>	<b>CT vyšetření.....</b>	<b>45</b>
4.2.1	Nejčastější chyby .....	46
<b>4.3</b>	<b>MR vyšetření .....</b>	<b>46</b>
<b>5</b>	<b>MR PROTI CT .....</b>	<b>47</b>
<b>6</b>	<b>ÚLOHA RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA PŘI MR PÁTEŘE .....</b>	<b>48</b>
<b>6.1</b>	<b>Postup před vyšetřením .....</b>	<b>48</b>
<b>6.2</b>	<b>Kazuistika .....</b>	<b>48</b>
<b>6.3</b>	<b>Popis vyšetření v oblasti krční páteře .....</b>	<b>49</b>
6.3.1	Volba základních zobrazovacích rovin a sekvencí .....	49
<b>6.4</b>	<b>Kazuistika .....</b>	<b>52</b>
<b>6.5</b>	<b>Popis vyšetření .....</b>	<b>52</b>
6.5.1	Volba sekvencí a základní zobrazovací roviny .....	53
<b>6.6</b>	<b>Kazuistika .....</b>	<b>55</b>
<b>6.7</b>	<b>Popis vyšetření v bederní páteři .....</b>	<b>55</b>

6.7.1	Volba základních zobrazovacích rovin a sekvencí .....	56
-------	---	----

<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>60</b>
--------------------	-----------

<b>POUŽITÁ LITERATURA</b> .....	<b>61</b>
---------------------------------	-----------

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Páteř (Naňka, 2009, s. 19) .....	16
Obr. 2 Krční obratel pohled shora a z boku (Naňka, 2009, s. 20) .....	18
Obr. 3 Obratel atlas pohled shora a z boku (Naňka, 2009, s. 21) .....	19
Obr. 4 Obratel axis pohled shora a z boku (Naňka, 2009, s. 21) .....	19
Obr. 5 Hrudní obratel pohled shora a z boku (Naňka, 2009, s. 20) .....	20
Obr. 6 Bederní obratel pohled shora a z boku (Naňka, 2009, s. 20).....	21
Obr. 7 Kost křížová pohled zepředu (Naňka, 2009, s. 21) .....	22
Obr. 8 Kost křížová pohled zezadu (Naňka, 2009, s. 21) .....	22
Obr. 9 Přístroj Magnetické rezonance .....	40
Obr. 10 Krční cívka .....	49
Obr. 11 Krční páteř, sagitální rovina, T1 vážený obraz.....	50
Obr. 12 Krční páteř, sagitální rovina, T2 vážený obraz.....	51
Obr. 13 Krční páteř, sagitální rovina, STIR.....	51
Obr. 14 Krční páteř, transverzální rovina, GRE .....	52
Obr. 15 Hrudní páteř, sagitální rovina, T1 vážený obraz .....	53
Obr. 16 Hrudní páteř, sagitální rovina, T2 vážený obraz .....	54
Obr. 17 Hrudní páteř, sagitální rovina, STIR .....	54
Obr. 18 Hrudní páteř, transverzální rovina, T2 vážený obraz .....	55
Obr. 19 Bederní páteř, sagitální rovina, T1 vážený obraz .....	56
Obr. 20 Bederní páteř, sagitální rovina, T2 vážený obraz .....	57
Obr. 21 Bederní páteř, sagitální rovina, STIR .....	57
Obr. 22 Bederní páteř, transverzální rovina, T2 vážený obraz .....	58

Obr. 23 Bederní páteř, transverzální rovina, T2 vážený obraz .....	58
--	----

## SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

B0	Statické magnetické pole
CT	Výpočetní tomografie
EKG	Elektrokardiogram
FLAIR	Fluid Attenuated Inversion Recovery
GE	Gradientní echo
IR	Inversion recovery
i.v.	Intravenózní
KL	Kontrastní látka
MR	Magnetická rezonance
NMR	Nukleární magnetická rezonance
PD	Proton denzitní obrazy
RTG	Rentgenové vyšetření
SE	Spin-echo
SI	Intenzita signálu
STIR	Short Tau Inversion Recovery
TE	Time echo
TR	Time repetition
tzn	To znamená
tzv	Tak zvaně
v.o.	Vážených obrazů
$\gamma$	Gyromagnetická konstanta
$\omega$	Rychlost otáčení

## ÚVOD

Bakalářská práce se zabývá úlohou radiologického asistenta při magnetické rezonanci vyšetření páteře. Práci jsem zpracovala ve formě teoreticko - praktické. Zvolená problematika patří do oboru radiodiagnostiky.

Magnetická rezonance pracuje bez ionizujícího záření a velmi dobře zobrazuje měkkotkáňové struktury. Magnetická rezonance využívá silného magnetického pole. Pacient při tomto vyšetření není zatížen radiačním zářením. Jedná se o neinvazivní metodu, která slouží k potvrzení nebo vyvrácení diagnózy.

V teoretické části bakalářské práce popisuji anatomii páteře, její zakřivení a pohyblivost. Dále magnetickou rezonanci, její princip, konstrukci přístroje, tvorbu obrazu, sekvence, artefakty obrazu, kontraindikace a kontrastní látky. V teoretické části popisuji také základní zobrazovací metody při vyšetření páteře, do kterých patří rentgenové vyšetření, CT a MR vyšetření. Dále porovnávám magnetickou rezonanci a výpočetní tomografii. V této práci se také zabývám radiologickým asistentem a jeho činnostmi.

V praktické části bakalářské práce se zaměřuji na konkrétní vyšetření u pacientů, u kterých popisuji přípravu a samotný průběh vyšetření, které provádí radiologický asistent. Radiologický asistent po celou dobu vyšetření musí spolupracovat s radiologickým lékařem, který po dokončení vyšetření vyhodnocuje zhotovené snímky.

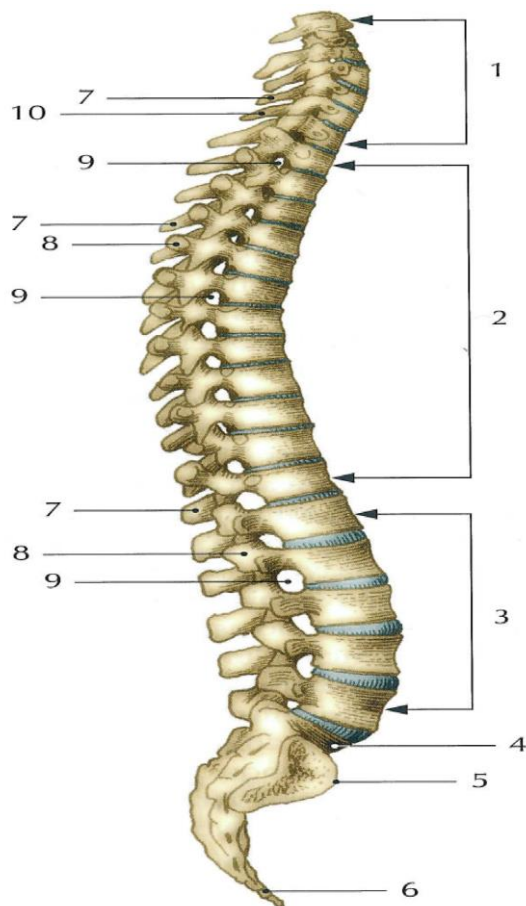
Cílem této bakalářské práce je popis celého vyšetření páteře na magnetické rezonanci u jednotlivých pacientů. Dále také úloha radiologického asistenta při tomto vyšetření na magnetické rezonanci. Mezi další cíle patří zpracování informací z odborné literatury.

# 1 ANATOMIE PÁTEŘE

Páteř (columna vertebralis) je oporou celého těla a zároveň ochranné pouzdro pro míchu (1, s. 19). Skládá se z 33 - 34 obratlů, 23 meziobratlových destiček a z 24 pohybových segmentů. První segment se nachází mezi prvním a druhým krčním obratlem. Naopak poslední segment se nachází mezi pátým bederním a prvním křížovým obratlem (2, s. 82). Páteř člověka obsahuje sedm krčních obratlů, dvanáct hrudních a pět bederních obratlů, pět křížových obratlů a čtyři až pět kostrčních obratlů.

Obratle (vertebrae) jsou nosné prvky páteře. Každý obratel je tvořen obratlovým tělem, obloukem a výběžky (2, s. 82).

Na Obr. 1 je zobrazen pod číslem 1 - krční obratle, 2 - hrudní obratle, 3 - bederní obratle, 4 - promontorium, 5 - kost křížová, 6 - kost kostrční, 7 - spinální výběžky obratlů, 8 - transverzální výběžky obratlů, 9 - foramina intervertebralia, 10 - vertebra prominens (1, s. 19).



Obr. 1 Páteř (Naňka, 2009, s. 19)



## **1.1 Tělo obratle (corpus vertebrae)**

Je krátká, cylindrická kost vyplněná spongiosou s červenou dřevinou. Rozlišujeme soustavu dvou typů kostí, spongiózní a kompaktní. Část kompaktní přenáší 45 - 75 % vertikálního zatížení působícího na obratel (2, s. 83). Část spongiózní přenáší zbývající zatížení. Platí, že pevnost těla obratle na tlak působící v osovém směru je pět až sedmkrát větší než pevnost na tlak působící na obratel v bočním nebo předozadním směru.

## **1.2 Obratlový oblouk (arcus vertebrae)**

Je kostěná podpora, která se zezadu připojuje k obratlovému tělu. Obratlový oblouk začíná zúženou ploténkou - pediklem, a dále pokračuje obloukovitou lamelou ohraničující páteřní kanál. Oblouk je připojen k zadní části obratlového těla a spolu s tělem uzavírají meziobratlový otvor (foramina intervertebralis). Meziobratlovými otvory vystupují míšní nervy a žíly. Nerv zde může být uskřínut výhřezem meziobratlové destičky (1, s. 20). Oblouk obratle má převážně ochrannou funkci, ale je také místem začátku páteřních vazů, které dotvářejí a uzavírají páteřní kanál obsahující míchu, míšní obaly, cévní pleteně a míšní kořeny (2, s. 83).

## **1.3 Obratlové výběžky (processus vertebrae)**

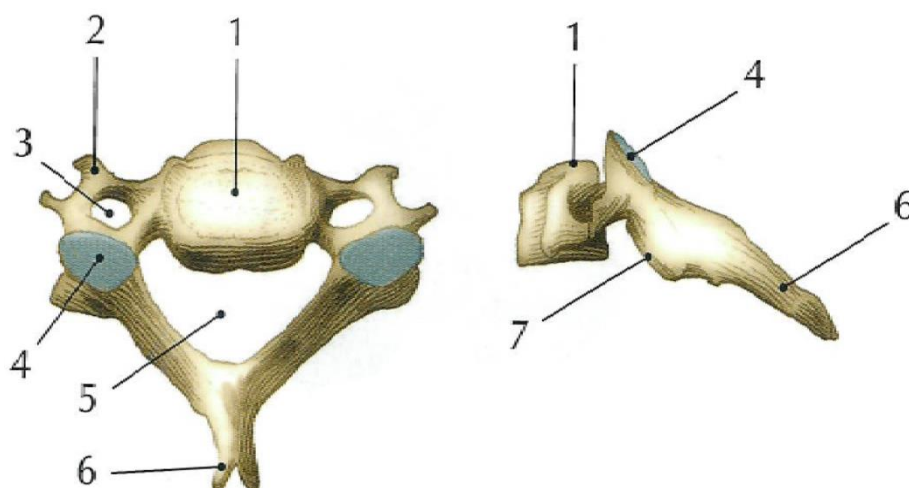
Jsou připojeny k obloukům obratlů a slouží k pohyblivosti obratle. Kloubní výběžky (processus articulares) jsou párové a začínají za pediklem oblouku. Dva horní výběžky spojují obratel s předchozím vyšším obratlem a dva dolní výběžky artikulují s výběžky nižšího obratle. Příčné výběžky (processus transversi) jsou párové a odstupují od oblouku zevně (2, s. 83-84). Trnové výběžky (processus spinosus) jsou nepárové a odstupují od oblouku dozadu.

## **1.4 Krční obratle (vertebrae cervicales)**

Člověk má sedm krčních obratlů, které se značí zkratkou C1 - C7. Těla krčních obratlů kromě obratle C1 jsou úzká, nízká a sedlově promáčknutá. Obratle krční mají kloubní plošky mírně zakřivené, sklopené dozadu a dolů. Plochy obou stran jsou součástí společné rotační plochy, jejíž osa je u C3 a C4 vzadu za koncem trnového výběžku, u C5 - C7 vpředu před tělem

obratle. Příčné výběžky jsou proděrovány otvorem, kterým v rozsahu C6 až C1 probíhá páteřní tepna (2, s. 82-84). Trnové výběžky jsou krátké, na konci rozdvojené s výjimkou C1, kde trnový výběžek není. Nejmenším obratlem krční páteře je C3 (3, s. 91-92). Obratel C1 a C2 má zvláštní tvar.

Obr. 2 zobrazuje pod číslem 1 - tělo obratle, 2 - processus transversus, 3 - foramen transversarium, 4 - processus articularis superior, 5 - šikmé foramen vertebrae, 6 - processus spinosus, 7 - processus articularis inferior (1, s. 20).

