



Clinical Application and Limitations of Myeloma Response Assessment and Diagnosis System (MY-RADS)


골수종 반응평가와 진단체계의 임상적용 및 제한점

Dong Kyun Kim, MD¹ , Sung-Soo Park, MD² , Joon-Yong Jung, MD^{1*} 

Departments of ¹Radiology and ²Hematology, Seoul St. Mary's Hospital, and, College of Medicine, The Catholic University of Korea, Seoul, Korea

ORCID iDs

Dong Kyun Kim  <https://orcid.org/0000-0003-3092-3810>

Sung-Soo Park  <https://orcid.org/0000-0002-8826-4136>

Joon-Yong Jung  <https://orcid.org/0000-0002-6909-0919>

Received November 13, 2022

Revised December 22, 2022

Accepted January 16, 2023

*Corresponding author

Joon-Yong Jung, MD
Department of Radiology,
Seoul St. Mary's Hospital,
College of Medicine,
The Catholic University of Korea,
222 Banpo-daero, Seocho-gu,
Seoul 06591, Korea.

Tel 82-2-2258-6254

Fax 82-2-599-6771

E-mail jy.jung@songeui.ac.kr

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Multiple myeloma, which is a proliferative disease of plasma cells that originate from a single clone, is the second most common hematologic malignancy following non-Hodgkin lymphoma. In the past, its diagnosis was made based on clinical findings (so-called "CRAB") and a skeletal survey using radiographs. However, since the implementation of the International Myeloma Working Group's revised guideline regarding the radiologic diagnosis of multiple myeloma, whole-body (WB) MRI has emerged to play a central role in the early diagnosis of multiple myeloma. Diffusion-weighted imaging and fat quantification using Dixon methods enable treatment response assessment by MRI. In keeping with the trend, a multi-institutional and multidisciplinary consensus for standardized image acquisition and reporting known as the Myeloma Response Assessment and Diagnostic System (MY-RADS) has recently been proposed. This review aims to describe the clinical application of WB-MRI based on MY-RADS in multiple myeloma, discuss its limitations, and suggest future directions for improvement.

Index terms Multiple Myeloma; Whole Body Imaging; Magnetic Resonance Imaging; Myeloma Response Assessment and Diagnosis System

서론

다발성 골수종(multiple myeloma)은 단일 클론에서 기원한 형질세포(plasma cell)의 증식성 질환으로 비호치킨림프종(non-Hodgkin lymphoma)에 이어 두 번째로 흔한 악성 혈액종양이다 (1). 고령에서 설명되지 않는 허리통증이나 빈혈을 가진 환자의 경우 즉각적인 다발성 골수종의 스

크리닝 대상이 되면서 다발성 골수종 환자가 급격하게 증가하고 있다(2). 다발성 골수종에서는 형질세포종양의 뼈과 골수 침범자체, 혹은 형질세포가 분비하는 사이토카인(cytokines)에 의해 뼈가 약해져 골절이 흔하게 발생한다. 또한 골용해성 병변으로 인해 뼈의 통증과 고칼슘혈증이 생기고, 골수기전의 부전으로 빈혈과 혈액응고 장애를 흔히 동반하며 감염위험이 증가한다. 또한 비정상 형질세포가 만드는 면역글로불린(immunoglobulin; 이하 Ig)의 구성 성분이 신장을 비롯한 장기에 침착되어 문제를 일으킬 수 있다. 면역글로불린은 두개의 heavy chain과 두개의 light chain이 조합되어 만들어진 Y자 형태의 단백질로, heavy chain의 종류에 따라 IgG, IgA, IgM 등으로 명명되고, 대다수의 다발성 골수종에서는 이중 한 가지 종류가 증가되어 M-단백으로 부른다. Light chain은 kappa와 lambda로 나눌 수 있고, 다발성골수종에서는 이중 한 가지가 증가하는데, heavy chain에 비해 과량 만들어지므로 M-단백을 형성하지 못한 유리(free) light chain이 혈류 내에 증가되게 된다(3). 벤스존스단백(Bence-Johns protein)은 소변으로 빠져나온 light chain을 지칭한다. 또한 light chain은 신세뇨관(renal tubule) 주변에 침착되어 신장을 망가뜨리고, 관절이나 다른 장기에 침착되어 아밀로이드증(amyloidosis)을 일으킨다(4).

동반된 증상이 없는 다발성 골수종의 경우 smouldering multiple myeloma (이하 SMM)로 분류하며 즉각적인 치료를 필요로 하지는 않는다. 하지만 여기에 다발성 골수종의 최종기관손상(end-organ damage)인 고칼슘혈증, 신부전, 빈혈, 골병변(hypercalcemia, renal failure, anemia, bone lesion; 이하 CRAB) 중 어느 하나가 동반될 경우 다발성 골수종으로 진단하여 치료를 시작하게 된다. SMM이 있는 환자 중 매년 10%가 다발성 골수종으로 진행하게 되므로 SMM 환자의 경우 지속적인 모니터링이 필요하다(5).

최근 십수 년 동안 다양한 치료법의 발전과 무증상 환자군에서 조기에 치료의 적응증을 넓히면서 다발성 골수종 환자의 생존율이 크게 향상되었다(6-8). 개정된 진단기준에 따르면 골수 내 형질세포의 비중이 60% 이상이거나, 형질세포가 분비하는 M-단백의 구성 성분인 유리 light chain 비율이 100 이상인 경우, 그리고 MRI상에서 5 mm 이상의 국소병변(focal lesion)이 두개 이상 확인되는 경우를 다발성 골수종의 바이오 마커(biomarker)라 부르며, 기존의 CRAB를 포함하여 myeloma-defining events (이하 MDEs)로 정의하였다(9, 10).

과거 골 병변 평가에 이용되었던 일반 촬영을 통한 골격계 조사(skeletal survey)는 접근성이 높은 검사지만, 골 파괴가 상당 부분 진행되어야 병변의 발견이 가능하여 민감도가 낮은 검사법이다(11, 12). 이러한 한계점으로 골 병변의 발견에 CT, PET-CT, MRI 등 단면 영상(cross-sectional image)의 이용이 강조되고 있다. 하지만 CT의 경우 골 파괴 없이 골수만 침범한 병변이나 골수 외 연부조직 병변의 평가가 어려워 PET-CT와 MRI의 중요성이 더욱 강조되고 있다. 과거부터 MRI상에서 국소병변이 있거나, 미만성골수침윤(diffuse marrow infiltration)이 있는 경우 나쁜 예후 인자로 보고되었으나, 다발성 골수종의 진단 또는 예후평가의 가이드라인에 포함되어 있지는 않았다(13, 14). 이에 MRI의 주된 역할은 다발성 골수종 환자에서 골격계 관련 합병증(skeletal-related event)의 평가나, 비분비성(non-secretory) 다발성골수종에서 tumor burden을 평가하는 역할에 국한되어왔다(15-17). 하지만 International Myeloma Working Group (이하 IMWG) 가이드라인에 MRI에서 발견된 국소병변이 MDEs에 포함되면서, 다발성 골수종의 진단에 필수적인

검사가 되었다(8). 또한 확산강조영상(diffusion-weighted imaging)이나, 디스 기법을 이용한 지방함량정량화(fat quantification)의 보급으로 다발성 골수종과 다른 원인의 골용해성 병변의 구별이나, 다발성골수종의 치료반응의 평가에 있어서도 MRI의 역할이 확대되고 있다(18-22).

