

DIFUZNĚ VÁŽENÉ OBRAZY PŘI CELOTĚLOVÉM ZOBRAZOVÁNÍ MAGNETICKOU REZONANCÍ (DWIBS) V DIAGNOSTICE MNOHOČETNÉHO MYELOMU

DIFFUSION-WEIGHTED WHOLE-BODY IMAGING WITH BACKGROUND BODY SIGNAL SUPPRESSION (DWIBS) IN MULTIPLE MYELOMA DIAGNOSIS

původní práce

Jana Sedláková¹
Miloš Keřkovský¹
Tomáš Pavlík²
Marek Mechl¹

¹Radiologická klinika FN MU, Brno

²Institut biostatistiky a analýz LF MU, Brno

Přijato: 1. 9. 2013.

Korespondenční adresa:

MUDr. Jana Sedláková
Radiologická klinika FN MU
Jihlavská 20, 625 00 Brno
e-mail: sedlakovaj@fnbrno.cz

SOUHRN

Sedláková J, Keřkovský M, Pavlík T, Mechl M. Difuzně vážené obrazy při celotělovém zobrazování magnetickou rezonancí (DWIBS) v diagnostice mnohočetného myelomu

Cíl: Difuzně vážené obrazy jsou užitečnou sekvencí, která pomáhá k určování povahy patologií nalezených na klasických sekvencích magnetické rezonance při vyšetřování onkologických pacientů. Cílem této práce bylo jednak srovnat výsledky vyšetření na T1 vážených a STIR sekvencích a DWIBS, druhým cílem bylo srovnat poměry signálu ložisek s korelátem na T1 TSE + STIR a referenčních míst na DWIBS vůči parenchymatózním orgánům dutiny břišní a retroperitonea.

Metodika: Hodnocena byla vyšetření provedená celotělovým protokolem na přístroji Philips Achieva 1,5T. Celkem bylo do souboru zahrnuto 106 pacientů s diagnózou mnohočetného myelomu či monoklonální gamapatie nejasného významu. Srovnáván byl počet postižených oblastí na T1 vážených a STIR sekvencích a DWIBS. Pacienti byli dále rozděleni do dvou skupin: první skupina pacientů s negativním nálezem na T1 vážených a STIR obrazech a druhá s jasným patologickým signálem na těchto sekvencích.

V případě první skupiny byl porovnáván signál z pravé lopaty kyčelní a páteřního bederního obratle vůči signálu ledviny, sleziny a jater, ve druhé skupině signál v místě ložiska či infiltrátu vůči signálu těchto orgánů.

Sumarizace počtu a rozdílu postižených oblastí na T1 TSE + STIR a DWIBS obra-

SUMMARY

Sedláková J, Keřkovský M, Pavlík T, Mechl M. Diffusion-weighted whole-body imaging with background body signal suppression (DWIBS) in multiple myeloma diagnosis

Aim: Diffusion-weighted imaging is a useful sequence, which helps to determine the nature of pathology found on T1 and T2 weighted images in examination of oncologic patients. We compared T1 weighted and STIR images with diffusion weighted whole body imaging (DWIBS). We also tested possibility of DWIBS quantification.

Method: Data from studies made between May 2007 and October 2012 with the whole-body protocol on a device Philips Achieva 1,5T were analysed retrospectively and 106 patients with multiple myeloma or monoclonal gammopathy of unknown significance (MGUS) were included.

We compared the number of lesions found on T1 weighted and STIR images and DWIBS. Patients were then divided into two groups- the first group of patients with negative findings on T1-weighted and STIR images, and the other with a no pathological signal on these sequences. In the first group we compared signal intensity from the right hip and fifth lumbar vertebra to the signal intensity of kidney, spleen and liver, in the second group a signal intensity of lesions to signal intensity of these organs.

An arithmetic mean, standard deviation, median, minimum, maximum and McNemar and Wilcoxon tests were used to identify characteristics and differences between T1 weighted and STIR images and DWIBS.