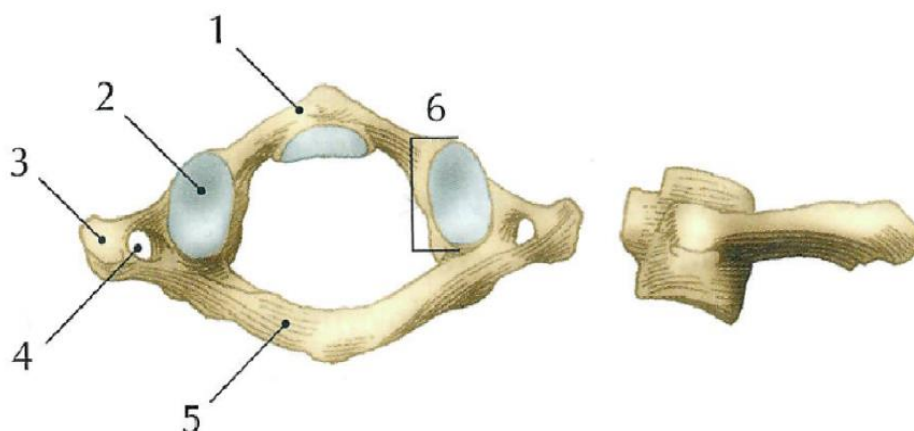


Obr. 2 Krční obratel pohled shora a z boku (Naňka, 2009, s. 20)

#### 1.4.1 Nosič (atlas, C1)

Jedná se o obratel, který má tvar kostěného prstýnku. První krční obratel nemá tělo a tvoří jej pouze dva kostěné oblouky - přední a zadní. Přední kostěný oblouk pokračuje laterálně, kde přechází do silné kostěné ploténky (massa lateralis atlantis). Zadní kostěný oblouk obratle přechází zezadu do laterální masy (1, s. 21). Zde chybí trnový výběžek a je nahrazen malým hrbolek (tuberculum posterius atlantis). Při maximálním předklonu hlavy lze hrbolek vleže vyhmatat. Na kostěné ploténce je konkávní kloubní ploška, do které zapadá kondyl týlní kosti. Vzniká tak atlantookcipitální kloub, v kterém se provádějí kývavé předozadní pohyby hlavy. Nosič je transmisní obratel, na jehož horní kloubní plochy naléhají kloubní výběžky týlní kosti (2, s. 84). Nosič je proto součástí, jak spojení nosič - týlní kost, tak spojení nosič - čepovec.

Na Obr. 3 je zobrazeno pod číslem 1 - přední oblouk atlasu, 2 - ploška pro kondyly týlní kosti, 3 - processus transversus, 4 - foramen transversarium, 5 - zadní oblouk atlasu, 6 - massa lateralis atlantis (1, s. 21).

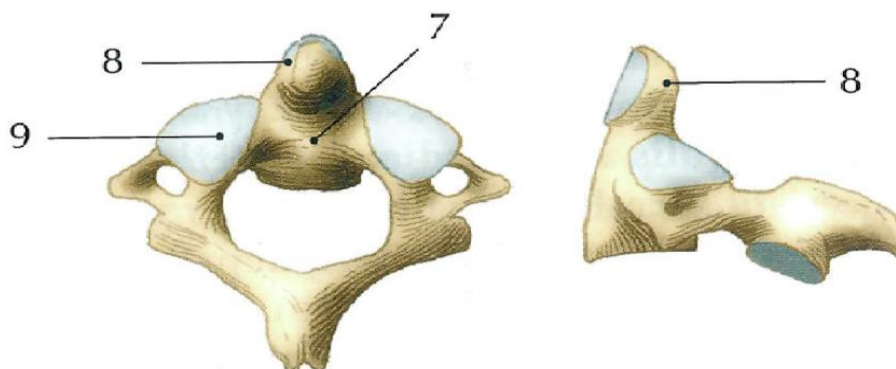


Obr. 3 Obratel atlas pohled shora a z boku (Naňka, 2009, s. 21)

#### 1.4.2 Čepovec (axis, epistrophus, C2)

Je to druhý krční obratel. Je masivnější než třetí krční obratel. Stavební složky krčního obratle jsou stejné s ostatními krčními obratli. Z obratlového těla vyčnívá zub čepovce (dens axis), na který je navlečen prstenec atlasu. Na předním a zadním obvodu zubu jsou drobné kloubní plošky pro spojení s nosičem (přední), a dotyková (zadní) ploška v místě, kde probíhá příčný vaz. Rozvidlený spinální výběžek čepovce je při pohmatovém vyšetření páteře první hmatný kostěný útvar na páteři. Čepovec je součástí spojení nosič - čepovec, které spolu se spojením nosič - týlní kost tvoří jakýsi kardanový závěs hlavy (2, s. 84-85). Čepovec je ve srovnání s ostatními krčními obratli masivní obratel, který nese rozhodující díl hmotnosti hlavy.

Na Obr. 4 je viditelné pod číslem 7 - tělo axis, 8 - dens axis, 9 - ploška pro skloubení s atlasem (1, s. 21).

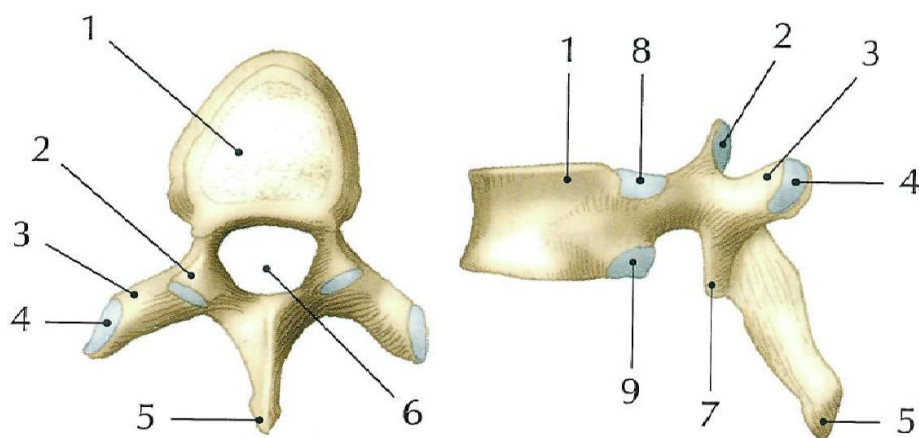


Obr. 4 Obratel axis pohled shora a z boku (Naňka, 2009, s. 21)

## 1.5 Hrudní obratle (vertebrae thoracicae)

Člověk má dvanáct hrudních obratlů. Značené zkratkou Th1 - Th12. Obratle hrudní se nejvíce blíží obecnému tvaru obratle. Těla hrudních obratlů jsou dosti vysoká a v předozadní rovině hluboká, jejich výšky postupně přibývá od Th1 kaudálně. Těla obratle od Th4 po Th7 - Th9 jsou zpravidla mírně asymetrická, zředu zleva oploštělá otiskem aorty (*impressio aortica*). Těla prvních dvou hrudních obratlů se podobají tvarem krčním obratlům, těla posledních dvou se blíží tvaru bederních obratlů. Obratlové otvory (*foramen vertebrale*) jsou okrouhlé. Hrudní obratle mají kloubní plochy skloněné zhruba do frontální roviny. Příčné výběžky hrudních obratlů jsou poměrně dlouhé, silné a zaoblené (3, s. 98). Výběžky mají drobné kloubní plošky s výjimkou Th11 a Th12 pro pohyblivé spojení s hrbolkou žebra (2, s. 83-84). Trnové výběžky hrudních obratlů jsou dosti dlouhé, skloněné a přes sebe přeložené kostěné útvary.

Na Obr. 5 je zobrazeno pod číslem 1 - tělo obratle, 2 - *processus articularis superior*, 3 - *processus transversus*, 4 - artikulační ploška pro spojení s žebrem, 5 - *processus spinosus*, 6 - *foramen vertebrae*, 7 - *processus articularis inferior*, 8, 9 - horní a dolní ploška na těle obratle pro spojení s hlavičkou žebra (1, s. 20).



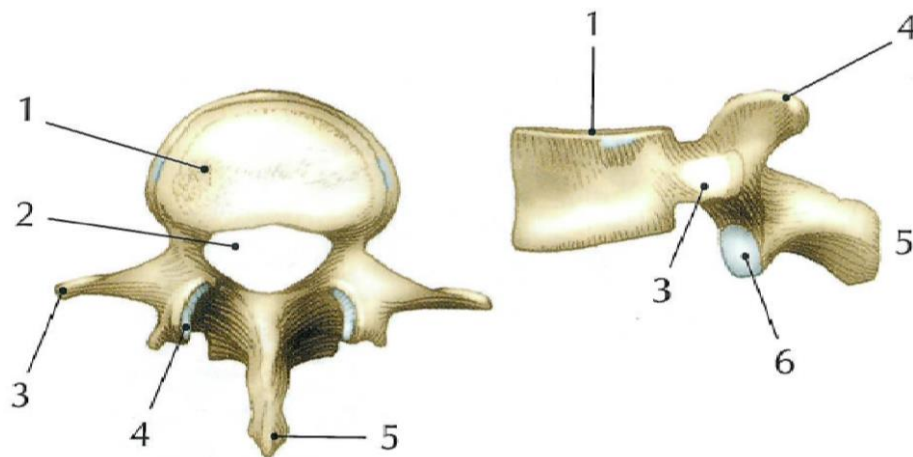
Obr. 5 Hrudní obratel pohled shora a z boku (Naňka, 2009, s. 20)

## 1.6 Bederní obratle (vertebrae lumbales)

Bederní páteř je tvořena pěti obratli, které jsou značeny zkratkou L1 - L5. Těla bederních obratlů jsou vysoká, měří asi 30 mm. Pátý bederní obratel je vpředu vyšší než vzadu a přechod mezi obratlem L5 a křížovou kostí tvoří proto vyčnívající a zlomené předhůří

(promontorium). Slabé místo páteře je přechod mezi bederním a křížovým úsekem páteře. Oblouk bederních obratlů je mohutný a obkružuje trojúhelníkovité obratlové otvory (3, s. 98-99). Kloubní plochy bederních obratlů stojí vertikálně a orientací se blíží sagitální rovině (2, s. 82-84). Příčné výběžky u bederních obratlů odpovídají původním žebrům. Trnové výběžky mají tvar čtverhranných destiček a ze stran oploštělé.

Obr. 6 zobrazuje pod číslem 1 - tělo obratle ledvinovitého tvaru, 2 - foramen vertebrae trojúhelníkového tvaru, 3 - processus transversus, 4 - processus articularis superior, 5 - processus spinosus, 6 - processus articularis inferior (1, s. 20).



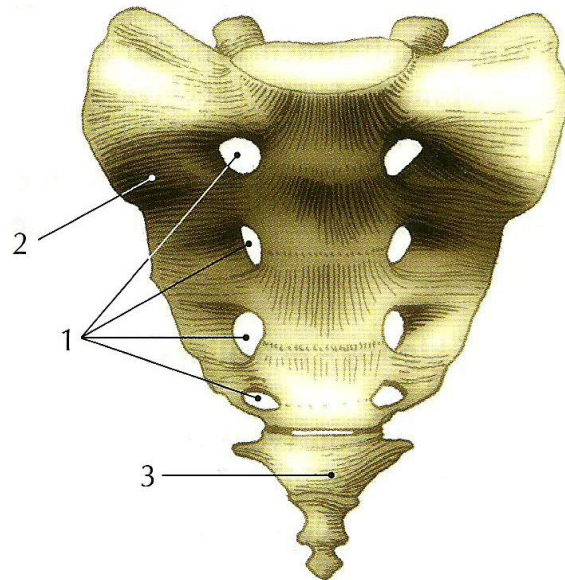
Obr. 6 Bederní obratel pohled shora a z boku (Naňka, 2009, s. 20)

## 1.7 Kost křížová (os sacrum)

Je původně složená z pěti křížových obratlů, které postupně osifikují a srůstají v jedinou kost. Značí se zkratkou S1 - S5. Kost křížová je jednak součástí páteře, ale také svým spojením s kostmi pánevními tvoří součást pánve. Má zhruba trojúhelníkovitý tvar, a horní širší základnou tvořenou kontaktní plochou těla obratle S1. Na tuto plochu nasedá meziobratlová destička (discus intervertebrali) mezi L5 a S1. Promontorium je přední okraj báze vyčnívající do vchodu malé pánve. Spodní konec křížové kosti je užší a bývá spojen s kostrčí chrupavkou. Přední plocha kosti je mírně konkávní. Zadní plocha křížové kosti je konvexní. Přední plocha křížové kosti je hladká, ve střední partii je přerušovaná čtyřmi příčně probíhajícími kostěnými hranami. Na dorzální ploše kosti se nacházejí svislé kostěné hrany. Křížový kanál se nachází uvnitř křížové kosti a je pokračováním páteřního kanálu. Tento kanál neobsahuje míchu, ale zasahují do něj kořeny míšních nervů. Do kanálu vedou čtyři páry otvorů (2, s. 85). Rozsáhlé kloubní plochy na bočních partiích křížové kosti spojují

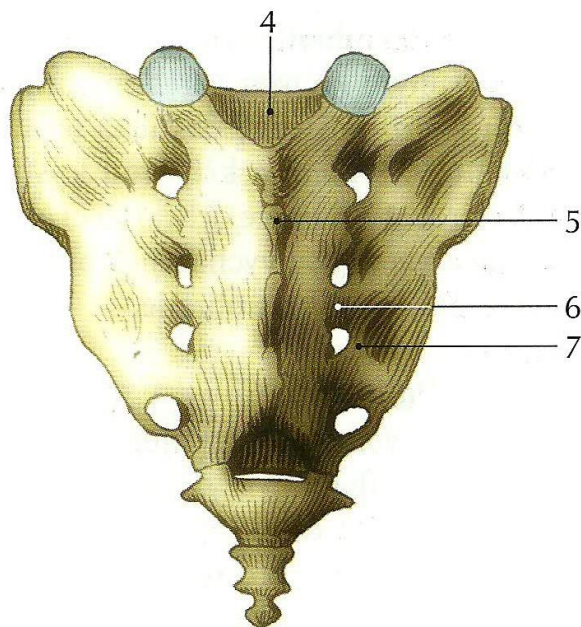
křížovou kost s kyčelní kostí. Kloubní výběžky křížové kosti artikulují s L5 a jsou na okraji oblouku prvního křížového obratle (3, s. 99). Kloubní výběžky mají podobný tvar a sklon kloubních ploch jako bederní obratle.