Myeloma Response Assessment and Diagnosis System (MY-RADS)

이러한 추세에 발맞추어 2019년 Messiou 등(23)은 다발성골수종 환자에서의 whole-body MRI (이하 WB-MRI)의 획득, 해석 및 보고에 대한 다기관, 다학제적 가이드라인을 정리하여 Myeloma Response Assessment and Diagnosis System (이하 MY-RADS)이라는 이름으로 발표하였다. MY-RADS에 제시된 가이드라인을 아래에 소개하고자 한다.

임상 정보

WB-MRI의 판독 시에 다음과 같은 임상 정보(clinical information)들을 고려한다. 다발성 골수종의 최초 진단(혹은 의증) 시점, M-단백 및 light chain의 혈청 농도, 골수 생검 시행 여부와 천자 부위, 신경학적 증상의 유무, 재발 여부를 비롯한 질병 경과, 항암화학요법과 방사선치료를 포함한 현재 치료 요법 및 과거력, 이전 자가 및 동종조혈모세포 이식의 과거력, 척추성형술을 비롯한 시술 및 수술적 치료 과거력, granulocyte colony-stimulating factor (이하 G-CSF) 및 스테로이드 투여력, 미세잔존질환(minimal residual disease)의 검출 여부 등이 있다.

전신 자기공명영상 프로토콜

MY-RADS에서는 WB-MRI의 획득(acquisition)에 두 가지 프로토콜(protocol)을 제시하고 있다. 이는 핵심(core) 및 종합(comprehensive) 프로토콜이다. 핵심 프로토콜은 악성 형질세포에 의한 골수병변을 발견하여 질병을 진단하는 것이 주목적인 기본적인 검사이며 30분 이내의 비교적 짧은 시간에 촬영한다. 반면에 종합 프로토콜은 45-50분가량의 상대적으로 더 긴 촬영 시간을 요구하며 연조직 및 골수외 병변의 평가, 치료반응 평가, 임상시험에 이용되는 포괄적인 용도의 검사이다(Table 1). WB-MRI는 여러 형태적 시퀀스(morphologic sequence)들의 조합과 최소 하나 이상의 기능적 영상 시퀀스(functional imaging sequence)를 획득한다. 기능적 시퀀스에는 diffusion-weighted image (이하 DWI)을 반드시 포함하며, 추가적으로 fat-water 영상과 조영증강 영상을 포함한다. 특히 DWI는 핵심 및 종합 프로토콜 모두에 반드시 포함되는 주요한 시퀀스이다. 신호대 잡음비(signal-to-noise ratio; 이하 SNR)를 최대화하기 위해 integrated body coil보다는 surface coil을 이용하여 촬영한다. 동일 환자에서 추적검사를 여러 번 시행하는 경우에는 가급적 동일한 MRI 장비로 촬영할 것을 권고하며 1.5T 및 3T MRI에서 모두 촬영 가능하지만 동일 환자에서는 동일 자장 세기를 일관되게 사용할 것을 권고한다. 구체적인 시퀀스 제원(sequence specifications; 1-6)은 다음과 같다. 1) T1-weighted image는 골수 병변의 발견에 유용하며 whole spine sagittal T1-weighted image는 핵심 및 종합 프로토콜에 공통적으로 반드시 시행한다. 3) 경사예코 디스 기법(gradient-echo Dixon technique)을 이용한 T1-weighted image를 획

Table 1. Sequence Components for Whole-Body MRI

Sequence Description	Field of View	Slice Thickness (mm)	Postprocessing	Core (Clinical)	Comprehensive (Research)
Whole spine sagittal T1-weighted FSE	Skull base to coccyx	4-5		Yes	Yes
Whole spine sagittal T2, STIR or fat-suppressed T2-weighted FSE	Skull base to coccyx	4-5		Yes	Yes
Whole body axial/coronal T1-weighted GRE Dixon	Vertex to knees	5 contiguous	Fat and water image reconstruction with generation of fat fraction maps	Axial or coronal	Axial and coronal
Whole body axial diffusion-weighted, STIR fat suppression	Vertex to knees	5 contiguous	ADC calculation with monoexponential fitting, 3D MIP reconstruction* of highest b-value images	2b values [†]	3b values [‡]
Whole body axial T2-weighted FSE without fat suppression	Vertex to knees	5 contiguous		Optional	Yes
Regional assessment	Symptomatic or known sites outside of standard field of view			Usually not	Optional

Adapted from Messiou et al. Radiology 2019;291:5-13 (23).

*Whole-body 3D MIP images displayed as a sequence of coronal or sagittal MIP images rotating in the axial plane (≤ 3 degrees of rotation per frame) by using inverted gray scale.

[†]2b values: 50–100 sec/mm² and 800–900 sec/mm².

[‡]3b values: 2b values and additional 500–600 sec/mm².

ADC = apparent diffusion coefficient, FSE = fast spin-echo, GRE = gradient-echo, MIP = maximum intensity projection, STIR = short tau inversion-recovery, 3D = three-dimensional

특하여 골수의 fat fraction (F%)을 계산할 수 있다. Two-point Dixon 기법을 이용하여 whole-body (두정부터 무릎까지 100 cm 길이 이상의 토르소를 포함)를 촬영하며, 핵심 프로토콜에서는 축상 또는 관상 영상 중 하나만 선택하고, 종합 프로토콜에서는 축상 및 관상 영상을 함께 획득할 것을 권고한다. Fat fraction map을 구성하기 위해 Fat-only 및 water-only 영상의 생성이 필수적이다. 또는 3D fast spin-echo T1-weighted 시퀀스를 이용한 isotropic imaging으로 얇은 절편과 다평면 재구성(multiplanar reformation)을 이용하여 spine을 평가할 수 있으며 이는 1)과 3) 시퀀스들을 대체할 수 있다. 2) T2-weighted image는 다발성 골수종의 신경관 침범을 평가하는데 유용하며 whole spine sagittal T2-weighted image는 핵심 및 종합 프로토콜에 모두 필수적이다. 여기에 short tau inversion-recovery 또는 지방억제 T2-weighted image를 추가할 수 있다. 필요시 low b-value (50–100 sec/mm²) 영상을 이용하여 해부학적 T2-weighted image를 대체할 수도 있다. 4) DWI는 핵심 및 종합 프로토콜에 모두 필수적으로 요구되는 시퀀스다. 여기에 2개 또는 3개의 b-value가 요구되며 핵심 프로토콜에서는 50–100 및 800–900 sec/mm²의 b-value가 의무적이며 종합 프로토콜에서는 추가적으로 intermediate b-value (500–600 sec/mm²) 영상 획득이 필요하고 이를 통해 apparent diffusion coefficient (이하 ADC) 계산의 안정화와 간 및 림프절 병변