Konflikt zájmů: žádný.

zech a hodnot signálu při poměru vůči jednotlivým parenchymatózním orgánům při hodnocení DWIBS byla provedena pomocí standardních popisných statistik: průměru, směrodatné odchylky, mediánu, minima a maxima. Současná pozitivita/negativita vyšetření mnohočetného myelomu/MGUS byla hodnocena pomocí McNemarova testu. Hodnocení rozdílů v počtu postižených oblastí bylo provedeno pomocí Wilcoxonova párového testu. Rozdíl v hodnotách poměrů signálů mezi dvojicemi skupin pacientů byl hodnocen pomocí neparametrického Mannova-Whitneyho testu.

Výsledky: Při srovnání výsledků vyšetření T1 vážených a STIR obrazů a DWIBS je citlivějším vyšetřením DWIBS, který identifikuje více nebo stejně postižených oblastí (Wilcoxonův párový test, $p < 0,001$). Při hodnocení difúzně vážených obrazů a poměrů signálů vůči játrům, ledvině a slezině jsou rozdíly těchto poměrů naměřené u míst restrikce signálu s korelátem na T1 vážených obrazech a STIR a poměrů signálu při měření referenčních míst (bez korelátu na těchto sekvencích) vysoce statisticky významné ($p < 0,001$).

Závěr: Difúzně vážené obrazy prokazují oproti T1 váženým obrazům a STIR vyšší senzitivitu jak zvýšit i specifitu by mohlo být i počítání poměru signálu v místě restrikce difúze vůči některému parenchymatóznímu orgánu dutiny břišní a retroperitonea.

Klíčová slova: magnetická rezonance, zobrazení difúze, celotělové zobrazení, mnohočetný myelom.

Mann-Whitney test was used to identify differences of signal ratio in DWIBS between reference group and group with lesions. **Results:** The analysis of T1 weighted imaging + STIR and DWIBS examinations showed that DWIBS is more sensitive (Wilcoxon test, $p < 0.001$). In evaluation of signal ratio to liver, kidney and spleen, there was significant difference between reference group and group with lesions on T1 weighted imaging and STIR ($p < 0.001$).

Conclusion: DWIBS is more sensitive than T1 weighted imaging and STIR images, one of possible ways to reach higher specificity could be comparison of the signal ratio to liver, kidney or spleen.

Key words: magnetic resonance, whole body imaging, diffusion weighted imaging with background body signal suppression, multiple myeloma.

ÚVOD

Celotělové vyšetření magnetickou rezonancí se stále více uplatňuje v diagnostickém algoritmu některých systémových onemocnění, zejména skeletu (1–3). Jeho rozvoj byl umožněn technickými pokroky, díky kterým se čas vyšetření mohl zkrátit na akceptovatelný jednak pro pacienta a také z ekonomického hlediska. Oproti jiným metodám, které umožňují zobrazit generalizovaná onemocnění skeletu, má velkou výhodu v absenci radiační zátěže.

Kromě standardních sekvencí (T1, T2, STIR) se součástí vyšetření stalo MR zobrazení difúze (DWI), jehož první praktické použití u celotělového vyšetření publikoval v roce 2004 Takahara: Byla využita EPI sekvence se saturací tuku a následným 3D zpracováním (Diffusion Weighted Whole Body Imaging with Background Body Signal Suppression- DWIBS) (4).

Od té doby byla publikována řada prací o potenciálu této techniky v onkologii (5, 6) – restrikci difúze můžeme mimo

jiné pozorovat u patologicky změněných lymfatických uzlin, ložisek při mnohočetném myelomu nebo metastatických procesech. Průkaz restrikce difúze je užitečnou doplňkovou informací pro případný patologický signál na standardních sekvencích (7, 8), nicméně u části pacientů nacházíme zvýšení signálu na DWIBS při negativním nálezů na těchto sekvencích. V případech podobných nálezů není jisté, zda se jedná o falešně pozitivní nález na difúzích – tato kostní dřev je zdravá, případně, zda se jedná o nález falešně negativní na ostatních sekvencích a zvýšení signálu na DWIBS odpovídá počátečnímu či nižšímu stupni infiltrace, které na ostatních sekvencích nejsme schopni zachytit. Cílem této studie bylo porovnat výsledky zobrazení na T1 vážených a STIR obrazech s DWIBS a srovnat poměry signálu ložisek s korelátem na T1 vážených a STIR obrazech a referenčních míst na DWIBS vůči parenchymatózním orgánům dutiny břišní a retroperitonea.