Na Obr. 7 jsou zobrazena pod číslem 1 - foramina sacralis pelvis, 2 - linie srůstu sakrálních obratlů, 3 - kostrč (1, s. 21)



**Obr. 7 Kost křížová pohled zepředu (Naňka, 2009, s. 21)**

Obr. 8 zobrazuje pod číslem 4 – sakrální kanál, 5 – crista sacralis mediana, 6 – crista sacralis intermedia, 7 – crista sacralis lateralis (1, s. 21)



**Obr. 8 Kost křížová pohled zezadu (Naňka, 2009, s. 21)**

## **1.8 Kost kostrční (os coccygis)**

Kostrč se skládá ze čtyř až pěti kostrčních obratlů, které se značí Co1 - Co5 (3 s. 10). Kostrč tvoří zakončení páteře, má trojúhelníkovitý tvar. Obratlové oblouky těchto obratlů zanikly. Kostrč s křížovou kostí je spojena většinou chrupavkou. Spojení kostrče a křížové kosti je u většiny osob mobilní, tzn., že v tomto spoji jsou možné kývavé pohyby a „pružení“ (2, s. 86-87). Spojení jednotlivých kostrčních obratlů jsou chrupavčitá, velmi pružná a jejich pohyblivost má značný klinický význam v dynamice pánevního dna.

## **1.9 Meziobratlové destičky (discus intervertebralis)**

Meziobratlové destičky jsou chrupavčité útvary spojující sousedící plochy obratlových těl. Každá z destiček je tvořena vazivovou chrupavkou obalenou tuhým vazivem. Na plochách, kterými destička sousedí s kompaktní obratlového těla je vrstvička kloubní chrupavky. Vrstvička kloubní chrupavky je někdy nesouvislá. Destiček je třináct a jsou umístěny mezi jednotlivými obratli. Svou horní a dolní plochou jsou přirostlé k obratlovým tělům (1, s. 22). Mezi atlasem a čepovcem meziobratlová destička není. První meziobratlová destička se nachází mezi obratlem C2 a C3. Poslední destička se nachází mezi obratlovým tělem L5 a S1. Meziobratlové destičky se významně podílejí na délce páteře a tím i na výsledné výšce těla. Tvoří přirozené tlumiče ochraňující obratle, a tím i míchu a nervy z ní vycházející. V meziobratlovém disku je uloženo kulovité huspeninové jádro, které je položeno mimo střed, spíše vzadu. Povrch jádra tvoří pevnější vazivový obal (2, s. 89). Vlastní hmotu jádra tvoří velké vodnaté buňky. Vazká tekutina, která se nachází ve štěrbinách mezi buňkami, se svým složením podobá synoviální tekutině.

## **1.10 Vazy (ligamenta)**

Z anatomického hlediska rozlišujeme na páteři dlouhé a krátké vazy. K dlouhým vazům patří přední a zadní podélný vaz. Mezi krátké vazy řadíme vazy spojující oblouky a výběžky sousedních obratlů. Funkční význam vazivových struktur páteře není jen v relativně pasivní roli vazivového pruhu svazujícího kosterní prvky osového skeletu (2, s. 87). Tyto vazy páteře jsou bohatě inervovány a vazivo je proto významným zdrojem informací signalizujících směr pohybu určitého úseku páteře.

### **1.10.1 Dlouhé vazy páteře**

Přední podélný vaz zpevňuje a svazuje prakticky celou páteř. Přední vaz jde po přední ploše obratlových těl, od prvního krčního obratle až na přední plochu křížové kosti. Brání ventrálnímu vysunutí meziobratlové destičky a napíná se při záklonu. Přední podélný vaz je 20 – 25 mm široký pruh kolagenního vaziva (2, s. 87). Je pevněji fixován k hornímu okraji obratlového těla, než k dolnímu okraji.

Zadní podélný vaz běží po přední stěně páteřního kanálu, od týlní kosti až do kanálu křížové kosti. Zadní podélný vaz v bederním úseku páteře je redukován pouze na několik vazivových proužků, je užší než přední vaz. Zadní podélný vaz tvoří přední stěnu páteřního kanálu a zpevňuje páteř. Brání vysunutí meziobratlové destičky do páteřního kanálu a napíná se při předklonu. Zábřana v pohybu meziobratlové destičky je vlastně zadním podélným vazem nejhůře zajištěna v bederním úseku páteře (2, s. 88). Tento vaz je nejužší v bederním úseku páteře. V bederním úseku páteře je proto lokalizováno 62 % výhřezů.

### **1.10.2 Krátké vazy páteř**

Vazivové snopce spojující oblouky sousedních obratlů se nazývají žluté vazy. Jejich název odpovídá makroskopicky žlutému zbarvení. Vazy doplňují meziobratlové otvory a uzavírají páteřní kanál. Žluté vazy stabilizují pohybové segmenty páteře při předklonu. Vazy se napínají a svojí pružností umožňují opětný návrat segmentu do původní polohy (2, s. 88). Krátké žluté vazy se upínají do okostice celého obvodu sousedících obratlových oblouků (3, s. 108). V bederním úseku páteře jsou krátké žluté vazy nejsilnější.

Mezitrnové vazy jsou spojeny trnovými výběžky obratlů. Jsou to krátká silná vlákna, tvarem se přizpůsobují tvaru krčních trnových výběžků, hrudních a bederních obratlů. Vazy jsou z nepružného, pevného vaziva. Výrazně omezují rozevírání trnových výběžků při předklonu páteře. V hrudním a krčním úseku páteře tvoří tyto vazy pruhy přesahující hroty trnových výběžků (2, s. 88). V krčním úseku páteře se táhnou až k týlní kosti.

Vazy mezi příčnými výběžky obratlů mají omezovací funkce. Limitují rozsah předklonu a úklonů páteře na opačné straně. V hrudním sektoru páteře mají významnou funkci (2, s. 88). Běžný výdech je závislý na elasticitě vaziva plic, mezihrudí a vazivových spojích hrudní páteře.



## **1.11 Meziobratlové klouby (articulationes intervertebrales)**

Meziobratlové klouby mají významnou roli při zajištění pohybu sousedících obratlů. Z hlediska nosnosti mají menší význam. Meziobratlové klouby jsou klouby mezi kloubními výběžky krčních, hrudních a bederních obratlů. Kloubní plochy výběžků mají různý tvar i sklon, podle úseku páteře. Pouzdra meziobratlových kloubů jsou poměrně volná. V krčním a bederním úseku jsou nejvolnější. Nejkratší jsou v hrudním úseku. Synoviální výstelka kloubů tvoří prakticky ve všech kloubech drobné řasy (2, s. 91). Tyto řasy vyrovnávají tvarové rozdíly kloubních ploch a redukují prostor kloubní dutiny na kapilární štěrbinu.

## **1.12 Pohyblivost jednotlivých úseků páteře**

Pohyblivost páteře je dána součtem drobných pohybů meziobratlových kloubů a mírou stlačitelnosti meziobratlových destiček. Čtyři základní pohyby, které může páteř vykonávat, jsou předklony (anteflexe) a záklony (retroflexe), úklony (lateroflexe), otáčení (rotace) a pérovací pohyby (2, s. 91).

### **1.12.1 Předklony a záklony**

Předklony a záklony jsou největší v úseku krčním, kde každý z obou pohybů dosahuje až 90 stupňů. Pohybů se zde účastní atlantookcipitální skloubení. Při předklonu a záklonu po sobě kloubní plošky nejprve klouzají, poté na sebe pevně nalehnou a ukončí pohyb. Obratlová těla se při předklonu sunou mírně dopředu 2 - 3 mm, při záklonu se posunují zpět. V bederním úseku páteře je záklon téměř stejný jako v krčním úseku páteře. Předklon je ale nepoměrně menší o 25 - 30 stupňů. V hrudní páteři je předklon i záklon velmi omezený žebry připojenými na hrudní kost, a sklonem trnových výběžků. Dolní hrudní obratle, které nejsou k hrudní kosti fixovány, tvoří pohybovou jednotku s bederními obratli (2, s. 92). Nejzranitelnější oblasti při záklonu jsou krční a hrudní úsek páteře C6 - Th3, dále hrudní a bederní přechod Th11 - L2 a oblast L4 - S1.

### **1.12.2 Úklony**

Úklony jsou téměř stejné v krčním a bederním úseku páteře, 25 - 30 stupňů na každou stranu. V krčním úseku páteře je úklon spojen s rotací obratlů, které mají šikmé kloubní plochy a při úklonu se postupně otáčejí (2, s. 92). V hrudním úseku je úklon minimální, jsou omezeny spojením žeber s páteří a s hrudní kostí.

### 1.12.3 Otáčení

Otáčení páteře je záležitostí především krčního a hrudního úseku páteře. V krční páteři jsou možné až 70 stupňové rotace, přičemž rotace v rozsahu 30 - 35 stupňů probíhají mezi atlasem a axisem. V hrudní páteři je rotace 25 - 30 stupňů. První tři hrudní obratle mohou rotovat o 45 - 50 stupňů (2, s. 92). V bederním úseku páteře kloubní plošky rotaci téměř vylučují. Je možná jen 5 - 10 stupňů na každou stranu (3, s. 115). Plošky pravé a levé strany zpravidla nejsou součástí společné rotační plochy.

### 1.12.4 Pérovací pohyby

Pérovací pohyby páteř zkracují nebo prodlužují. Pohyby mění zakřivení páteře (2, s. 92). Působí také jako tlumiče nárazu. Meziobratlové destičky zde hrají důležitou úlohu, při doskoku se oploští (1, s. 23).

## 1.13 Zakřivení páteře

Páteř dospělého člověka má typická zakřivení. Ve směru předozadním (v sagitální rovině) a může být lehce zakřivena i v rovině frontální (3, s. 112).

### 1.13.1 Zakřivení předozadní

**Lordosa** je obloukovité zakřivení vyklenuté dopředu. Lordosa krční má vrchol při C4 - C5. Zvýrazňuje se a upevňuje u dítěte v poloze vleže na břicho při zdvihání hlavy činností šíjového svalstva. Lordosa bederní má vrchol při L3 - L4 (3, s. 112). Vzniká činností hlubokého zádového svalstva, když si dítě sedá a učí se stát a chodit.

Pro **kyfosu** je typický kovexní oblouk dozadu. Kyfosa je opak lordosy. Kyfosa hrudní má vrchol při Th6 - Th7 (3, s. 112). Hrudní kyfosa přechází od dolní hrudní páteře v lordosu bederní.

### 1.13.2 Zakřivení v rovině frontální

Skoliosa je vybočení páteře do stran v rovině frontální (3, s. 113). Je patrná jen u určité části populace. Může být jen přechodná při jednostranném krátkodobém zatížení páteře (1, s. 24). Také může být fyziologická skoliosa u praváků či leváků, která je dána zkříženou asymetrií končetin.

## **2 RADIOLOGICKÝ ASISTENT**

Radiologický asistent je nelékařský zdravotní pracovník, který se řídí zákonem č. 96/2004 Sb. o nelékařských zdravotnických povoláních. Také se řídí vyhláškou č. 55/2011 Sb. o činnosti zdravotnických pracovníků.

### **2.1 Odborná způsobilost k výkonu povolání radiologického asistenta je získávána absolvováním:**

*„Akreditovaného zdravotnického bakalářského studijního oboru pro přípravu radiologických asistentů. Tříletého studia v oboru diplomovaný radiologický asistent na vyšších zdravotnických školách, pokud bylo studium prvního ročníku zahájeno nejpozději ve školním roce 2004/2005. Nebo střední zdravotnické školy v oboru radiologický laborant, pokud bylo studium prvního ročníku zahájeno nejpozději ve školním roce 1996/1997.“ (Zákon č. 96/2004 §8 odst. 1)*

### **2.2 Zákon popisuje 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 8) 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 8).“ (Zákon č. 96/2004 §8 odst. 3)*

### **2.3 Radiologický asistent může vykonávat činnosti bez odborného dohledu a bez indikace:**

*„Provádět a vyhodnocovat zkoušky provozní stálosti zdrojů ionizujícího záření a souvisejících přístrojů ve všech typech zdravotnických radiologických pracovišt'. Zajišťovat, aby lékařské ozáření nebylo v rozporu se zásadami radiační ochrany, a v rozsahu své odborné způsobilosti vykonávat činnosti při zajišťování optimalizace radiační ochrany, včetně zabezpečování*

*jakosti. Vykonávat činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany, pokud splní požadavky jiného právního předpisu. Provádět specifickou ošetrovatelskou péči poskytovanou v souvislosti s radiologickými výkony. Přejímat, kontrolovat a ukládat léčivé přípravky, manipulovat s nimi a zajišťovat jejich dostatečnou zásobu. Přejímat, kontrolovat a ukládat zdravotnické prostředky a prádlo, manipulovat s nimi a zajišťovat jejich dezinfekci a sterilizaci a jejich dostatečnou zásobu.“ (Vyhláška č. 55/2011 Sb. §7 odst. 1)*

## **2.4 Radiologický asistent může provádět bez odborného dohledu na základě indikace lékaře:**

*„Skiagrafické zobrazovací postupy včetně screeningových, peroperační skiaskopii, kostní denzitometrii a nese za ně klinickou odpovědnost.“*

*„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 výkonu podle písmene a) nebo podle odstavce 2 trávícím traktem, dýchacími cestami, formou podkožních, kožních a nitrosvalových injekcí.“ (Vyhláška č. 55/2011 Sb. §7 odst. 2, 3, 4)*

## **2.5 Radiologický asistent může vykonávat pod odborným dohledem lékaře a radiologického fyzika se specializovanou způsobilostí:**

*„Aplikovat intravenózní léčiva nutná k realizaci postupů podle odstavce 2 nebo odstavce 3 písm. a).“*

*„V radioterapii dílčí činnosti při plánování radioterapie.“ (Vyhláška č. 55/2011 Sb. §7 odst. 5, 6)*

## 3 MAGNETICKÁ REZONANCE

Magnetická rezonance je neinvazivní vyšetřovací metoda, která se začala prakticky uplatňovat v 70. letech (6, s. 5).

Při vyšetřování rentgenovým zářením využíváme absorpce procházející záření v tkáních. Rozlišovací schopnost a kontrast vzniklého obrazu jsou dány rozdíly absorpcí v jednotlivých tkáních. Magnetická rezonance (MR) pracuje na odlišném principu. Pacient je uložen do silného magnetického pole, poté je do těla pacienta vyslán krátký radiofrekvenční impulz (7, s. 47). Po jeho skončení se snímá magnetický signál, který vytvářejí jádra atomů v těle pacienta (8, s. 7). Tento magnetický signál se měří a využívá se k rekonstrukci obrazu.