의 평가를 위한 SNR 개선을 꾀할 수 있다. 1000 sec/mm² 이상의 ultra-high b-value 영상은 이미 지 왜곡과 낮은 SNR로 일반적으로는 권고하지 않는다. 축상 DWI는 whole-body를 따라 5 mm 두께로 연속 영상을 획득한다. 5) 지방억제를 시행하지 않은 whole-body axial T2-weighted image는 5 mm 절편두께로 촬영하며 핵심 프로토콜에는 선택사항(optional)이나 종합 프로토콜에는 필수적이며 DWI와 상응되는 영상이 선호된다. 6) 필요에 따라 부위별 국소 영상(regional imaging)을 추가 획득할 수 있다. 일반적인 field of view (이하 FOV)에서 벗어난 부위에 병변이 의심되거나, 척수 및 신경근 압박 부위, 특정 골수의 병변을 더욱 자세히 평가하고자 하는 경우에, 좁은 FOV를 적용하여 추가 영상을 얻을 수 있다. 이는 핵심 프로토콜에는 해당되지 않으며 종합 프로토콜에서 선택적으로 시행할 수 있는 사항이다. 이 외의 고려 사항으로, 조영증강 영상은 필수적이지는 않으나 치료받은 환자에서 병변의 viability 평가에는 유용한 정보를 제공할 수도 있다.

영상 평가

Inverted gray-scale을 적용한 high b-value의 maximum intensity projection (이하 MIP) 영상은 병변의 전체 volume과 국소적 분포를 동시에 파악하는데 유용하다. 다만 MIP 영상은 단독으로만 평가되어서는 안 되며 다른 고식적 영상들과 함께 평가되어야 한다. 이 외에도 늑골, 흉골과 같이 motion artifact가 있는 경우 MIP 영상이 도움이 될 수 있다. 800-900 sec/mm²의 high b-value 영상에서 신호강도를 판단할 때의 기준은 정상 근육의 신호 강도이다(24, 25). 또한 고신호로 보이는 모든 골수 병변이 악성이 아님에 주의하여야 한다. 골절, 골관절염, 감염, 골괴사에 의한 골수 부종, 혈관종, 척삭종(chordoma), 낭종, 국소지방결핍(focal fat poor marrow), 금속물 주변의 인공물들이 위양성(false positive) 병변으로 보일 수 있다(20, 26). 특히 치료된 병변의 경우 liquid transformation을 거치며 T2 shine-through 현상에 의해 고신호를 보일 수 있다. 국소 병변은 배경 골수(background bone marrow)의 hyperplasia가 동반된 경우 발견이 어려울 수 있다. 그 예로 빈혈, 치료 후 rebound phenomenon, G-CSF와 같은 조혈촉진인자 투여 등이 있으며 동종조혈모세포이식의 경우 자주 경험하게 되는 임상 상황이기도 하다. 정상 골수의 ADC 값은 일반적으로 600-700 $\mu\text{m}^2/\text{sec}$ 미만이며 치료받지 않은 골수종 병변은 700-1400 $\mu\text{m}^2/\text{sec}$ 의 ADC 값을 보인다(27). 치료반응이 있거나 내부에 괴사가 동반된 병변은 1400 $\mu\text{m}^2/\text{sec}$ 이상의 ADC 값을 보인다. 그러나 이러한 ADC 값들은 절대적인 기준이 아니며 악성 형질세포, 지방, 정상 골수 부위가 다양한 비율로 섞여 있고 ADC 값은 이에 따라 다양하게 나타날 수 있음을 고려해야 한다. 또한 위양성 병변을 배제하기 위해 high b-value 영상에서 고신호로 보이는 병변들은 Dixon fat fraction을 포함한 다른 시퀀스 영상에서도 함께 평가되어야 한다(28). 두개골 병변은 축상 high b-value 영상과 이에 상응하는 Dixon fat fraction 영상을 통해 평가할 수 있으며 두개골 기저부의 병변은 susceptibility effect와 주변 뇌실질의 높은 신호 강도로 인하여 구분하기 어려운 경향이 있다.

국소병변의 크기 및 ADC 측정

IMWG는 국소(focal) 병변의 최소 크기를 5 mm로 정의하였다. 5 mm 이하의 병변은 추후 감

시를 위해 판독문에 언급할 수 있으나 정확한 크기는 측정하지 않는다. 그 이유는 WB-MRI 프로토콜에서 절편 두께를 5 mm로 제시하고 있기 때문이다. 5 mm 초과 및 1.0 cm 미만 크기의 병변은 국소병변으로 판독하며 역시 정확한 크기 측정은 필요하지 않다. ADC 값은 DWI에서 water signal이 확인되는 병변 또는 부위에서 측정하고 그렇지 않은 경우 영상 노이즈에 의해 잘못된 측정값을 얻게 될 수도 있다.

미만성 골수 침윤

다발성 골수종의 미만성 골수 침윤(diffuse infiltration)은 T1 fast spin-echo 영상이나 Dixon in-phase 및 fat-only 영상에서 골수 전반의 신호 강도가 디스크 신호와 비교하여 미만성으로 감소되어 있거나 high b-value의 DWI에서 정상 근육에 비해 증가된 소견을 보일 때 의심할 수 있으며 이를 판독문에 언급한다. 골수검사(trephine biopsy)를 통해 이를 확진할 수 있으며 골수채취가 대개 시행되는 뒤엉덩뼈능선(posterior iliac crest)이 골수 침윤 상태를 반영하는 대표적인(representative) 부위인지도 함께 판독에 언급한다. 미만성 침윤이 의심되는 골수 부위에 1 cm² 이상 면적의 region of interest를 설정하여 ADC 값을 측정한다. 정상 골수의 연령에 따른 ADC 값과 미만성 골수 질환의 ADC 값 차이에 대하여 여러 연구가 있었으나 MY-RADS 표준 지침에는 포함되지는 않았다. 그러나 일반적으로 치료받지 않은 환자의 골수가 600–700 μm²/sec 이상의 ADC 값을 보이는 경우 미만성 침윤의 가능성이 높다. 반면에 치료를 받은 환자는 치료 효과나 G-CSF 투여에 따른 rebound hypercellularity로 인해 마치 미만성 침윤과 유사한 위양성 소견을 보일 수 있음을 주의한다. 특히 MRI상 보이는 악화 소견으로서 미만성 골수 침윤이 단독 소견인 경우에는 이러한 위양성 가능성을 더욱 고려하여 혈청 검사나 골수 채취 검사가 확진을 위해 필수적이다.