Tab. 1. **Protokol celotělového MR vyšetření**Table 1. **Protocol of the whole body MR**

Název sekvence	TR	TE	TI	Turbo faktor	Pixel (mm)	Orientace	Vrstva (mm)	B faktor	Počet akvizic	Čas
T1 TSE	537	18	–	7	1,04 × 1,04	koronární	6	–	1	47 s
STIR TSE	2444	64	165	30	1,04 × 1,04	koronární	6	–	2	44 s
DWIBS (STIR-EPI)	Single shot		180	EPI faktor 41	1,5 × 1,5	transverzální	6	1000	2	2 min
T1 TSE	400	8	–	4	0,6 × 0,6	sagitální	5	–	2	1:44 min
STIR TSE	5000	80	120	18	0,5 × 0,5	sagitální	5	–	2	2:15 min

METODIKA

Do této studie byli zařazeni pacienti vyšetření v době od května 2007 do října 2012 celotělovým protokolem (tab. 1) na stroji Philips Achieva 1,5T s použitím celotělové Q-cívky a posunu stolu během vyšetření. Celotělový protokol zahrnuje T1 vážené a STIR sekvence na oblast celého těla v koronární rovině a na oblast páteře v sagitální rovině. Difúzně vážené obrazy byly zaměřeny pouze na oblast trupu a byly zhotoveny v transversální rovině s přepočtem do negativního obrazu do roviny koronární.

V některých případech byla vyšetření celotělovou magnetickou rezonancí prováděna opakovaně, hodnoceno bylo vždy maximálně jedno vyšetření od jednoho pacienta, a to vždy první z provedených vyšetření na našem pracovišti.

Pro hodnocení byli do souboru zařazeni pacienti s diagnózou mnohočetného myelomu nebo monoklonální gamapatií nejasného významu. Celkem bylo zařazeno 106 pacientů ve věku 42–79 let, z toho 54 žen a 52 mužů, s průměrným věkem 58,1 let.

Tab. 2. **Sumarizace počtu a rozdílu postižených oblastí dle srovnávaných metod**Table 2. **Summarization of numbers and differences of lesions due to compared methods**

	N	Průměr	SD	Medián	Min.	Max.
T1/STIR	106	4,2	8,2	0	0	30
DWIBS	106	6,7	7,8	4	0	30
DWIBS – T1/STIR	106	2,5	3	2	–3	16

Tab. 3. **Sumarizace současné pozitivita/negativita vyšetření těla na T1 vážených a STIR obrazech a DWIBS**Table 3. **Summarization of concurrent positivity/negativity in T1 images and STIR and DWIBS**

	Negativní vyšetření DWIBS	Pozitivní vyšetření DWIBS	Celkem
negativní vyšetření T1/STIR	15 (14,2 %)	45 (42,5 %)	60
pozitivní vyšetření T1/STIR	1 (0,9 %)	45 (42,5 %)	46
celkem	16	90	106

Tab. 4. **Sumarizace hodnot poměrů signálů dle jednotlivých skupin pacientů**Table 4. **Summarization of the signal ratios according to groups of patients**

	N	Průměr	SD	Medián	Min.	Max.	p-hodnota
ledvina reference	132	100,9	27,9	96,5	15,0	186,0	p < 0,001
ledvina ložiska	105	162,0	52,5	158,0	72,0	323,0	
slezina reference	132	73,1	20,3	70,0	29,0	150,0	p < 0,001
slezina ložiska	105	116,1	33,5	107,0	53,0	215,0	
játra reference	132	127,8	27,7	121,0	84,0	230,0	p < 0,001
játra ložiska	105	211,6	63,9	206,0	77,0	420,0	