### **Magnetická rezonance má tyto přednosti:**

- Podrobně zobrazuje měkké části.
- Vyšetření ve třech rovinách.
- Zobrazení mozkových tepen bez podání kontrastní látky.
- Je to neionizující typ vyšetření.
- Využití speciálních vyšetřovacích postupů, mezi které patří mozková difúze, MR spektrometrie, funkční MR, (8, s. 7)

### **3.1 Historie magnetické rezonance**

V osmdesátých letech začala být uváděna do provozu magnetická rezonance (MR). Magnetická rezonance přinesla nové možnosti diagnostiky onemocnění mozkové tkáně, míšních struktur, kloubů a dalších oblastí (6, s. 5). U magnetické rezonance je důležité, že je bez rizika ionizujícího záření.

V roce 1938 Rabi a jeho spolupracovníci prokázali, že chování atomů stříbra uspořádaných do tenkého svazku a vystavených účinkům vnějšího magnetického pole je závislé na jejich jaderném spinu (6, s. 5).

V roce 1946 Felix Bloch a Edward M. Purcell se zasloužili o první úspěšné pokusy s nukleární magnetickou rezonancí u vzorků pevných látek a kapalin, za které obdrželi Nobelovu cenu v roce 1952 (6, s. 5).

V roce 1972 R. Damadian navrhuje využití NMR jako tomografickou zobrazovací metodu (6, s. 5).

V roce 1973 Paul Christian Lauterbur vyvinul magnetickou rezonanci a získal první MR řez dvou trubic naplněných vodou (6, s. 5). V roce 2013 získal Nobelovu cenu za fyziologii a medicínu (9, s. 18-19).

V roce 1974 J. M. S. Hutchinson a P. C. Lauterbur provedli první MR řez živého organismu na laboratorní myši (6, s. 5).

V roce 1976 P. Mansfield a A. A. Maudsley získali magnetickou rezonancí obraz lidského prstu (6, s. 5).

V roce 1977 R. Damadian zveřejňuje první MR obraz lidského hrudníku (6, s. 5).

## **3.2 Princip magnetické rezonance**

Princip magnetické rezonance je velmi složitý, jedná se o problematiku z oblasti kvantové fyziky a její detailní pochopení vyžaduje vysokoškolské vzdělání z matematiky a fyziky. Pro lepší srozumitelnost to je zjednodušeno tím, že převádíme pojmy z kvantové fyziky do klasické mechaniky. Nejpoužívanějším a nejnámějším pojmem je vektor. Jedná se o fyzikální veličinu určující velikost, směr a počátek působení, grafickým vyjádřením vektoru je obvykle šipka (8, s. 47). V teorii magnetické rezonance se vektorem označuje směr a velikost magnetického pole.

Atomová jádra jsou tvořena z protonů a neutronů, přičemž protony jsou kladně nabitě částice, které rotují kolem své dlouhé vlastní osy, tomuto pohybu se říká spin. V okolí pohybujícího se elektrického náboje vzniká magnetické pole, označované jako magnetický moment. Atomová jádra se sudým nukleovým číslem mají nulový magnetický moment. Atomová jádra s lichým atomovým číslem vykazují magnetický moment. Jedním z nejdůležitějších zástupců je vodík, jehož jádro tvoří pouze jeden proton. Vodík se nachází ve 2/3 lidské tkáně a jeho magnetický moment je relativně silný, lze jej dobře změřit. V lidské tkáni jsou protony vodíku

uloženy nahodile (8, s. 8). Jejich dlouhé osy směřují různě a jejich magnetické momenty se navzájem ruší, proto je magnetický moment roven prakticky nule.

Umístíme-li protony do silného magnetického pole, označujeme jej  $B_0$ , protony se uspořádají rovnoběžně se siločarami magnetického pole. Většina protonů se nachází v paralelním postavení, menší část se nachází v antiparalelním postavení, tedy otočena o  $180^\circ$ . Intenzita zevního statického pole  $B_0$  se vyjadřuje v jednotkách Tesla (T). Nejpoužívanější MR přístroje mají intenzitu v rozmezí 0,5 - 1,5 T. Statické magnetické pole způsobuje precesi. Jedná se o rotační pohyb v transverzální rovině, po obvodu pomyslného kužele. Tento pohyb je podobný točení dětské káči (7, s. 47). Všechny protony ale nerotují synchronně, nejsou tzv. ve fázi (jsou rozfázované). Znamená to, že i když se každý proton otáčí po stejné kruhové dráze stejnou rychlostí, nachází se každý v tomtéž okamžiku a jiném místě kruhu (pohyb není koherentní). Frekvence precesního pohybu závisí na síle statického magnetického pole a gyromagnetickém poměru (6, s. 8). Tuto závislost vyjadřuje matematicky Larmorova rovnice  $\omega = \gamma \cdot B_0$ .  $\omega$  je rychlost otáčení,  $\gamma$  gyromagnetická konstanta, která je pro každý prvek jiná,  $B_0$  síla magnetického pole.

Frekvence statického magnetického pole musí být shodná jako frekvence rotujících spinů v zobrazované vrstvě. U MR přístrojů se pohybuje v rozmezí 0,8 - 80 MHz, rozdíly jsou dány podle zobrazované části těla (8, s. 9). V popsaném paralelním a antiparalelním postavení je velikost magnetického momentu ve srovnání se siločarami  $B_0$  extrémně malá, prakticky nezjistitelná (7, s. 48). Změníme-li uspořádání protonů, tak magnetický moment bude mít jiný směr a můžeme ho detekovat.

Změnu polohy provedeme tím, že dodáme zevnějšímu protonu energii a to pomocí vysokofrekvenčního elektromagnetického impulsu. Jeho frekvence je blízká rozsahu krátkých rozhlasových vln, proto se používá výraz radiofrekvenční impuls. Dochází k excitaci, kdy proton, který získal větší energii, zvyšuje svou kmitavost (oscilaci). Dlouhá osa protonu se vychýlí o  $90^\circ$  nebo  $180^\circ$  (překlopení spinů). Tento pohyb je zdrojem podélné magnetizace (8 s, 9).

Frekvence radiofrekvenčního impulsu musí odpovídat Larmorově frekvenci, jinak by protony vodíku dodanou energii nepřijaly (8, s. 9). Tento jev se nazývá rezonance.

Vlivem radiofrekvenčního impulsu začnou protony provádět precesi, tedy synchronně, jejich magnetické momenty budou v jednom směru. Vysokofrekvenční impuls má rozdílný vliv

na jednotlivé rotace. Transverzální precesní pohyb se zvětšuje a je synchronní, dochází tím k tzv. příčné magnetizaci (8, s. 9-10). Podélná rotace se podstatně utlumuje.

Když přestane radiofrekvenční impuls působit, dochází k vrácení excitovaného protonu do původního stavu. Jedná se o relaxaci. Doba relaxace je většinou delší než doba excitace, označuje se zkratkou TR. Proton vydává energii ve formě elektromagnetického záření, která se pohlcuje v okolních tkáních. Uvolňování energie je postupné, intenzita signálu se snižuje. Elektromagnetická energie se převádí v cívice na povrchu těla na elektrickou energii a ta se následně měří. Magnetizace v podélné ose, která byla při excitaci utlumena, se vrátí do normálu. Doba, za kterou se to stane, nazýváme čas T1. Za tuto dobu podélná magnetizace dosáhne 63 % původní velikosti. Rotace v transverzální rovině naopak zaniká, dochází k desynchronizaci. Doba návratu do normální podoby je potom podstatou času T2. Doba T2 je čas, kdy příčná relaxace klesne na 37 % původní hodnoty. Tyto základní jevy relaxace jsou podstatou nejběžnějších sekvencí spin-echo (zkratka SE). Relaxační časy v tkáních jsou různé (8, s. 10). Struktur s vysokým obsahem tekutin (vody) mají dlouhé T1 a T2 časy. Naopak v tukové tkáni jsou časy krátké.

V diagnostickém zobrazování MR musíme lokalizovat polohu jednotlivých protonů v trojrozměrném prostoru. K tomu používáme přídatná gradientní magnetická pole. Jsou vložena do hlavního statického magnetického pole ve třech na sebe kolmých rovinách x, y, z. Zapnutím tří gradientních magnetických cívek můžeme změnit sílu  $B_0$  tak, že v žádném místě trojrozměrného prostoru nebude stejná. Gradientní echa poté určují rovinu řezu a šířku vrstvy. Gradientní pole musí být dostatečně silná a rychlá. Silné gradientní pole má vysoký rozdíl mezi opačnými konci (8, s. 10). Délku vyšetřování ovlivňuje rychlost, po kterou gradientní pole působí. Síla umožňuje vyšší rozlišení a rychlejší registraci dat.

### **3.3 Tvorba MR obrazu**

Technika zobrazení závisí na výběru vrstvy a kódování prostorových souřadnic. Výběr vrstvy ovládají gradientní cívky, které usměrní tok do třech rovin x, y, z, tedy do roviny transverzální, koronární a sagitální. Proto můžeme zobrazit vyšetřovaný orgán ve třech rovinách, což je předností magnetické rezonance. Rovněž určení tloušťky vrstvy se děje pomocí gradientních cívek. Kódování prostorových souřadnic se děje v horizontálním směru nebo jako spirála. Rekonstrukce a výpočet je složitý proces, který je založen na bázi nejvyšší matematiky. V centru K-prostor je signál podstatně výraznější než na periferii. Při nových



metodách zrychlujících dobu vyšetření se vynulují signály v periférii a tím se podstatně ztratí rekonstrukce a tvorba obrazu. Vzniklá kvalita MR obrazu se hodnotí podle prostorového rozlišení detailů obrazu a kontrastu (8, s. 13). Výsledný MR obraz je závislý na vnitřních a vnějších podmínkách.

### 3.3.1 Vnitřní podmínky

- Počet protonů vodíků (spinová hustota) je množství jader volných protonů H v jednotce objemu. Obsaženy jsou ve vodě, tucích a některých hydratovaných bílkovinách. Čím je větší počet protonů, tím má zobrazovaná tkáň vyšší signál. Naopak tkáň s nízkým počtem volných protonů H, jako jsou kompaktní kosti, kalcifikace, kovové implantáty nedávají žádný signál (8, s. 13). Čím je větší statické magnetické pole, tím je větší počet aktivovaných volných protonů H.
- Magnetická susceptibilita je schopnost tkáň se stát magnetickou. Látky s nepárovými elektrony v obalu mají pozitivní susceptibilitu (látky ferromagnetické a paramagnetické). Ferromagnetické látky vytvářejí nepřetržité magnetické pole. Paramagnetické látky vytvářejí makroskopické magnetické pole jen dočasně, kdy se tkáň „zmagnetizuje“. Mezi paramagnetické látky patří například methemoglobin, železo, mangan. Látky se sudým počtem elektronů mají negativní susceptibilitu, nazývají se diamagnetické (8, s. 14). Tyto látky nejsou schopny vytvářet lokální magnetické pole.
- Relaxační časy jednotlivých tkání jsou různorodé. Fluidní struktury, jako je likvor, mají delší relaxační časy než mozková tkáň obsahující proteiny (8, s. 14).

### 3.3.2 Vnější podmínky

- Hodnoty TE a TR, které můžeme měnit. Při poklesu TR klesá i amplituda signálu (8, s. 14).
- „*Velikost statického magnetického pole.*“ Intenzita signálu roste s druhou mocninou  $B_0$ , ale roste lineárně velikost šumu. Důležitá je homogenita  $B_0$ , čím je větší, tím je obraz kvalitnější. Homogenitu magnetického pole je proto vhodné před nákupem přístroje zkontrolovat (8, s. 14). Homogenita pole se také kontroluje periodicky a jeho úprava je součástí pravidelných revizí přístroje.
- „*Velikost matice a tloušťky vrstvy.*“ MR obraz třírozměrného objektu se skládá z pixelů a voxelů. Voxel je nejmenší objemová jednotka, kterou lze samostatně zobrazit. Dvojměrné zobrazení voxelu na obrázku se nazývá pixel. Matice je složena

z definovaného počtu pixelů. Čím je matice větší, tím se zmenšují objemy voxelů. Teoreticky platí, že čím je menší objem voxelů, tím získáme detailnější obraz, ale vzroste nám šum. Šum snižuje kvalitu obrazu. Snižuje se poměr signál/šum. Malá šířka vrstvy vede rovněž k lepšímu rozlišení, ale zvyšuje šum (8, s. 14). V praxi se proto využívá při běžných vyšetřeních tloušťka vrstvy 3 - 5 mm.

- Počet excitací, čím větší počet, tím lepší obraz. Nevýhodou je prodloužení doby vyšetření (8, s. 14).
- Sekvence single-shot značí jednu excitaci, s měřením a rekonstrukcí trvá několik sekund. Sekvence s větším počtem excitací trvají několik minut, ale mají podstatně kvalitnější obraz (8, s. 14).

### **Poměr signál/šum**

Signál obrazu získáváme jen z určité vrstvy. Šum je tvořen nahodilými elektrickými mikroproudy z celého těla, má nepříznivý vliv na kvalitu obrazu. Zvětšení šumu znamená horší poměr mezi signálem a šumem. Velikost šumu zvýrazňuje zmenšení voxelu a tenčí vrstvy, získáme více podrobností, ale za cenu většího šumu. Velikost statického magnetického pole také ovlivňuje velikost šumu. Čím je menší  $B_0$ , tím je větší šum. A v neposlední řadě ovlivňuje velikost šumu kvalita cívek. Cívky mají obkružovat geometrii vyšetřovaného objektu a nepřesahovat jej (8, s. 14-15). Celotělová cívka má větší šum než povrchová, z důvodu, že detekuje mikroproudy z celého těla.

## **3.4 Artefakty MR obrazu**

Artefakty jsou falešné změny intenzity signálu, tvaru a polohy obrazovaného objektu. Nejsou podmíněné patologickým procesem, ale vznikly až v průběhu zobrazení. Zdrojem artefaktů jsou nedostatky v MR přístroji a také biologické procesy ve vyšetřovaném pacientovi (8, s. 15).