반응 평가

다발성 골수종의 반응 평가는 각 해부학적 부위들(anatomic regions)에 대한 반응 평가 범주(response assessment category; 이하 RAC)로 구성된다. RAC는 5점 척도(five-point scale)를 사용하며 다음과 같다. RAC 1) Highly likely to be responding, 2) Likely to be responding, 3) Stable, 4) Likely to be progressing, 5) Highly likely to be progressing. RAC를 판정하는 구체적인 기준은 표에 제시하였다(Table 2). MY-RADS에 제시된 해부학적 부위들은 경추, 흉추, 요추, 골반, 장골(long bones), 두개골, 늑골/기타로 구분되고 모든 부위를 종합하여 최대 5개의 골수 병변 및 5개의 연조직 병변을 표적 병변(target lesion)으로 선택할 수 있다. 이때 적어도 하나 이상의 표적 병변은 몸통뼈대(axial skeleton)에 위치한 병변이어야 한다. 그리고 병변의 위치, 크기(mm), ADC 값을 기록한다. MY-RADS는 ‘two-pattern’ RAC scoring system을 적용한다. 각 해부학적 부위에 대해 대다수의 병변들에서 보이는 주된 RAC를 primary/dominant pattern으로 정의하고, 두 번째로 우세한 RAC를 secondary pattern으로 정의하고 이를 판독지에 동시 기록한다. 최종 반응 평가(final response assessment)는 모든 해부학적 부위들의 RAC를 종합하여 결정한다. 여기에도 동일한 방식이 적용되어, 서로 다른 패턴의 RAC가 공존하는 경우 primary RAC와 secondary RAC를 함께 기록할 수 있다. 따라서 병변들 사이의 치료반응이 불일치하는 비균질성

(heterogeneity)을 반영할 수 있다는 점이 MY-RADS 반응 평가의 특징이다. 이러한 mixed response 외에도 discordant response를 보일 수 있다. DWI와 morphologic image가 서로 불일치한 소견을 보일 때로, 예를 들면 'T1-pseudoprogression' (치료반응으로 인한 세포 괴사로 부종

Table 2. MY-RADS Response Assessment Categories

RAC Descriptions

1: Highly likely to be responding

Return of normal fat containing marrow in areas previously infiltrated by focal or diffuse myelomatous infiltration
 Unequivocal decrease in number or size of focal lesions
 Conversion of a packed bone marrow infiltrate into discrete nodules, with unequivocal decrease in tumor load in the respective bone marrow space
 Decreasing soft tissue associated with bone disease
 Emergence of intra- or peritumoral fat within/around focal lesions (fat dot or halo signs)
 Previously evident lesion shows increase in ADC from $\leq 1400 \mu\text{m}^2/\text{sec}$ to $> 1400 \mu\text{m}^2/\text{sec}$
 $\geq 40\%$ increase in ADC from baseline with corresponding decrease in normalized high b-value signal intensity; morphologic findings consistent with stable or responding disease
 For soft-tissue disease, RECIST version 1.1 criteria for PR/CR

2: Likely to be responding

Evidence of improvement but not enough to fulfill criteria for RAC 1. For example:
 Slight decrease in number/size of focal lesions
 Previously evident lesions showing increases in ADC from $\leq 1000 \mu\text{m}^2/\text{sec}$ to $< 1400 \mu\text{m}^2/\text{sec}$
 $> 25\%$ but $< 40\%$ increase in ADC from baseline with corresponding decrease in high b-value signal intensity; morphologic findings consistent with stable or responding disease
 For soft-tissue disease, RECIST version 1.1 not meeting requirements for PR

3: No change

No observable change

4: Likely to be progressing

Evidence of worsening disease, but not enough to fulfill criteria for RAC 5
 Equivocal appearance of new lesion(s)
 No change in size but increasing signal intensity on high b-value images (with ADC values $< 1400 \mu\text{m}^2/\text{sec}$) consistent with possible disease progression
 Relapsed disease: reemergence of lesion(s) that previously disappeared or enlargement of lesion(s) that had partially regressed/stabilized with prior treatments
 Soft tissue in spinal canal causing narrowing not associated with neurologic findings and not requiring radiation therapy
 For soft-tissue disease, RECIST version 1.1 criteria not meeting requirements for PD

5: Highly likely to be progressing

New critical fracture(s)/cord compression requiring radiation therapy/surgical intervention; only if confirmed as malignant with MRI signal characteristics
 Unequivocal new focal (> 5 to 10 mm)/diffuse area(s) of infiltration in regions of previously normal marrow
 Unequivocal increase in number/size of focal lesions
 Evolution of focal lesions to diffuse neoplastic pattern
 Appearance/increasing soft tissue associated with bone disease
 New lesions/regions of high signal intensity on high b-value images with ADC value between $600\text{--}1000 \mu\text{m}^2/\text{sec}$

Adapted from Messiou et al. Radiology 2019;291:5-13 (23).

ADC = apparent diffusion coefficient, RAC = response assessment category, RECIST = response evaluation criteria in solid tumors

이 심해지면서 T1-weighted image에서 병변의 morphology가 악화된 것처럼 보이거나 ADC 값은 증가하는 경우) 현상이나, 치료반응으로 골수 내 지방세포가 정상화 및 증가되면서 T1 morphology는 호전을 보이지만 ADC 값은 감소되는 예가 있겠다. 골수주변(paramedullary), 골수외(extramedullary) 병변의 평가는 RECIST 가이드라인(version 1.1)에 따라 complete response (CR), partial response (PR), stable disease (SD), progressive disease (PD)로 판정하며 최대 5개의 병변에 대하여 위치와 크기를 기록한다.

표준 판독문

MY-RADS에 제시된 WB-MRI의 표준화 구조적 임상 판독 형식(structured clinical reporting template)은 전술된 내용들을 종합하고 있으며 다음과 같다(Table 3). 판독문에는 최대 5개까지의 국소(focal) 골병변에 대해 크기를 측정하며 골수 침윤의 패턴(pattern of marrow infiltration)을 normal, focal, focal on diffuse, diffuse, micronodular로 분류하고 이를 보고한다. 5 mm 초과 크기의 국소병변이 DWI에서 제한된 확산을 보이고 배경 골수(background marrow)는 정상 소견을 보일 때 focal pattern으로 분류한다. 반면에 골수전반이 감소된 T1 신호강도와 700-

Table 3. Clinical Reporting Template

Clinical Reporting Template	Notes
Indication	
Technique	Core or comprehensive protocol, additional sequences and deviations
Findings	
Date of previous examinations	
Evaluation of bones	Spine and then head to thighs in descending order
Measurements of up to five focal lesions and document pattern of marrow infiltration	Normal, focal, focal on diffuse, diffuse, micronodular
Paramedullary or extramedullary sites	Measure size
Vertebral fractures	Document presence and use a combination of morphologic and functional imaging to characterize as benign versus malignant
RAC for each anatomic region	Cervical spine, thoracic spine, lumbar spine, pelvis, long bones, skull, ribs or other
1: Highly likely to be responding	
2: Likely to be responding	
3: Stable	
4: Likely to be progressing	
5: Highly likely to be progressing	
Posterior iliac crests	Is trephine likely to be representative?
Incidental findings	Incidental lesions including avascular necrosis, which may be a complication of myeloma treatment
Conclusion	
Summary statement, RAC score, heterogeneity, recommendations including for investigation of equivocal findings	State level of concern regarding incidental findings

Adapted from Messiou et al. Radiology 2019;291:5-13 (23).