Vzhledem k tomu, že na magnetické rezonanci často dochází k difúznímu postižení a nikoliv pouze ložiskovému, byly počítány postižené oblasti. Celkem bylo tělo rozděleno do 30 oblastí (ramenní a pánevní pletenec na pánev/lopatka, humerus/femur, bérce + noha/předloktí + ruka, dále lebka, žebra horní/dolní, levá/pravá, páteř v krčním, hrudním a bederním úseku po dvou obratlích, sakrum a kokcygeální část tvořily jednu oblast). Dále bylo provedeno porovnání signálu na difúzně vážených obrazech, a to ložisek a referenčních míst v poměru k parenchymatózním orgánům dutiny břišní a retroperitonea.

V této části byli pacienti rozděleni do dvou skupin: pacienti s ložiskovým postižením na T1 vážených a STIR sekvencích a pacienti s negativním nálezem na těchto sekvencích. Do první skupiny bylo zařazeno celkem 40 pacientů s věkovým průměrem 57,8 let. Pokud bylo u jednoho pacienta nalezeno více ložisek, bylo provedeno měření u maximálně čtyř z nich. Celkově tedy bylo proměřeno 105 ložisek. V referenční skupině bylo celkem 66 pacientů s věkovým průměrem 60,2 let. Jako referenční místa byla zvolena pravá lopata kosti kyčelní a 5. bederní obratel, a to z toho důvodu, že jsou to dle našich zkušeností častá místa s obrazem restrikce difúze bez korelátu na ostatních sekvencích. Celkem tedy bylo proměřeno 132 referenčních míst. Intenzita signálu byla měřena pomocí region of interest (ROI) v prohlížeči Agfa IMPAX verze 6.4.0.6010. Sumarizace počtu a rozdílu postižených oblastí na T1 vážených a STIR obrazech a DWIBS sekvencích byla provedena pomocí standardních popisných statistik: průměru, směrodatné odchylky, mediánu, minima a maxima. Současná pozitivita/negativita vyšetření mnohočetného myelomu/MGUS diagnostickými metodami byla hodnocena pomocí McNemarova testu, který hodnotí, zda jedna z metod vykazuje více pozitivních nebo více negativních výsledků než metoda druhá. Hodnocení rozdílu v počtu postižených areálů bylo provedeno pomocí Wilcoxonova párového testu, který srovnává, zda jedna z metod identifikuje početně více pozitivních ložisek než druhá.

Rozdíl v hodnotách poměrů signálů mezi dvojicemi skupin pacientů byl hodnocen pomocí neparametrického Manova-Whitneyho testu.

Jako hranice pro statistickou významnost byla uvažována hladina významnosti $\alpha = 0,05$. Zpracování bylo provedeno v softwaru STATISTICA verze 10.



▲ Obr. 1A



▲ Obr. 1B



▲ Obr. 1C

Obr. 1. Šedesátiosmiletá pacientka s mnohočetným myelomem a mimo jiné ložiskem patologické signálu při pravé sakroiliakální synchondróze. A – patologické snížení signálu na T1 vážených obrazech; B – zvýšení signálu na STIR; C – restrikce difuze na DWIBS

Fig. 1. 68-years old female with multiple myeloma. Lesion in area of sacroiliacal synchondrosis. A – Pathologic signal decreasing on T1 weighted images; B – Increasing of signal on STIR images; C – restriction of diffusion on DWIBS