### **3.4.1 Pohybové artefakty**

Do pohybových artefaktů patří dýchání, srdeční pulzace, peristaltické pohyby střev, krevní tok a pulzace velkých tepen, pohyb likvoru. Pohyb hrudníku se odstraňuje provedením rychlých sekvencí při zadržení dechu (breath hold). Pohyby srdce a měření se synchronizuje prostřednictvím EKG. Měření se dělá v pauzách mezi systolou a diastolou (EKG gating) nebo kontinuálně (CINE EKG gating). Artefakty z pulzace krve a tepen se odstraňují

regionální presaturací (8, s. 15). Speciálními technikami se utlumí magnetizace tak, že signál proudící krve je potom zanedbatelný.

### **3.4.2 Artefakty chemického posunu (chemical shift)**

Artefakty chemického posunu jsou způsobeny v podstatě změnou frekvence v okolí vyšetřované roviny. Projevují se snížením nebo zvýšením intenzity signálu na rozhraní tkání s velkým obsahem vody a tuku (8, s. 15). Nejčastěji je tento jev vidět na rozhraní mozkové tkáně a likvoru, nebo tuku a svalů.

### **3.4.3 Vliv nehomogenit magnetického pole**

Nehomogenní složky magnetického pole mohou způsobit zkreslení signálu a geometrii obrazu. Nehomogenita pole závisí hlavně na kvalitě magnetu a korekčního systému. Lokální změny mohou být způsobeny přítomností kovových implantátů v těle pacienta, endoprotézami, ocelovými střepinami či kovovými pigmenty v make-upu (8, s. 15).

## **3.5 MR sekvence**

Nejvyžívanějšími vyšetřovacími technikami je zjišťování T1 a T2 relaxačních časů. Excitační impulsy se zpravidla několikrát opakují mezi jednotlivými relaxacemi, tato série impulsů se označuje jako sekvence (7, s. 49).

### **Repetiční čas, TR**

Většina vyšetřovacích sekvencí je postavena na opakované aplikaci radiofrekvenčních pulzů. Čas mezi dvěma excitačními radiofrekvenčními pulzy, který se nazývá repetiční čas TR (9, s. 56).

### **Čas echa, TE**

Je doba, která uplyne od středu 90° RF excitačního pulzu do středu echa. Amplituda příčné magnetizace na vrcholu echa závisí na TE a na T2 tkáně (9, s. 56).

### **3.5.1 Spin-echo**

Spin-echo je tvořeno jednoduchým párem radiofrekvenčních impulsů se sklápěcím úhlem 90° a 180°. V magnetickém poli 1,5 T a menším je argument proti SE dlouhý čas měření.

Spin-echo sekvence se dnes prakticky využívá pouze k vytvoření T1 vážených obrazů (T1 v.o.). Tyto obrazy využívají krátké TR v rozmezí 450 - 700 ms. Time echo (TE) by mělo být co nejkratší. Konkrétní délka TE závisí na rychlosti gradientů a na šířce pásma, která ovlivňuje poměr signál/šum, tedy kvalitu obrazu. Rozmezí TE zajistí vždy dobrý T1 kontrast. Kvůli krátkému TR se může u SE stát, že sekvence neumožňuje dostatečný počet vrstev nebo zvolený počet vrstev nepřípustně prodlužuje TR (10, s. 7). Je tvořeno jednoduchým párem radiofrekvenčních impulsů se sklápěcím úhlem 90° a 180° (11, s. 25).

T1 – vážený	krátké	TR i TE
T2 – vážený	dlouhé	TR a TE
PD - vážený	dlouhé	TR a krátké TE

### 3.5.2 T1 vážený obraz

T1 vážený obraz (T1 v.o.) např. TR 500 ms, TE 20 ms, jde o krátké spin-echo sekvence.

Tekutina (likvor, žluč, moč) je tmavá	hyposignální
Tuk je světlý, bílý	hypersignální
Solidní tkáně (mozek) jsou světlejší	lehce hypersignální
Proudící krev, kalcifikace, kompakta	asignální

Platí, že u T1 v.o. jsou solidní tkáně světlejší než tekutiny. Zjednodušeně se T1 obrazy podobají CT, ale často se zaměňuje hypersignální tuk za kost, signály jsou podobné echogenitě ultrasonografii. T1 vážený obraz je základní sekvencí u většiny vyšetření, slouží hlavně k přesné anatomické verifikaci. Slabinou T1 v.o. je překrývání fyziologické tekutiny s patologickým edémem (7, s. 51).

Na T1 váženém obrazu je signál vody nízký, tuk naopak hyperintenzní, z důvodu kratší doby relaxace. T1 signál je silnější při zkrácení relaxační doby. Kontrastní látky snižují relaxační dobu, proto jsou tedy hyperintenzní (7, s. 49). T1 v.o. se používá k přesnému anatomickému zobrazení.

### 3.5.3 T2 vážený obraz

T2 vážený obraz (T2 v.o.) např. TR 2000 ms, TE 90 ms, jde o dlouhé spin-echo sekvence.

Tekutina (likvor, žluč, moč) je bílá                      hypersignální

Tuk je světlý    hypersignální

Solidní tkáně jsou tmavší                                      hyposignální

Proudící krev, kalcifikace, kompakta                      asignální

V protikladu k T1 váženého obrazu platí, že na T2 obrazech jsou solidní tkáně tmavší než tekutina. T2 v.o. jsou citlivé na průkaz edému, který je obvykle první fází patologického procesu (7, s.52). T2 v.o. má nižší výpovědní hodnotu při posuzování anatomických struktur a lepší výpovědní hodnotu při posuzování tkáňových rozhraní (např. vazy a likvor v páteřním kanálu).

T2 vážený obraz má delší dobu excitace a relaxace. Čím je delší čas TR, tím je intenzita signálu větší (7, s. 49). T2 v.o. je citlivý na počínající patologické léze spojené s větším obsahem vody.

### 3.5.4 Proton denzitní obrazy (PD)

Jsou součástí T2 sekvence, např. TR 2000 ms, TE 20 ms, jejich intenzita signálu (SI) závisí na hustotě protonů v tkáni.

Tekutina je spíše tmavě šedá. Tkáně s vyšším obsahem vody (šedá hmota mozková) jsou tmavší než ostatní tkáně (7, s. 52). Proton denzitní obrazy se používají hlavně při zobrazování muskuloskeletálního systému, často v kombinaci se sekvencemi s potlačením tuku.

Proton denzitní obraz má dlouhou dobu relaxace, ale TE je relativně krátký. Kvalita obrazu bude záviset na hustotě protonů vodíku ve tkáních (7, s. 49).

### 3.5.5 Sekvence inversion recovery (IR)

Jsou speciální sekvence, jde o variantu silně vážené sekvence. Při IR se používá obrácený postup, kdy je nejprve použit 180° a poté 90° impulz. Doba mezi impulzy se v této sekvenci označuje Inversion Time (8, s. 49-50, 52). Tyto sekvence se užívají při vyšetřeních, kdy je nutné pro detailní diagnostiku potlačit signál vody nebo tuku. IR se používají hlavně v sekvencích, při kterých se potlačuje SI určitých tkání, které jsou potom asignální (černé).

**STIR (Short Tau Inversion Recovery)**, potlačení signálu tuku. Využívá se hlavně pro vyšetření páteře nebo velkých kloubů. Na T2 v.o. má tekutina a tuk téměř stejnou SI, odlišení je obtížné. Na pozadí černého tuku vyniknou patologická ložiska obsahující velké množství vody, která jsou hypersignální (bílá). Velmi dobře je viditelná chrupavka a přilehlé části kompakty (7, s. 52). Sekvence s potlačením tuku se používají v kombinaci s jinými sekvencemi, např. s PD.

**FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery)**, potlačení signálu vody. Na T2 v.o. je likvor a některá patologická ložiska s větším obsahem vody hypersignální (bílá) a nelze je navzájem dobře od sebe odlišit. Na FLAIR sekvenci je likvor a ostatní tekutiny asignální nebo hyposignální, patologická ložiska zůstávají hypersignální (7, s. 52). FLAIR sekvence je hlavní v diagnostice roztroušené sklerózy mozkomíšni.

### 3.5.6 Rychlé sekvence

Běžná doba vyšetření je ve srovnání s CT poměrně dlouhá a tím je „průchodnost“ pacientů menší. Čím delší sekvence, tím je rovněž náchylnější k vlivu fyziologických pohybových artefaktů. Vyvíjejí se nové sekvence, které urychlují vyšetření, ale ne za cenu podstatného zhoršení kvality obrazu. Je velké množství rychlých sekvencí pod mnoha názvy, charakteristický jsou názvy s předponou fast nebo turbo. Dále také FLASH (Fast Low Angle Shot), FFE (Fast Field Echo), GRASS, E short, F short. Vychylovací úhel ultrarychlých sekvencí je 3 - 6°, TE 3 ms, TR 4 - 10 ms (7, s. 52). Zkratky takových sekvencí začínají obvykle písmenem U, např. UFFE.

**Single shot SE** jsou rychlé sekvence s jednou excitací, K-prostor se redukuje na 50 %, a tím se zkrátí (zmírní) Fourierova rekonstrukce obrazu. Haste (Half Fourier Acquired Single Shot Turbo Spin Echo) je nejpoužívanější sekvencí (7, s. 52). Tato sekvence se využívá při vyšetřování srdce, břicha nebo plodu (8, s. 19).

**Multi shot SE** registrují se data po každé excitaci, pouze z části K-prostoru. Využívají se například při zobrazení žlučových a pankreatických vývodů (7, s. 52).

### 3.5.7 Gradientní echa (GE nebo GRE)

Jsou podstatou vyšetřovacích postupů, při kterých je zkrácena doba vyšetření. Základem rychlých sekvencí je náhrada 90° a 180° vychýlení. U gradientního echa je vychylovací úhel jen 10 - 50°. Podélná magnetizace není celkově utlumena, proto můžeme použít sérii dalších

rychlých pulzů. Využíváme gradientní cívky, jejichž magnetické pole se na krátkou dobu přidá k základnímu  $B_0$ . Larmorova frekvence je pouze ve vyšetřované vrstvě (7, s. 50). Doba vyšetření se zkrátí z 5 - 7 minut na desítky, někdy až jednotky sekund.

**Multi – slice sekvence** (více řezů naráz), při kterých vhodným řazením excitací využijeme čekání v TR k tomu, abychom snímali signály ze sousedních řezů, jejichž tkáně byly excitovány dříve.

Tekoucí krev na základních sekvencích nedává žádný signál. V zobrazované rovině budou protony orientovány příčně radiofrekvenčním impulsem, ale ihned odtékají mimo zobrazovanou rovinu a jejich signál proto nebude měřitelný. Do místa přitečou protony s normální podélnou magnetizací (8, s. 12). Céva bude bez signálu tedy asignální a zobrazí se zcela černě, tento jev se označuje flow-void fenomén (vyprázdněný tok).

### 3.6 Konstrukce MR přístroje

**Přístroj pro MR má tyto základní části:**

- Homogenní stacionární magnet statického magnetického pole s napájecím a chladičím zařízením. Další částí je i korekční systém na zlepšení homogenity.
- Gradientní cívky s elektrickými zdroji.
- Vysokofrekvenční vysílač, cívka na výrobu excitačního magnetického pole  $B_1$ .
- Vysokofrekvenční přijímač a jiné přijímací cívky.
- Počítačový systém pro zpracování signálu, rekonstrukci a archivaci obrazu.
- *Vysokofrekvenční magnetické stínění.*
- Vyšetřovací stůl přístroje.
- Doplnky (monitorace dýchání, EKG apod.)

Nejpoužívanějším typem přístroje magnetické rezonance je 1,5 T, který umožňuje veškeré druhy vyšetření včetně MR spektroskopie, viz Obr. 9. Největším nedostatkem přístrojů magnetické rezonance s nízkým magnetickým polem je snížená kvalita obrazu, jelikož má horší poměr signál/šum. Výhodou těchto přístrojů bývá jednodušší instalace, provoz přístroje a nižší pořizovací náklady. Gantry je krátké, takže se mohou vyšetřovat i pacienti

s klaustrofobií (7, s. 53). V současné době se pomocí těchto přístrojů vyšetřují pacienti s onemocněním velkých kloubů.



**Obr. 9 Přístroj Magnetické rezonance**

### **3.6.1 Rozdělení magnetu**

Rezistivní (odporové) magnety jsou klasické elektromagnety. Magnetické pole se vytváří elektrickým proudem o vysoké intenzitě a chladí se vodou.

Permanентní magnety jsou složeny z ferromagnetických slitin, jsou poměrně těžké, váží až několik tun. Chlazení je prováděno vzduchem. Používají se u nízkých přístrojů.

Supravodivé magnety se zakládají na principu supravodivosti. Při nízké teplotě ( $-270^{\circ}\text{C}$ ) je ve vodiči minimální elektrický odpor. Magnet je ponořen do tekutého helia, které stále cirkuluje. Po odpaření se znovu zkapalňuje (7, s. 53). Čerpadla pracují permanentně. Helium je poměrně drahé a vyměňuje se zhruba jednou ročně.

### **3.6.2 Gradientní magnetický systém**

Skládá se ze tří gradientních cívek a jejich proudových zdrojů, které jsou umístěny v prostoru stacionárního magnetu. Nejsou vidět, jsou ale zdrojem hluku, který doprovází každé měření (7, s. 53). Slouží k výběru vrstvy a tloušťky vyšetření, pomáhá při tvorbě rychlých sekvencí.



### 3.6.3 Cívky (coils)

Permanentní zabudované cívky jsou uvnitř v gantry přístroje, nejsou přímo vidět. Volumová cívka slouží jako vysílač B0 a současně pracuje také jako přijímač signálu. Slouží jako celotělová cívka (whole-body coil), má poměrně velký šum a je relativně daleko od povrchu těla (7, s. 53). Vyrovnávací cívka (shim coil) se využívá k vyrovnání nehomogenního magnetického pole.