RAC = response assessment category

Fig. 1. Patterns of marrow infiltration in multiple myeloma.

A-E. The collections of figures are respectively arranged in the following manner: left (sagittal T1WI of the whole spine), right above (DWI of high b-value 800 sec/mm² displayed in inverted grayscale), right below (corresponding ADC map).

A. Normal: Signal intensity of the background marrow of a 58-year-old female patient with multiple myeloma is seen.

B. Focal pattern: A solitary, focal bone marrow lesion measuring 21 mm in its maximal diameter is located in the right anterior aspect of the T11 body (arrows). It demonstrates high signal intensity on DWI, and the correspondingly low ADC value measures about 870 μm²/sec. The size of the lesion is larger than the threshold diameter (5 mm) proposed by the International Myeloma Working Group and is therefore defined as a “focal” lesion. The background marrow is normal.

C. Diffuse pattern: A sagittal T1WI of the whole spine demonstrates diffusely decreased signal intensity (even lower than the disc signal) of the background marrow, indicating diffuse marrow infiltration of malignant myeloid cells. The sacrum and pelvic bones also show diffuse infiltration with restricted diffusion on the DWI and the corresponding ADC map.

D. Focal-on-diffuse pattern: A focal lesion (arrows) measuring 18 mm in its maximal diameter in the right anterior aspect of the T12 vertebral body stands out on DWI (the corresponding ADC value is about 780 μm²/sec). Apart from the focal lesion, the signal intensity of the background marrow is diffusely decreased, suggesting that there are also diffuse marrow infiltrations. In addition, multiple resultant pathologic compression fractures are seen at the thoracolumbar vertebrae.

ADC = apparent diffusion coefficient, DWI = diffusion-weighted image, T1WI = T1-weighted image

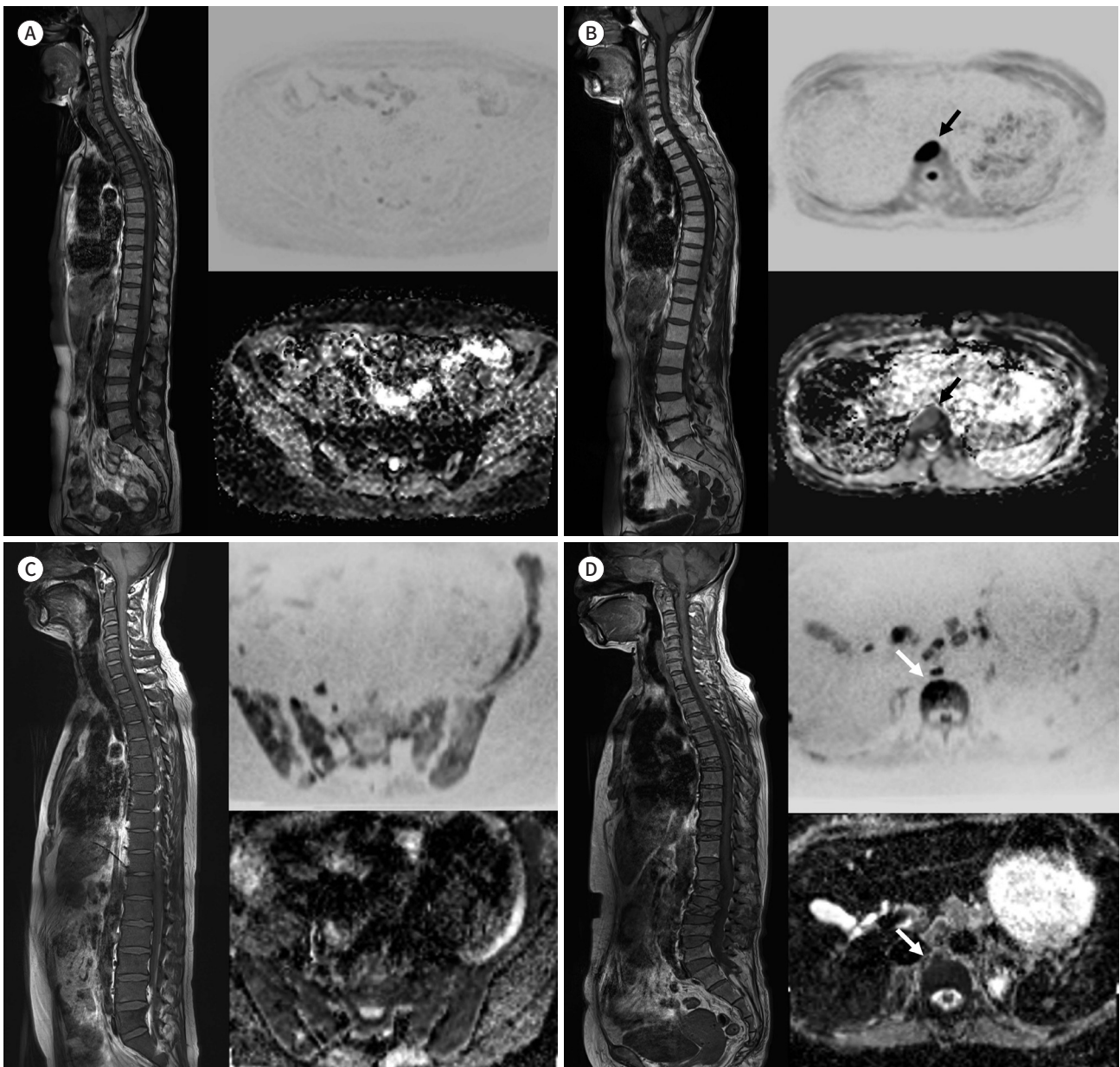




Fig. 1. Patterns of marrow infiltration in multiple myeloma (Continued).

A-E. The collections of figures are respectively arranged in the following manner: left (sagittal T1WI of the whole spine), right above (DWI of high b-value 800 sec/mm² displayed in inverted grayscale), right below (corresponding ADC map).

E. Micronodular pattern: Multiple, tiny (< 5 mm in size), nodular infiltrations are dispersed throughout the whole spine and pelvic bones on T1WI, DWI, and the corresponding ADC map. Aside from these micronodular lesions, the marrow signal appears characteristically normal on the micronodular pattern.