VÝSLEDKY

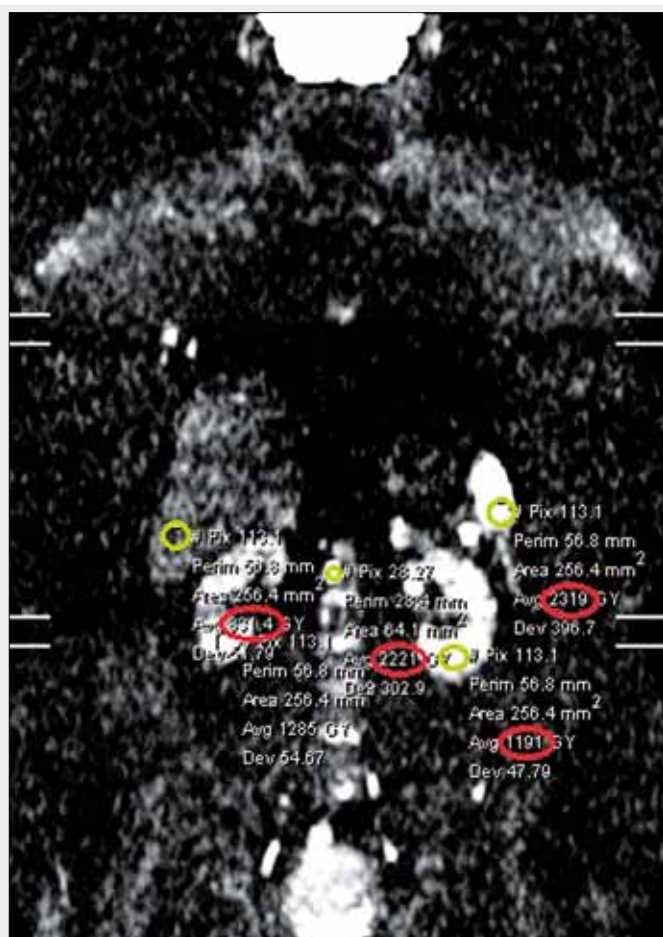
Výsledky detekce ložisek či infiltrací na T1 vážených a STIR obrazech a DWIBS korelují, Spearmanův koeficient korelace je $R = 0,678$ ($p < 0,001$). Korelace výsledků obou metod ovlivněna nemalým počtem současně negativních výsledků, kdy obě metody identifikovaly 0 postižených oblastí.

Budeme-li hodnotit počty postižených oblastí vyšetřených oběma metodami (tab. 2), je z výsledků vidět, že citlivější je DWIBS, který opět identifikuje více nebo stejně postižených oblastí jako T1 vážená a STIR sekvence (Wilcoxonův párový test, $p < 0,001$).

Výsledky analýzy poměrů signálů pro jednotlivé skupiny pacientů jsou uvedeny v tabulce 4. Z výsledků je vidět, že hodnoty poměrů signálu naměřené u míst restrikce signálu s korelátem na T1 vážených a STIR obrazech jsou vždy vyšší než u poměrů signálu při měření referenčních míst (bez korelátu na T1 vážených a STIR sekvencích). Tyto rozdíly jsou vysoce statisticky významné ($p < 0,001$).

DISKUSE

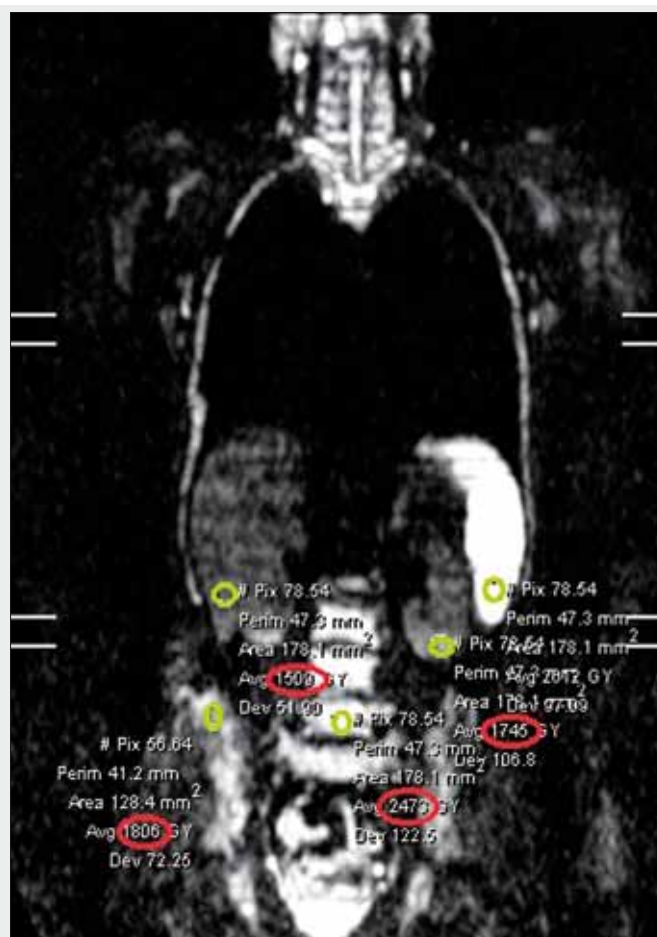
Zobrazení difuze je rozšířením techniky celotělové magnetické rezonance, jejíž doplnění nepřináší zásadní nárůst vyšetřo-