Povrchové cívky (surface coils) se přikládají k vyšetřovaným částem těla a jsou tvarovány. Slouží jako přijímací cívky, které se skládají z drátěných závitů Cu nebo Ag, indukuje se v nich proud o velikosti několika mikrovoltů. Tyto signály se potom zesilují a digitalizují analogo-digitálním převaděčem a poté se přenášejí do počítače. Kromě dobré vodivosti je podstatná i geometrie cívky (7, s. 53). Závity musí naléhat co nejbližší povrchu vyšetřované tkáně.

Nejpoužívanější typy povrchových cívek jsou hlavová (head coil), krční páteř (cervical spine), hlava a krk současně (head and neck), hrudní nebo bederní páteř (spine coil), kolenní (knee), ramenní (shoulder) a zápěstní (wrist). Univerzální flexibilní cívky můžeme natvarovat na zobrazení nohy, ramene, zápěstí nebo lokte. Speciální cívky pro vyšetření břicha nebo hrudníku, které se obalují kolem vyšetřované části (wrap around coil). Prsní cívka se používá pro vyšetření obou prsů současně (bimamární). Endorektální cívka se používá pro vyšetření rektu nebo prostaty. Phased array coils je skupina za sebou navázaných povrchových cívek umožňující zachytit delší úsek, například u páteře. Jednotlivá pracoviště nebývají vybavena všemi druhy cívek, vybavení se řídí zaměřením pracoviště. Cívky jsou relativně drahé, tudíž výměnu při jednotlivých vyšetřeních musíme dělat opatrně a pečlivě (7, s. 53-54). Při jejich poškození dochází k zhoršení kvality obrazu.

### 3.6.4 Ovládací konzole

Je podobná jako na CT a je spojena s řídicím počítačem. Základní algoritmus práce pro radiologického asistenta se skládá ze zadávání základních dat vyšetřovaného pacienta (jméno, datum a typ vyšetření). Dále z přípravy vyšetření jako je lokalizér, pilot skeny, volba jednotlivých sekvencí, volba cívky. Také se skládá z postprocessingu a archivace a odesílání obrazů do sítě PACSu. Výhodné je mít na pracovišti i další vyhodnocovací stanici, na které se dělá úplný postprocessingu a popisuje vyšetření (7, s. 54). Možnost zobrazit starší vyšetření nebo další zobrazovací metody.

### 3.6.5 Stínění přístroje

Magnetický signál z vyšetřovaného objektu je velmi slabý, může být rušen elektronickými přístroji v okolí pracoviště magnetické rezonance. Rozlišujeme stínění pasivní a aktivní. Pasivní stínění je tvořeno silnými pláty z ocelových bloků a měděného plechu, tzv. Faradayova klec). Aktivní stínění jsou cívky v okolí gantry, které vyrábějí magnetické pole v opačném směru (7, s. 54). Magnetické pole je v okolí stacionárního magnetu ve tvaru silokřivek, jeho intenzita klesá s třetí mocninou vzdálenosti.

### 3.6.6 Vyšetřovací stůl

Vyšetřovací stůl je vyroben z neferomagnetických prvků. Nosnost stolu je obvykle v rozsahu 130 – 150 kg váhy pacienta a je podobný CT přístroji (7, s. 54). Přístroj má i doplňující zařízení.

## 3.7 Kontrastní látky

Kontrastní látky pro magnetickou rezonanci lze rozdělit na základě různých kategorií. Nejběžnějším znakem jsou jejich magnetické vlastnosti, které je dělí na paramagnetické a superparamagnetické. Magnetismus látek je dán počtem nepárových elektronů, čemuž odpovídá například gadolinium (Gd), které má sedm nepárových elektronů. Tyto látky zkracují především T1 relaxační časy. Při vyšetření magnetickou rezonancí se využívají hlavně kontrastní látky (KL) na bázi gadolinia (Gd). Gadolinium (Gd) je toxická látka, proto bývá navázána na cheláty (Gd – DTPA) (8, s. 26). Mezi superparamagnetické látky patří oxidy železa (UPSIO - Ultra Small Particles of Iron Oxides), které zkracují především T2 relaxační časy (10, s. 15).

Dalším rozdělením je rozdělení na látky tkáňově nespecifické, tj. extracelulární a tkáňově specifické. Do extracelulární skupiny patří největší skupina běžně užívaných látek, jež jsou paramagnetické. Do tkáňově specifické skupiny pak řadíme látky hepatospecifické (10, s. 15). Tato skupina je však menší.

Podle způsobu aplikace lze kontrastní látky rozdělit na aplikované nitrožilně, nitrokloubně a perorálně (10, s. 15).

Kontrastní látky pro MR mají velmi podobné vlastnosti jako jodové kontrastní látky používané v radiologii. Na MR se částečně zobrazí i samotná látka, především jde o ovlivnění

okolních tkání, změnu jejich magnetických vlastností, a tím i následnou změnu MR obrazu. Kontrastní látka neproniká do buněk, ale zůstává jen v krevním řečišti (8, s. 26). Za normálních okolností neproniká přes hematoencefalickou bariéru, jen při onemocnění (záněty, nádory) (10, s. 15).

Kontrastní látka se udává v mmolech. Běžná dávka KL činí 0,1 mmol/kg hmotnosti pacienta, což znamená u pacienta o hmotnosti 80 kg množství 16 ml 0,5 molární KL nebo poloviční množství látky jednomolární. Firemní názvy KL pro magnetickou rezonanci jsou např. Magnevist, Omniscan, Pro Hance. Aplikace kontrastní látky je indikována zejména v neuroradiologii, jak při afekcích mozku, tak páteře a páteřního kanálu (8, s. 26). Také v kontrastní MR angiografii, při vyšetření břicha či nádorů pohybového aparátu. KL pro MR zobrazení mají podstatně menší množství vedlejších účinků ve srovnání s jodovými látkami používanými v rentgenologii (10, s. 15). Alergie na tyto látky je vzácná, avšak může existovat.

### **3.8 Kontraindikace MR**

Kontraindikace k vyšetření MR existují absolutní a relativní.

#### **3.8.1 Absolutní kontraindikace**

Mezi absolutní kontraindikace patří přítomnost implantovaných elektrických či elektromagnetických přístrojů, například kardiostimulátor, kochleární implantát. Vyšetření pacienta s kardiostimulátorem může způsobit smrt z důvodu přerušení funkce elektronického zařízení. Nejnovější typy jsou kardiostimulátory kompatibilní s MR vyšetřováním, ale komplikovaná procedura vyžaduje přítomnost specializovaného kardiologa. Kochleární implantát je velmi finančně náročný, je vybaven drahou mikroelektronikou. Zničení sice nemá bezprostřední důsledek pro zdraví pacienta, ale ztráta přístroje znamená mnohdy milionovou škodu. Dále kovové implantáty, u kterých závisí na složení a na magnetických vlastnostech slitiny. Hrozí nebezpečí pohybu a ohřevu cizího kovového tělesa. Tyto implantáty způsobují rozsáhlé artefakty, které znemožňují zobrazení anatomických struktur v jejich okolí (9, s. 70). Velká obezřetnost by měla být věnována cévním svorkám z feromagnetického nebo neznámého materiálu (7, s. 56). Do této skupiny také spadají kovová tělesa v oku.

### **3.8.2 Relativní kontraindikace**

Mezi relativní kontraindikace patří TEP, kavální filtry, stenty, svorky do 6 týdnů po implantaci. Dále klaustrofobie, tj. strach z uzavřených prostor. Moderní přístroje mají gantry podstatně kratší, tudíž se výrazně snížily projevy klaustrofobických pacientů. Vyšetření klaustrofobických pacientů je možné provést v analgosedaci nebo celkové anestezii. Další relativní kontraindikací je první trimestr těhotenství. Do této skupiny kontraindikací patří také cizí kovová tělesa, způsobující při magnetické rezonanci artefakty (7, s. 56). Moderní výrobci dnes vyrábějí implantáty z materiálů, které jsou kompatibilní s MR vyšetřením.

## **4 ZÁKLADNÍ ZOBRAZOVACÍ METODY PÁTEŘE**

### **4.1 Rentgenové vyšetření**

Rentgenové snímky mají být vždy prvním krokem v diagnostickém postupu u většiny onemocnění páteře. Nesmějí být nahrazovány nákladnými metodami CT (výpočetní tomografií) nebo MR (magnetická rezonance). Snímky obvykle provádíme vleže na zádech při požadavku na hodnocení struktury skeletu. Při diagnostice postavení páteře, obecně skolióz, vycházíme jen ze snímků provedených ve vertikální poloze (7, s. 117). Hodnocení poruch postavení ze snímků, které jsou provedeny vleže, je velkou chybou.

Na RTG páteře zobrazíme tvar a strukturu obratlů. Mezi základní projekce patří předozadní a bočná (9, s. 233). Pro zobrazení intravertebrálních foramin je vhodná projekce šikmá.

#### **4.1.1 Požadavky na snímky:**

Snímky musí být provedeny na dostatečně veliký formát. Musí být vždy zobrazeny všechny obratle požadovaného úseku. Při diagnostice vadného postavení páteře (skolióza) se musí snímkovat ve vertikální poloze. Snímky v oblasti bederní páteře dělají velkou radiační zátěž, 3 až 4 snímky odpovídají dávce na CT, z tohoto důvodu dáváme pozor při snímkování dětí a žen v reprodukčním věku (7, s. 117). Funkční snímky, převážně v krční oblasti, se mají provádět až po zhodnocení základních snímků.

### **4.2 CT vyšetření**

Výpočetní tomografie je důležitou metodou v diagnostice onemocnění skeletu a onemocnění v epidurálním prostoru (meziobratlové ploténky, drobné kloubky). Nejčastějšími indikacemi jsou nádory skeletu, traumata, degenerativní onemocnění páteře. Základní zobrazení je vždy v sagitální rovině a axiální rovině. Kontrastní látka je podávána u vybraných onemocnění, hlavně u zánětů propagujících se do okolních měkkých tkání. Foramina intervertebralia jsou nejlépe viditelná na sešikmených parasagitálních rekonstrukcích (7, s. 121). Je nutné přesně stanovit výšku léze, protože na bederní páteři jsou časté numerické varianty (např. 4 nebo 6 bederních obratlů).

### **4.2.1 Nejčastější chyby**

Vysoké hodnoty kV, a z tohoto důvodu je horší kontrast. V místě konvexity skoliotické páteře se asymetricky vyklenují meziobratlové ploténky a obratlová těla, vytvářejí tak klamný obraz výřezu plotének (7, s. 121). Další chybou je izolované posuzování krátkého úseku páteře z dlouhého skenu celé páteře, rovina axiální je potom nepřesná.

### **4.3 MR vyšetření**

Magnetická rezonance je ideální metoda k zobrazení celé páteře, míchy a jejich obratlů. Při vyšetření zobrazíme současně skelet, obsah páteřního kanálu. Větší skolióza zabraňuje plnohodnotnému vyšetření. Základem je vyšetření v sagitální rovině plus ve vybraných transverzálních rovinách, někdy doplňujeme vyšetření v koronární rovině (8, s. 51). Kromě základních sekvencí T1 a T2 váženého obrazu jsou také zásadní sekvence s potlačením tuku tzv. STIR sekvence. Uplatnění je při diagnostice onemocnění kostní dřeně, tak i míchy (7, s. 121). Kontrastní látka i. v. se nejčastěji podává při vyšetřování postdiskotomického syndromu, zánětech a nádorech páteře.

## 5 MR PROTI CT

Při vyšetření páteře a míchy preferujeme vyšetření pomocí magnetické rezonance. Vzhledem k dávce ionizačního záření provádíme při využití modality CT vyšetření jen 3 - 4 segmentů (9, s. 240).

Výpočetní tomografie zobrazí struktury páteřního kanálu, hlavně míchu, jen po aplikaci KL intratekálně. Moderní MDCT přístroje již zobrazí velké úseky páteře, ale za cenu vyšší radiační zátěže a zatížení rentgenky. Výpočetní tomografie (CT) podstatně lépe zobrazí kompaktní skeletu než magnetická rezonance, ale zobrazení kostní dřevě je nedostačující (8, s. 52). Magnetická rezonance (MR) má proto v diagnostice kostní dřevě a hlavně v diagnostice onemocnění páteřního kanálu jednoznačnou přednost.

## **6 ÚLOHA RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA PŘI MR PÁTEŘE**

V této části bakalářské práce budu popisovat postup konkrétního vyšetření každého úseku páteře (krční, hrudní a bederní) na magnetické resonanci.

Vyšetření na MR provádí radiologický asistent, který spolupracuje s radiologickým lékařem. Radiologický asistent má za úkol provést identifikaci pacienta, s kterým poté vyplňuje dotazník. Dochází k poučení pacienta o průběhu vyšetření a nežádoucích účincích. Dále zajišťuje žilní vstup pro aplikaci kontrastní látky a ovládá přístroj magnetické rezonance.

### **6.1 Postup před vyšetřením**

Před vyšetřením pacient podepisuje prohlášení, v němž podpisem stvrzuje, že je seznámen s riziky vyšetření. Před vyšetřením musí pacient vyplnit dotazník. V dotazníku se ptáme na přítomnost kovových materiálů v těle, jako je kardiostimulátor, kochleární implantát, zda pacient nemá nějaké svorky, dlahy. Tyto svorky a dlahy nebrání vyšetření, pokud jsou v těle déle než 6 týdnů. Ptáme se na kovové předměty v těle, jako jsou střepiny, projektily. Magnetické pole může působit na předměty z feromagnetického materiálu, které se mohou pohnout, zahřát se, kardiostimulátor by mohl přestat fungovat. V dotazníku u žen vyplňujeme případné těhotenství.

Pacienta připravíme na to, že určitou dobu bude muset ležet nehnutě v částečně uzavřeném prostoru. Těsně před vyšetřením se znovu pacienta ptáme na přítomnost kovových předmětů v těle. Poté si pacient odloží v kabině do spodního prádla a odstraní všechny kovové předměty, jako jsou šperky, sponky, piercingy, hodinky.