ADC = apparent diffusion coefficient, DWI = diffusion-weighted image, T1WI = T1-weighted image

1400 $\mu\text{m}^2/\text{sec}$ 의 낮은 ADC 값을 보이거나 뚜렷한 국소병변은 존재하지 않는 경우를 diffuse pattern으로 정의한다. F국소병변과 배경 골수의 미만성 침윤이 공존하는 경우는 ‘focal on diffuse’ pattern으로 보고한다. 5 mm 이하 크기의 매우 작은 결절양 병변들이 골수 전반에 산재하고 병변들 사이의 정상 골수가 보존되어있을 때 micronodular pattern이라 분류한다(Fig. 1). 연조직의 골수주변(paramedullary) 및 골수외(extramedullary) 병변의 위치와 크기를 기록한다. 골수주변 병변은 골수 병변과 직접적으로 연결(direct continuity) 되는 연조직 병변을 말하며, 이와 달리 골수외 병변은 골수 병변과 연결되지 않는 고립된 연조직 병변으로 정의한다(Fig. 2). 척추 골절의 유무를 확인하며 양성 골절(benign fracture)인지 또는 다발성골수종 침윤에 의한 병적 골절(pathologic fracture)인지를 판단하고 이를 보고한다. RAC도 원칙적으로는 각 해부학적 부위(경추, 흉추, 요추, 골반, 장골, 두개골, 늑골/기타) 들에 대하여 primary와 secondary RAC pattern을 결정하고, 이를 모두 종합하여 최종 반응 평가를 내린다. MR 영상 소견에서 다발성골수종의 미만성 골수 침윤이 의심되는 경우 골수검사가 blind 방법으로 시행되는 주된 부위인 뒤엉덩뼈능선이 실제 이러한 침윤을 반영하는 대표적인 부위인지 판독문에 언급한다. 실제 증례와 전술한 원칙을 따른 판독문 예시를 간략히 소개한다(Fig. 3).

MY-RADS의 한계점과 개선방향

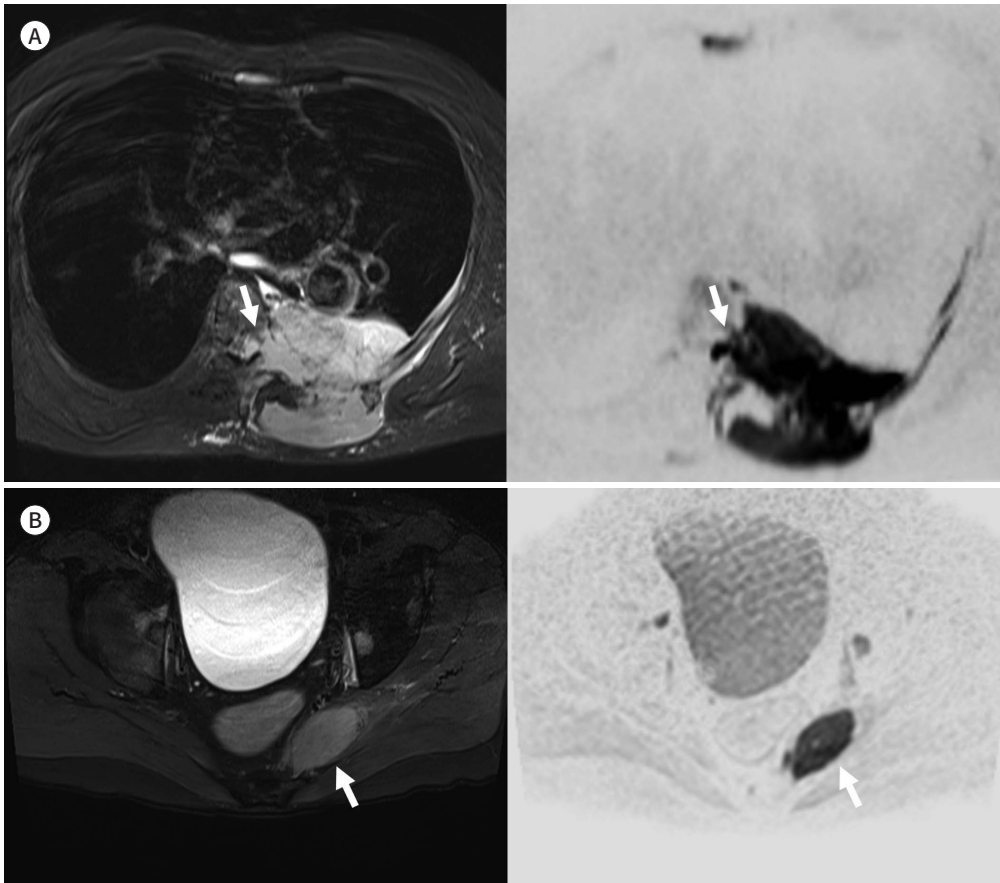
MY-RADS는 다발성골수종 환자의 WB-MRI를 이용한 진단과 치료반응 평가에 있어서 최초의 표준화 시도라는 점에서 의의가 있다. 그러나 임상현장에서 실제 적용 시 몇 가지 한계점을 확인할 수 있었다. 이러한 이슈들을 정리하여 MY-RADS가 개선되어야 할 방향을 모색하고자 한다.

Fig. 2. Patterns of soft-tissue involvement in multiple myeloma.

A. Paramedullary disease: Axial T2 weighted image with fat suppression (left) and DWI with inverted gray-scale (right) demonstrate a large soft-tissue mass formation in the left paravertebral space. The mass is directly continuous with the 6th and 7th thoracic vertebrae and is extending into the left neural foramina and epidural space of the central spinal canal (arrows), resulting in neurologic complications. This paramedullary lesion also extensively involves the adjacent posterior chest wall, including the ribs and posterior paraspinal muscles.

B. Extramedullary disease: Fat-suppressed axial T2 weighted image (left) and corresponding inverted DWI (right) demonstrate a soft-tissue infiltrative mass in the left piriformis muscle (arrows), showing no anatomic continuity with the bone marrow.

DWI = diffusion-weighted image



평가시점과 적응증의 명시

판독에 앞서 다발성 골수종의 초기 진단 및 평가, 관해 정도 확인, 유지요법에 있는 환자에서 재발이나 진행 여부 평가 등 WB-MRI를 통해 우선적으로 평가하고자 하는 바가 무엇인지를 인지하는 것이 중요하다. SMM의 경우에는 MDEs인 5 mm 이상 국소병변의 발견에 노력을 기울여야 한다(Fig. 4). 다발성 골수종으로 이미 진단된 환자의 초기검사(baseline study)에서는 골수 침윤 패턴이나 국소병변의 숫자를 통해 tumor burden과 예후를 예측하는 것이 중요하다. 관해 정도를 확인하기 위한 검사라면 초기검사와 치료 후 검사의 면밀한 비교가 중요하며, 유지요법 중인 환자에서도 기존의 영상과 비교를 통해 새로운 병변이나 기존 병변의 변화 여부에 주의를 기울여야 한다. 또한 영상 소견이 혈청 M-단백이나 light chain 수치에 부합되는지 확인해야 한다. 하지만 비

Fig. 3. An example of clinical reporting in accordance with MY-RADS.