▲ Obr. 2

Obr. 2. **Měření intenzity signálu pomocí ROI.** Měření provedeno v oblasti ložiska s korelátem na T1 TSE a STIR, úhlu jater, dolního pólu sleziny a dolního pólu ledviny

Fig. 2. **Measurement of signal intensity with ROI.** Measurement was made at area of lesion with correlation on T1 weighted and STIR images, liver, lower part of kidney and spleen



▲ Obr. 3

Obr. 3. **Měření intenzity signálu pomocí ROI.** Měření provedeno v referenčních oblastech (bez patologického signálu na T1 vážených obrazech a STIR), úhlu jater, dolního pólu sleziny a dolního pólu ledviny

Fig. 3. **Measurement of signal intensity with ROI.** Measurement was made at reference places (without pathologic signal on T1 weighted and STIR images), liver, lower part of kidney and spleen

vacího času, ale může přinést zvýšení senzitivity i specifity MR vyšetření u mnoha abnormalit (9–13). Prozatím největší zkušenosti se zobrazením difuze jsou v neuroradiologii, nicméně dochází k rozvoji techniky i v oblasti diagnostiky jater (14, 15), gynekologie (16–18), ledvin a urotraktu (19–21) či pankreatu (22, 23).

Od roku 2004, kdy Takahara et al. publikovali techniku s volným dýcháním (4), dochází k rozvoji použití difuze i u zobrazování kostní dřeně při celotělovém vyšetření.

Výhodou zobrazení difuze oproti standardním sekvencím je fakt, že přináší funkční informaci, odpovídající pohybům molekul vody. Tento pohyb může být ovlivněn více fyziologickými i patologickými procesy, jako je tělesná teplota, edém či buněčná nekróza (8). Ve srovnání s FDG-PET/CT, které má vysokou senzitivitu i specifitu (9), má DWIBS podobně vysokou senzitivitu (10–12, 24). V našem souboru byla prokázána vyšší senzitivita DWIBS oproti T1 váženým a STIR sekvencím, specifita DWIBS je však nejasná. Pokud bychom byli schopni rozlišit zvýšení signálu na DWIBS při infiltraci a za fyziologického stavu, zpřesnila by se diagnostika časného

záchytu změn v kostní dřeně. Proto jsme v naší studii zjišťovali, zda je statisticky významný rozdíl mezi poměrem signálu referenčního místa a infiltrátu vůči některému z referenčních orgánů. Jako referenční orgány jsme volili parenchymatózní orgány dutiny břišní a retroperitonea, konkrétně slezinu, ledvinu a játra. Původně jsme uvažovali pouze o slezině jako referenčním orgánu, nicméně ta může být také infiltrována a často jsme pozorovali alteraci signálu v DWIBS i u ní (spíše ve smyslu poklesu signálu, protože slezina je jedním z orgánů s fyziologickou restrikcí difuze (4)). Také u jaterního parenchymu bylo dokázáno v řadě prací ovlivnění difuze například u steatózy či fibrózy (14, 15). Nejvýhodnějším kandidátem se z parenchymatózních orgánů dutiny břišní proto zdá být ledvina.