### **6.2 Kazuistika**

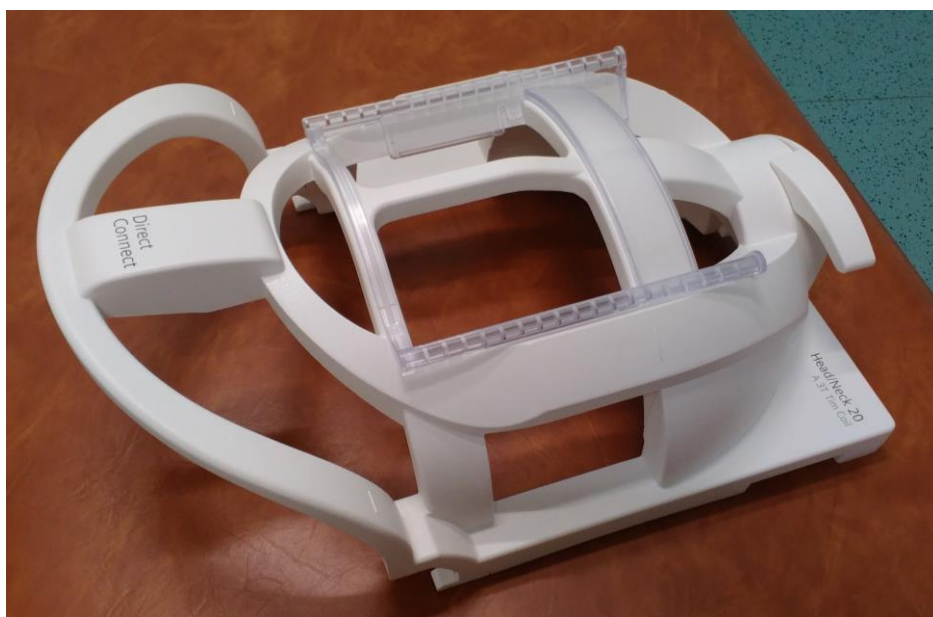
Pacientka ve věku 50 let přichází na vyšetření pomocí magnetické rezonance s podezřením na výhrěz (hernii) ploténky. Po vyšetření a vyhodnocení radiologickým lékařem se podezření potvrdilo. U pacientky je nález osteochondróza, objemná protruze až hernie v oblasti C5/C6. Pacientka má hernii disku C6/C7 mediálně, impresi a mírnou deformitu míchy.



### 6.3 Popis vyšetření v oblasti krční páteře

V této oblasti při vyšetření používáme celotělovou (páteřní) cívku, a také používáme krční cívku, viz Obr. 10. Pacient se pokládá na záda na vyšetřovací stůl hlavou směrem do tunelu, ruce si nechává volně podél těla. Následně se přikládá horní díl krční cívky v oblasti krční páteře. Pacient dostává do ruky balónek, který může smáchnout v případě, kdyby něco nebylo v pořádku. Na uši dostává sluchátka z důvodu silného hluku, který vychází z přístroje magnetické rezonance. Je zde i možnost do sluchátek pustit nějakou hudbu. Pacienta upozorníme, aby se v průběhu celého vyšetření nehýbal. Radiologický asistent ovládá lůžko tak, aby zaměřil laser na správné místo na krční cívce. V průběhu celého vyšetření je pacient spojen s radiologickým asistentem pomocí mikrofonu.

V ovladovně se volí základní údaje o pacientovi do počítače. Dále se navolí typy sekvencí, které se využívají pro toto vyšetření. Během celého vyšetření radiologický asistent informuje pacienta o průběhu vyšetření a ptá se na jeho stav.



Obr. 10 Krční cívka

#### 6.3.1 Volba základních zobrazovacích rovin a sekvencí

Mezi základní zobrazovací roviny patří sagitální, koronární a transverzální. Nejprve se provádí toposcan, který nám slouží k vymezení sledovaného objektu. Radiologický asistent zodpovídá za to, aby byla zachycena celá oblast zájmu a aby byl sledovaný objekt umístěn uprostřed.

Základní volbou sekvencí při vyšetření jsou sekvence T1 a T2 v sagitální rovině. Další volbou je sekvence STIR, při které dochází k potlačení signálu tuku. Toto vyšetření se doplňovalo o sekvenci GRE v transverzální rovině.

Po provedení vyšetření na přístroji MR zkušený radiologický lékař zhodnotí vyhotovené snímky. Poskytne pacientovi veškeré informace. Ošetřující lékař popřípadě doporučí následnou léčbu.

Na sekvenci T1, která je zobrazená na Obr. 11 je tekutina a likvor tmavý a mícha je světlejší. Tuk je hypersignální, to znamená, že je hodně světlý, bílý. Červená šipka ukazuje na obrázku vyhřezlou plotýnku (hernii) mezi obratli C6/C7.



**Obr. 11 Krční páteř, sagitální rovina, T1 vážený obraz**

Na Obr. 12 je zobrazena sekvence T2, kdy je tekutina a likvor bílý, mícha je tmavší. Tuk je jako u sekvence T1 hypersignální, tedy bílý, světlý.



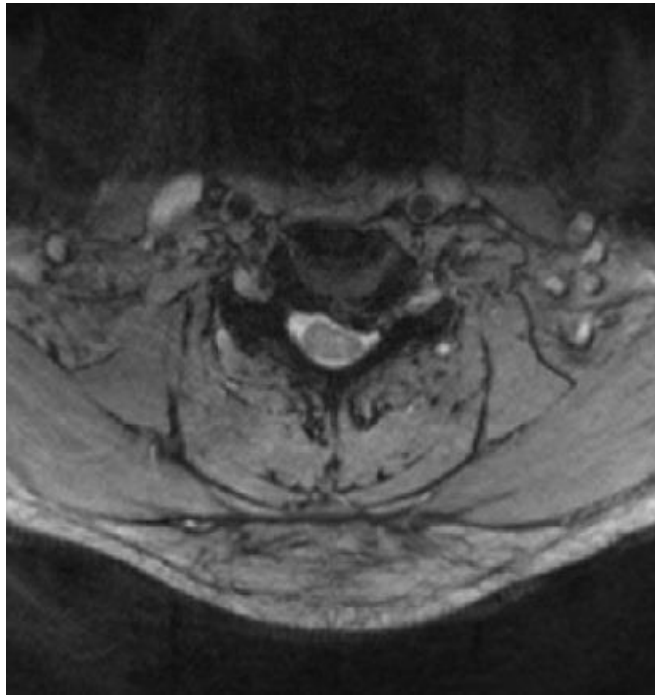
**Obr. 12** Krční páteř, sagitální rovina, T2 vážený obraz

Na Obr. 13 je zobrazena sekvence STIR, při které dochází k potlačení signálu tuku. Na sekvencích STIR dochází k zvýraznění struktur, obsahujících vodu.



**Obr. 13** Krční páteř, sagitální rovina, STIR

Na Obr. 14 můžeme vidět transverzální řez na cílený krční prostor pomocí sekvence GRE.



**Obr. 14** Krční páteř, transverzální rovina, GRE

## **6.4 Kazuistika**

Pacient ve věku 10 let přichází na magnetickou rezonanci z důvodu polytraumatu. Radiologický lékař zhodnotil snímky a jeho závěrem byla kompresní fraktura obratlových těl Th4 – Th6 s mírnou impresí horních krycích lišt s edémem v horní polovině obratlových těl.

## **6.5 Popis vyšetření**

Při vyšetření páteře používáme celotělovou (páteřní) cívku. Pacient ulehá na záda na pohyblivé lůžko, hlavou směrem do tunelu. Pacient dostává sluchátka z důvodu silného hluku, který vychází z MR přístroje. Do ruky dostává balónek, který může smáčknout v případě, kdyby něco nebylo v pořádku. V průběhu celého vyšetření je pacient spojen mikrofonem s radiologickým asistentem. Poté radiologický asistent ovládá pohyblivé lůžko, tak, aby bylo nastavené do správné polohy. Pacient leží v klidu, pokud možno se vůbec nehýbe. Pohyb při vyšetření vede k znehodnocení zobrazení. Toto vyšetření trvá přibližně 20 – 30 minut.

V ovladovně se zadají základní údaje o pacientovi do počítače. Navolíme správné typy sekvencí. V průběhu celého vyšetření se pacienta ptáme, zda je vše v pořádku a informujeme ho o průběhu vyšetření.

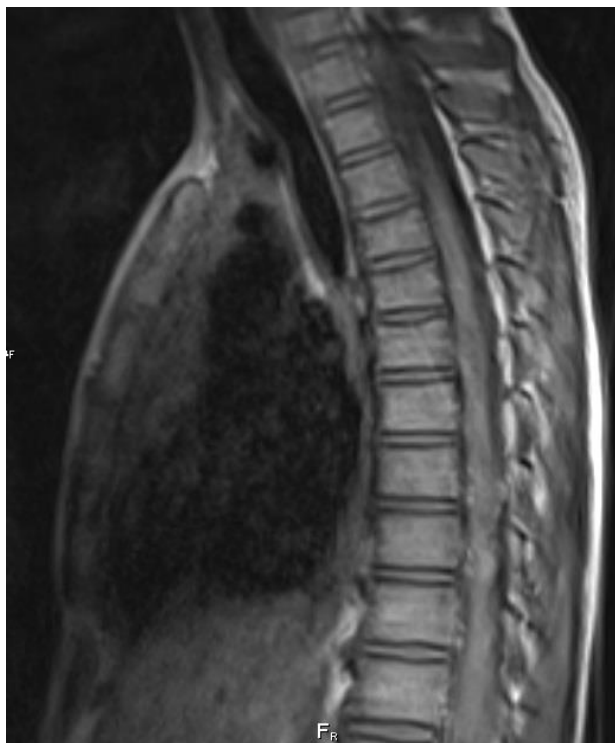
### 6.5.1 Volba sekvencí a základní zobrazovací roviny

Jako první se provádí toposcan, který tvoří orientační řezy ve třech základních rovinách. Jsou to roviny sagitální, koronární a transversální. Vyšetřovaný objekt musí být v zobrazovaném poli umístěn ve středu. Radiologický asistent zodpovídá za zachycení celé vyšetřované oblasti.

Základem je vyšetření v sagitální rovině v sekvenci T1 a T2. Dále také sekvence STIR, která slouží k potlačení signálu tuku. Toto vyšetření je doplněno o sekvenci T2 v transverzální rovině.

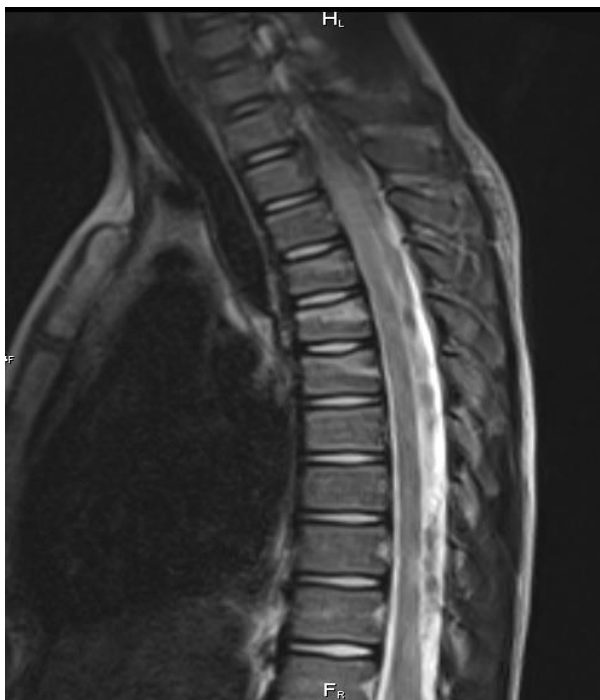
Po celou dobu vyšetření radiologický asistent spolupracuje s radiologickým lékařem. Po ukončení celého vyšetření na magnetické rezonanci radiologický lékař popisuje a hodnotí vyhotovené snímky na tomto přístroji.

Na sekvenci T1, která je vidět na Obr. 15 v sagitální rovině. Na níž je likvor a tekutina tmavý, mícha je světlejší. Tuk je na této sekvenci bílý.



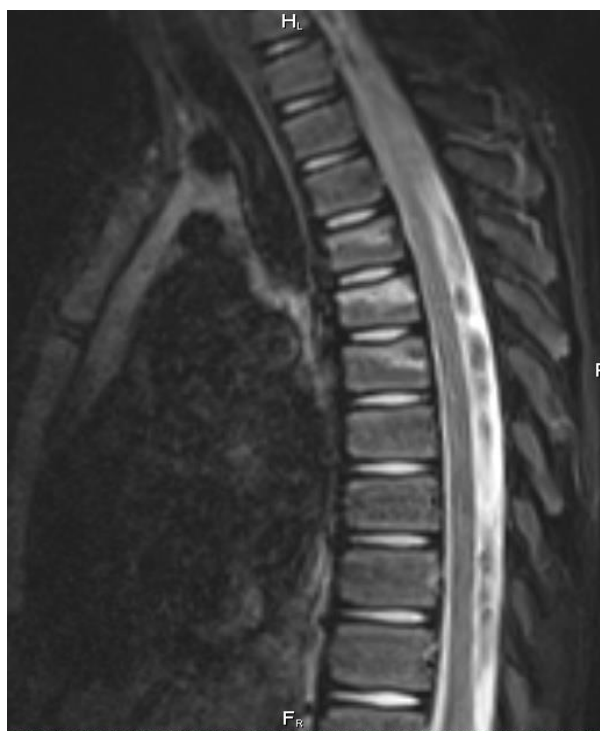
**Obr. 15** Hrudní páteř, sagitální rovina, T1 vážený obraz

Na Obr. 16 je zobrazena hrudní páteř v sekvenci T2 v sagitální rovině, kdy na této sekvenci je mícha tmavší než likvor a tekutina.