A-F. A 42-year-old male was newly diagnosed with multiple myeloma. Sagittal T1 weighted image of the whole spine (**A**) shows diffusely decreased signal intensity of the background marrow. Whole-body DWI with 3D MIP reconstruction of b-value 900 sec/mm² (**B**) using an inverted grayscale accordingly exhibits the impedance of water diffusivity of the entire marrow of the whole skeleton, suggesting diffuse myeloid infiltration of the background marrow. Sagittal T2 weighted water-only images of the cervical (**C**) and lumbar (**E**) vertebrae and an axial T2 weighted water-only image of the pelvic bone (**F**) demonstrate focal lesions in C5, L3, and the right iliac bone (arrows), with the largest lesion in the right ilium measuring 25 mm in the maximal diameter. Sagittal T2 weighted water-only image of the thoracic spine (**D**) shows pathologic compression fractures of T9, T10, T11, and L1 (arrowheads).

ADC = apparent diffusion coefficient, DWI = diffusion-weighted image, ISS = international staging system, LCD = light chain disease, MY-RADS = myeloma response assessment and diagnosis system, RAC = response assessment category, ROI = region of interest, TSE = turbo-spin echo, VIBE = volumetric interpolated breath-hold examination, 3D MIP = three-dimensional maximum intensity projection



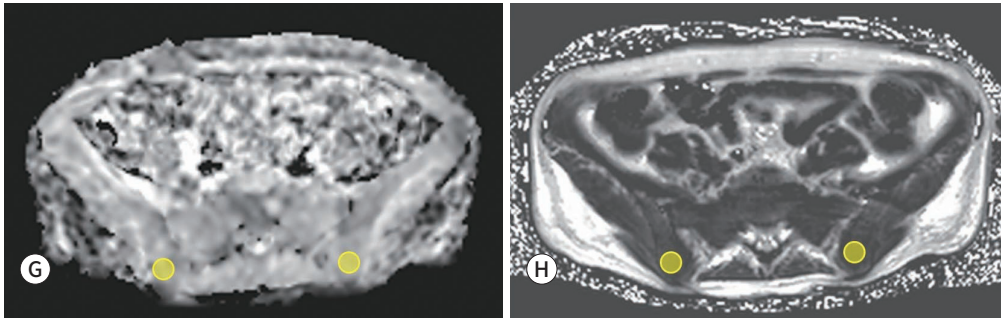
분비성 다발성 골수종이나 골수의 침범이 주된 다발성 골수종에서는 혈청 M-단백이나 light chain 수치가 정상일 수 있다는 것을 염두에 두어야 한다. 재발 환자의 약 12.5%에서는 저분비형 (hyposecretory type)으로의 전환이 일어난다고 알려져 있어, M-단백이 재발의 진단에 역할을 하지 못할 수 있다(29). 이에 따라 재발 평가에서도 전신영상검사의 필요성이 높아지고 있다.

전신영상평가가 필요한 시점과 영상검사의 이득에 대한 연구는 대부분 fluorodeoxyglucose (이하 FDG) PET-CT를 이용한 연구들이며, WB-MRI를 이용한 연구는 부족한 실정이다(30). 그러나 최근 확산강조영상이나 관류영상등이 종양 부하나 치료반응 평가에 유용하다는 연구들이 늘고 있으며, MY-RADS에서도 확산강조영상을 치료반응 평가의 수단으로 포함시키고 있다(18, 31). 하지만 WB-MRI가 표준으로 확립되어 있는 5 mm 이상 국소병변 발견과 골수 침윤의 평가를 제외하면 아직까지 FDG PET-CT가 표준 검사기법으로 받아들여지고 있다(32). 확산강조영상 및 지방 함량정량화 기법을 포함한다면 WB-MRI도 다양한 임상 상황에서 PET-CT와 동등하거나 우수한 진단적 가치를 가질 것으로 기대하지만, 이 부분에 대해서는 지속적인 연구가 필요하다(33, 34).

Fig. 3. An example of clinical reporting in accordance with MY-RADS (Continued).

G-I. ADC map (G) and the corresponding fat fraction map (H) of the pelvis also display a low ADC value (1200 $\mu\text{m}^2/\text{sec}$) and decreased fat fraction (5%) of both posterior iliac crests, suggesting diffuse disease and indicating the need for a trephine biopsy. ROIs (yellow circles) > 1 cm^2 are drawn in both posterior iliac crests. Based on the aforementioned findings, structured clinical reporting is generated in the template (I) in accordance with the guidelines of MY-RADS.

ADC = apparent diffusion coefficient, DWI = diffusion weighted image, ISS = international staging system, LCD = light chain disease, MY-RADS = myeloma response assessment and diagnosis system, RAC = response assessment category, ROI = region of interest, TSE = turbo-spin echo, VIBE = volumetric interpolated breath-hold examination, 3D MIP = three-dimensional maximum intensity projection



Clinical Reporting Template	Notes
Indication	Initial MR evaluation of newly diagnosed multiple myeloma (LCD, Kappa type, ISS III)
Technique	Whole spine (skull base to coccyx) sagittal TSE T1WI and Dixon T2WI (in/opposed/water/fat images), whole body (vertex to knees) axial TSE Dixon T2WI, axial DWI (2 b-values: 50, 900) with 3D MIP reconstruction of b-value 900, axial and coronal VIBE q-Dixon without contrast enhancement for fat quantification
Findings	
Date of previous examinations	Not available
Evaluation of bones	
Measurements of up to five focal lesions and document pattern of marrow infiltration	Focal lesions: C5 body (9 mm), L3 body (13 mm), right iliac bone (25 mm) Pattern of marrow infiltration: focal on diffuse
Paramedullary or extramedullary sites	None
Vertebral fractures	Pathologic compression fractures of T9, 10, 11 and L1 (severe height loss on L1, but without compromise of spinal canal)
RAC for each anatomic region	Not available at baseline
Posterior iliac crests	Representative for trephine biopsy (diffuse marrow infiltration, ADC value: 1200 $\mu\text{m}^2/\text{sec}$, fat fraction: 5%)
Incidental findings	None
Conclusion	
Summary statement, RAC score, heterogeneity, recommendations including for investigation of equivocal findings	A few focal lesions up to 25 mm in size on of known multiple myeloma. RAC score and heterogeneity of therapeutic response are not applicable at this pre-treatment phase