Při měření poměrů signálu oproti všem orgánům byl mezi referenčními místy a ložisky statisticky významný rozdíl. Nicméně pro praktické posuzování alterace signálu by bylo vhodné stanovit hraniční body pro jednotlivé orgány. V naší studii navíc referenční skupinu tvořili zdraví dobrovolníci, ale pacienti se známou diagnózou mnoho-

četného myelomu či MGUS – postižení kostní dřene, byť incipientní, u této skupiny pacientů tedy nelze vyloučit. Další možností ověření by mohla být korelace s biopsií, která má však své limity v místě odběru (trepanobiopsie z lopaty kosti kyčelní by z hlediska zobrazení na DWIBS byla výhodnější než sternální punkce).

Dalším směrem pro rozlišení patologicky infiltrované a zdravé kostní dřene může být využití aparentního difuzního koeficientu (ADC) (24), u kterých je však nutné provádět vyšetření při stejných b-hodnotách, což je technicky náročnější.

ZÁVĚR

Při srovnání T1 vážených a STIR obrazů s DWIBS byla prokázána vyšší senzitivita difúzně vážených obrazů. Při srovnání poměru signálů ložisek a referenčních míst na DWIBS vůči signálu sleziny, ledvin a jater byl prokázán statisticky významný rozdíl. Význam vyššího signálu na DWIBS při negativitě ostatních sekvencí však bude předmětem dalšího zkoumání souboru, ideálně zdravých dobrovolníků s cílem určit hranici poměru signálu k orgánům dutiny břišní, nad kterou bude možné tento signál považovat za patologický.