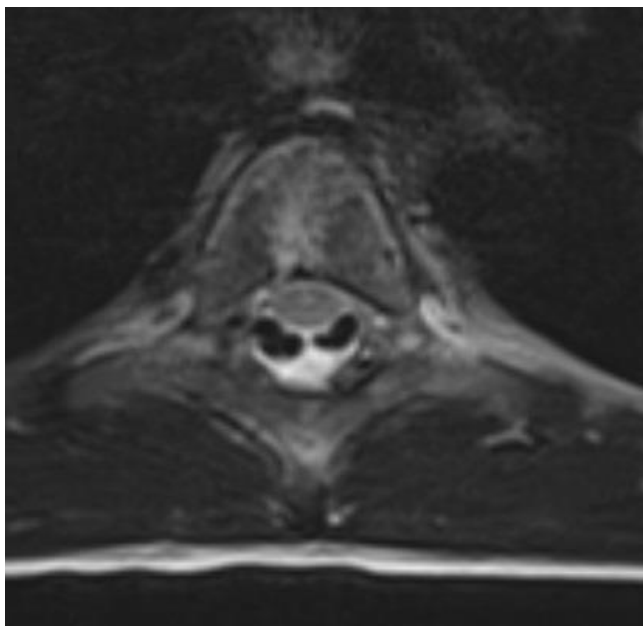
**Obr. 16 Hrudní páteř, sagitální rovina, T2 vážený obraz**

Na Obr. 17 je zobrazena hrudní páteř na sekvenci STIR, která potlačuje signál tuku. Tuk je tedy tmavý.



**Obr. 17 Hrudní páteř, sagitální rovina, STIR**

Toto vyšetření je doplněno o sekvenci T2 v transverzální rovině na Obr. 18. Na sekvenci T2 je tekutina a likvor bílý, mícha je tmavší. Tuk je bílý.



**Obr. 18** Hrudní páteř, transverzální rovina, T2 vážený obraz

## **6.6 Kazuistika**

Pacient ve věku 66 let, který se léčí pro karcinom levého ureteru přichází na magnetickou rezonanci s podezřením na metastázy. Radiologický lékař ustanovil hlavním nálezem sklerotické metastázy obratlů L1, L2, L3 a L4. Mírné degenerativní změny L4/5 a L5/S1, mírná imprese kořenů L4 vpravo a L5 oboustranně.

## **6.7 Popis vyšetření v bederní páteři**

Při vyšetření v bederní oblasti používáme celotělovou (páteřní) cívku, která je zabudována ve vyšetřovacím stole. Po vyplnění dotazníků a seznámení pacienta s tím o jaké vyšetření se jedná. Pacient se podkládá na záda na vyšetřovací stůl hlavou směrem do gantry, ruce má podél těla. Z důvodu nepříjemného hluku, který vychází z MR přístroje při vyšetření pacient dostává na uši sluchátka, do kterých je možno pustit i hudbu. Do ruky pacient dostává balónek, kterým může kontaktovat radiologického asistenta během celého vyšetření. Po dobu celého vyšetření pacient leží v klidu, z důvodu kvalitního zobrazení vyšetřované oblasti. Radiologický asistent ovládá pohyblivé lůžko, tak aby najel do správné polohy, která je nutná k provedení vyšetření.

Doba vyšetření je okolo 20 – 30 minut, záleží na spolupráci pacienta. V ovladovně radiologický asistent navolí základní údaje o pacientovi do počítače a zahájí vyšetření. Po dobu celého vyšetření je radiologický asistent spojen s pacientem mikrofonem, díky kterému pacienta informuje o průběhu vyšetření.

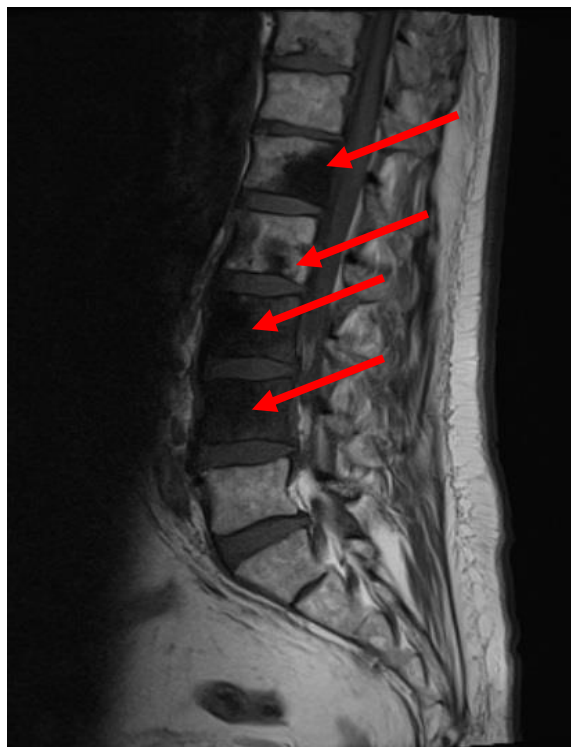
### 6.7.1 Volba základních zobrazovacích rovin a sekvencí

Nejprve provádíme tzv. toposcan, který nám slouží k vymezení zobrazovaného objektu. Tento toposcan tvoří orientační řezy ve třech základních rovinách, kterými jsou sagitální, transversální a koronární. Radiologický asistent zodpovídá za to, aby vyšetřovaný objekt byl zachycen v zobrazovaném poli uprostřed a byla zachycena celá vyšetřovaná oblast.

Volíme standartní sekvence v sagitální rovině, mezi které patří T1, T2. Jako další volíme sekvenci STIR v sagitální rovině, která slouží k potlačení signálu tuku. Podle nálezu poté provádíme sekvence v transversální a koronární rovině.

Po dokončení vyšetření radiologický lékař vyhodnotí a popíše zhotovené snímky na přístroji magnetické rezonance.

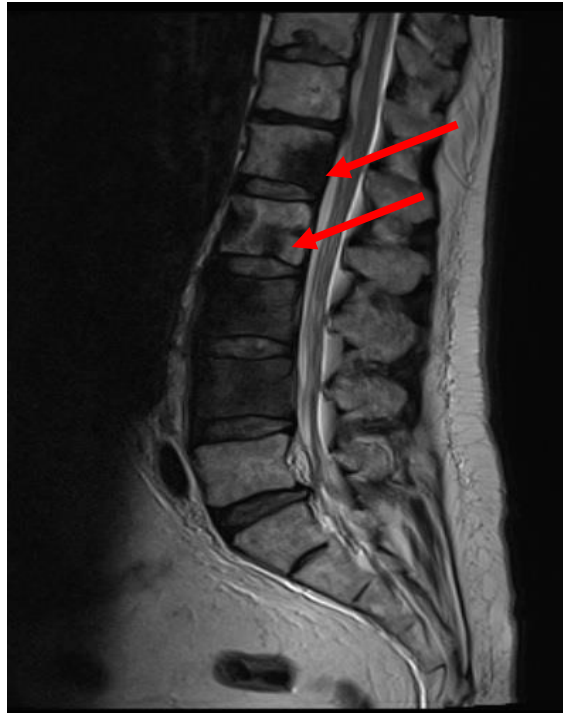
Na Obr. 19 červené šipky znázorňují metastázy. Na sekvenci T1 vážený obraz je tekutina a likvor tmavý, oproti tomu mícha je světlejší.



Obr. 19 Bederní páteř, sagitální rovina, T1 vážený obraz



Sekvence T2 vážený obraz je zobrazena na Obr. 20, ne kterém vidíme, že tekutina a likvor mají bílé zbarvení, mícha je tmavší. Červené šipky znázorňují metastázy.



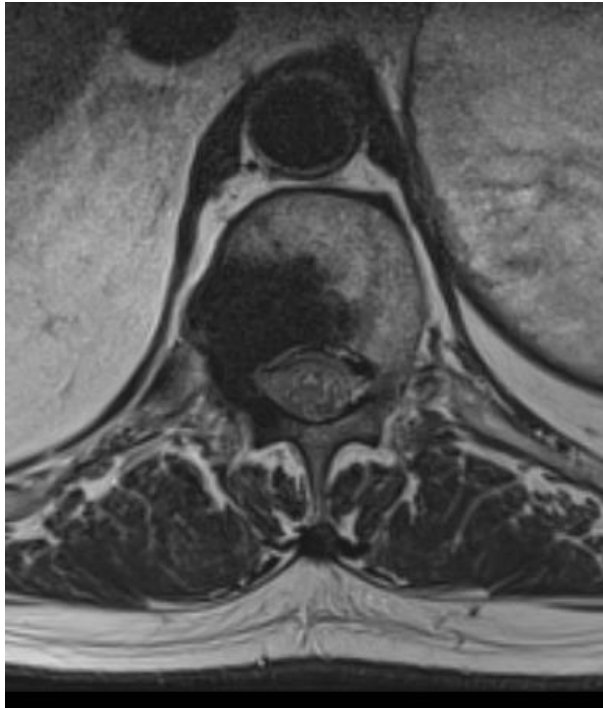
**Obr. 20** Bederní páteř, sagitální rovina, T2 vážený obraz

Sekvence STIR, která je zobrazena na Obr. 21 v sagitální rovině, která se využívá k potlačení signálu tuku. Tuk je tedy tmavý až černý, tekutina a likvor je bílý.



**Obr. 21** Bederní páteř, sagitální rovina, STIR

Na Obr. 22, 23 je vidět metastáze v transverzální rovině při sekvenci T2 cíleně na obratel v bederní páteři.



**Obr. 22 Bederní páteř, transverzální rovina, T2 vážený obraz**



**Obr. 23 Bederní páteř, transverzální rovina, T2 vážený obraz**

## DISKUZE

Tato bakalářská práce je zaměřena na vyšetření páteře pomocí magnetické rezonance u tří pacientů, u kterých je popsána kazuistika, postup před vyšetřením a samotný průběh vyšetření s volbou sekvencí.

Práce je rozdělena do dvou částí teoretické a praktické.

V teoretické části bakalářské práce jsem zpracovávala informace z odborné literatury především z knih, které jsem si vyhledala. Zabývám se v ní anatomii páteře, samotným přístrojem magnetické rezonance, popisuji základní vyšetřovací metody a jiné.

V praktické části je popsáno vyšetření v jednotlivých úsecích páteře, tedy v krčním, hrudním a bederním úseku. Radiologický asistent při těchto vyšetřeních spolupracuje s radiologickým lékařem, který určuje, jak vyšetření bude probíhat. Radiologický lékař vyhodnocuje zhotovené snímky. Radiologický asistent zodpovídá za kvalitu a průběh vyšetření. Parametry vyšetření jsou přednastaveny, aby snímky byli co nejkvalitnější a zobrazila se vyšetřovaná tkáň a neprodužoval se čas vyšetření.

Hlavní výhodou magnetické rezonance je, že nezpůsobuje pacientovi žádnou radiační zátěž oproti CT vyšetření. Magnetická rezonance využívá silného magnetického pole. Pacient musí být před vyšetřením od radiologického asistenta správně poučen, aby vyšetření bylo kvalitní. Z důvodu silného magnetického pole, pacient vyplňuje dotazník o kovových předmětech ve svém těle.

Mezi první volbu základní vyšetřovací metody stále patří rentgenové vyšetření využívající ionizující záření, ale jeho dávky nejsou natolik vysoké a vyšetření není tolik časově náročné.

U radiologického asistenta záleží na jeho vědomostech, které získává při své práci. Požadavky na radiologické asistenty se stále navyšují, z důvodu stále lepších přístrojů na pracovištích. Práce radiologického asistenta spočívá v ovládnutí přístroje. Důležitou součástí jeho práce je také komunikace s pacienty, o které se dá říct, že je i mnohdy důležitější. Radiologický asistent by měl být k pacientům laskavý, vstřícný a milý. Radiologický asistent by měl mít základní znalosti z anatomie, také musí umět správně obsluhovat přístroj magnetické rezonance, s kterým při vyšetřeních pracuje.

Díky této práci jsem získala spoustu nových poznatků a také mnoho nových informací o této problematice.

## ZÁVĚR

Tématem mé bakalářské práce je úloha radiologického asistenta při MR vyšetření páteře. Podkladem mé práce byli pacienti, kteří přišli na vyšetření pomocí magnetické rezonance.

Magnetická rezonance je zobrazovací metoda, která má své opodstatněné místo ve vyšetřování páteře, hlavně při hodnocení patologie v páteřním kanálu.

Cílem mé bakalářské práce bylo popsat vyšetření na magnetické rezonanci u tří pacientů.

V teoretické části bakalářské práce jsem se zaměřila na anatomii páteře, kterou jsem rozdělila na krční, hrudní a bederní oblast páteře. Dále jsem popisovala samotný přístroj magnetické rezonance, kde jsem se snažila popsat princip, tvorbu obrazu, sekvence, kontrastní látky a kontraindikace. Také jsem popsala základní zobrazovací metody, které se volí při vyšetření páteře, mezi ně patří RTG, CT a samozřejmě i MR.

V praktické části bakalářské práce jsem se zabývala konkrétními pacienty. Od příchodu, kdy pacient přichází na oddělení radiodiagnostiky. Zde je seznámen s průběhem vyšetření, které bude provedeno na přístroji MR. Dále popisuji samotné vyšetření, až po zhodnocení vyhotovených snímků radiologickým lékařem.

## POUŽITÁ LITERATURA

- (1) NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ. *Přehled anatomie*. Druhé. Praha 5: Galén, 2009. ISBN 978-80-246-1717-6.
- (2) DYLEVSKÝ, Ivan. *Základy anatomie*. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4886-7.
- (3) ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-716-9970-5.
- (4) Česká republika. Zákon č. 96/2004 Sb. 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. Dostupné z: <http://www.mvcr.cz/soubor/sb109-08-pdf.aspx>. ISSN 1211-1244.
- (5) Česká republika. Vyhláška č. 55/2011 Sb. o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2011. Dostupné z: <http://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/ViewFile.aspx?type=c&id=5886>. ISSN 1211-1244.
- (6) VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-7013-225-6.
- (7) VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0.
- (8) NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 978-80-7368-335-1.
- (9) SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
- (10) MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA a Jan ŽIŽKA. *Protokoly MR zobrazování*. Praha: Galén, c2014. ISBN 978-80-7492-109-4.
- (11) KUZNIECKY, Ruben I. a Graeme D. JACKSON, ed. *Magnetic resonance in epilepsy: neuroimaging techniques*. 2nd ed. Burlington, MA: Elsevier Academic, c2005. ISBN 0-12-431152-0.