LITERATURA

1. Mechl M, Neubauer J, Krejčířík P, Sedláková J. Celotělové vyšetření pomocí magnetické rezonance se zobrazením difuze u nemocných s mnohočetným myelomem – první zkušenosti. *Čes Radiol* 2007; 61(4): 364–369.
2. Heřman M, Hrbek J, Ščudla V, Bačovský J, Pika T, Minařík J. Korelace nálezů celotělové MR se stážovacím systémem Durie/Salmon u pacientů s monoklonální gamapatií nejistého významu a mnohočetným myelomem. *Čes Radiol* 2010; 64(3): 203–212.
3. Kreuzberg B, Ferda J. Celotělové vyšetření magnetickou rezonancí. *Čes Radiol* 2007; 61(4): 351–363.
4. Takahara T, Imai Y, Yamashita T, Yasuda S, Nasu S, Van Cauteren M. Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS): technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display. *Radiat Med* 2004; 22(4): 275–282.
5. Sommer G, Wiese M, Winter L, Lenz C, Klarhöfer M, Forrer F, et al. Preoperative staging of non-small-cell lung cancer: comparison of whole-body diffusion-weighted magnetic resonance imaging and 18F-fluorodeoxyglucose-positron emission tomography/computed tomography. *Eur Radiol* 2012; 22(12): 2859–2867.
6. Kachewar SG. Using DWIBS MRI technique as an alternative to bone scan or PET scan for whole-body imaging in oncology patients. *Acta Radiol Stockh Swed* 1987 2011; 52(7): 788.
7. Kwee TC, Takahara T, Ochiai R, Nienvelstein RAJ, Luijten PR. Diffusion-weighted whole-body imaging with background body signal suppression (DWIBS): features and potential applications in oncology. *Eur Radiol* 2008; 18(9): 1937–1952.
8. Kwee TC, Takahara T, Ochiai R, Katahira K, Van Cauteren M, Imai Y, et al. Whole-body diffusion-weighted magnetic resonance imaging. *Eur J Radiol* 2009; 70(3): 409–417.
9. Li S, Sun F, Jin Z-Y, Xue H-D, Li M-L. Whole-body diffusion-weighted imaging: technical improvement and preliminary results. *J Magn Reson Imaging JMRI* 2007; 26(4): 1139–1144.
10. Komori T, Narabayashi I, Matsumura K, Matsuki M, Akagi H, Ogura Y, et al. 2-[Fluorine-18]-fluoro-2-deoxy-D-glucose positron emission tomography/computed tomography versus whole-body diffusion-weighted MRI for detection of malignant lesions: initial experience. *Ann Nucl Med* 2007; 21(4): 209–215.
11. Niikura N, Costelloe CM, Madewell JE, Hayashi N, Yu T-K, Liu J, et al. FDG-PET/CT compared with conventional imaging in the detection of distant metastases of primary breast cancer. *Oncologist* 2011; 16(8): 1111–1119.
12. Gutzeit A, Doert A, Froehlich JM, Eckhardt BP, Meili A, Scherr P, et al. Comparison of diffusion-weighted whole body MRI and skeletal scintigraphy for the detection of bone metastases in patients with prostate or breast carcinoma. *Skeletal Radiol* 2010; 39(4): 333–343.
13. Stecco A, Lombardi M, Leva L, Brambilla M, Negru E, Delli Passeri S, et al. Diagnostic accuracy and agreement between whole-body diffusion MRI and bone scintigraphy in detecting bone metastases. *Radiol Med (Torino)* 2013; 118(3): 465–475.
14. Taouli B, Ehman RL, Reeder SB. Advanced MRI methods for assessment of chronic liver disease. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 193(1): 14–27.
15. Taouli B, Koh D-M. Diffusion-weighted MR imaging of the liver. *Radiology* 2010; 254(1): 47–66.
16. Lee HJ, Luci JJ, Tantawy MN, Lee H, Nam KT, Peterson TE, et al. Detecting peritoneal dissemination of ovarian cancer in mice by DWIBS. *Magn Reson Imaging* 2013; 31(2): 227–234.
17. Kyriazi S, Collins DJ, Morgan VA, Giles SL, deSouza NM. Diffusion-weighted imaging of peritoneal disease for noninvasive staging of advanced ovarian cancer. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc North Am Inc* 2010; 30(5): 1269–1285.
18. Cafagna D, Rubini G, Iuele F, Maggialelli N, Notaristefano A, Pinto D, et al. Whole-body MR-DWIBS vs. [18F]-FDG-PET/CT in the study of malignant tumors: a retrospective study. *Radiol Med (Torino)* 2012; 117(2): 293–311.
19. Goyal A, Sharma R, Bhalla AS, Gamanagatti S, Seth A, Iyer VK, et al. Diffusion-weighted MRI in renal cell carcinoma: a surrogate marker for predicting nuclear grade and histological subtype. *Acta Radiol Stockh Swed* 1987 2012; 53(3): 349–358.
20. Goyal A, Sharma R, Bhalla AS, Gamanagatti S, Seth A. Diffusion-weighted MRI in inflammatory renal lesions: all that glitters is not RCC! *Eur Radiol* 2013; 23(1): 272–279.
21. El-Assmy A, Abou-El-Ghar ME, Refaie HF, Mosbah A, El-Diasty T. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging in follow-up of superficial urinary bladder carcinoma after transurethral resection: initial experience. *BJU Int* 2012; 110(11 Pt B): E622–627.
22. Satoh Y, Ichikawa T, Motosugi U, Kimura K, Sou H, Sano K, et al. Diagnosis of peritoneal dissemination: comparison of 18F-FDG PET/CT, diffusion-weighted MRI, and contrast-enhanced MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 2011; 196(2): 447–453.
23. Lee NK, Kim S, Kim GH, Kim DU, Seo HI, Kim TU, et al. Diffusion-weighted imaging of biliopancreatic disorders: correlation with conventional magnetic resonance imaging. *World J Gastroenterol WJG* 2012; 18(31): 4102–4117.
24. Padhani AR, van Ree K, Collins DJ, D'Sa S, Makris A. Assessing the relation between bone marrow signal intensity and apparent diffusion coefficient in diffusion-weighted MRI. *AJR Am J Roentgenol* 2013; 200(1): 163–170.