국소병변의 구별과 골수침윤형태 분류

국소병변의 평가에 있어 MY-RADS에서는 골절, 골관절염, 감염, 골괴사에 의한 골수 부족, 혈관종, 척삭종, 낭종, 국소지방결핍 등을 다발성 골수종의 국소병변과 감별해야 할 위양성 병변들로 소개하고 있다. 하지만 이들을 골수종의 국소병변과 구별할 수 있는 소견에 대해서는 충분히 기술

되어 있지 않다. 골수부종이나 급성 퇴행성 추간판 질환과 연관된 종판주변의 신호강도의 경우 좀 더 지도형(geographic) 경계를 가지며 내부에 지방을 포함하고 있다. 급성 또는 아급성의 슈몰 결절(Schmorl's node)은 추간판과 연결되어 보이고 종판이 부분적으로 소실되어 있는 점이 특징이다. 혈관종의 경우 내부의 두꺼워진 골소주나 내부의 지방골수의 확인이 중요하다(Fig. 5). T1 영상보다는 디스 기법을 이용한 지방 영상이나 fat-fraction map을 이용하면 객관적으로 지방 존재를 확인할 수 있으며, 확산강조영상에서는 높은 ADC 값이 특징이다(20), 국소 지방결핍의 경우 불명확한 경계를 가지고 있으며, 내부의 지방분율이 30% 이상인 경우가 많다(35). 척삭종의 경우 내부의 highly vacuolated cells 과 세포내 외의 mucin 성분 등으로 인해 T1 영상에서 고신호강도와 확산강조영상에서 높은 ADC 값, 그리고 비균질하거나 격막형의 조영증강을 보이는 경우가 많다(36). 확산강조영상 및 조영증강 후 영상은 낭종의 구별에 도움을 줄 수 있다.

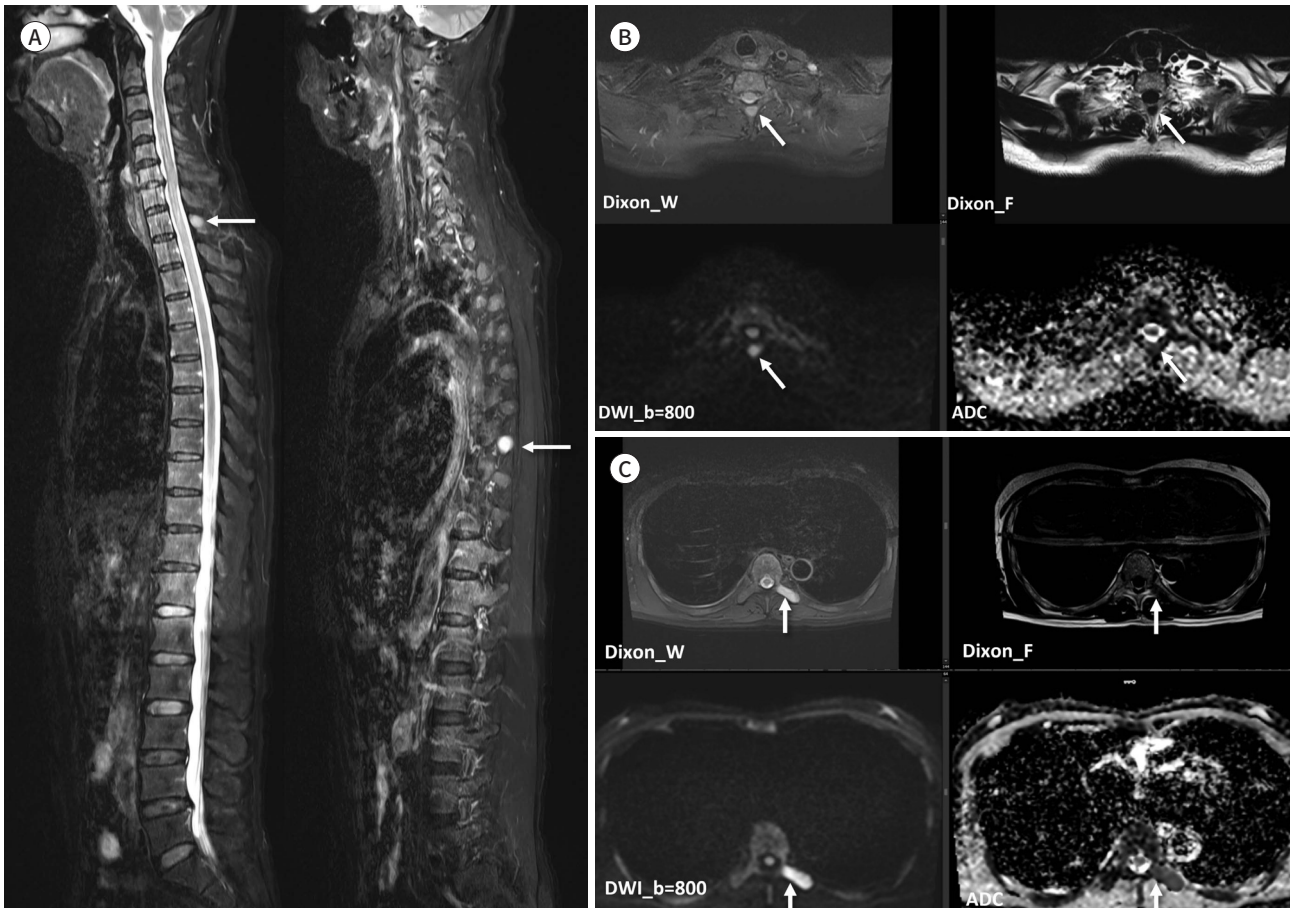
골수 침윤의 패턴에 있어 MY-RADS에서는 다섯 가지 패턴으로 분류하는 것을 권장하고 있다. 이와 같은 분류는 치료받지 않은 다발성 골수종에서 T1 영상을 기반으로 MRI에서 나타나는 골수의 패턴을 네 가지로 분류한 1992년의 연구에서 기원한다(37). 이후 opposed-phase GRE 영상을 동시에 평가한 연구에서 T1 영상에서는 diffuse로 보이지만 GRE 영상에서만 확인이 되는 focal and diffuse infiltration pattern을 추가로 보고하였으며 MY-RADS에서도 이 분류체계를 채택하였다(38). 여러 공신력 있는 임상 연구를 통해 focal pattern과 diffuse pattern이 다발성 골수종의 나쁜 예후인자로 알려져 왔다(13, 14, 39). 하지만 이러한 패턴의 분류에 있어 몇 가지 문제점이 있다. 첫 번째로는 관찰자 간 일치도(inter-observer agreement)에 대한 연구가 부족하다. Variegated pattern의 경우 micronodular 혹은 salt-and-pepper라는 용어로 사용되기도 하지만, T1 영상만으로는 정상 marrow의 heterogeneity와 구별이 어려운 경우가 많다(40). 국소형에 관하여 IMWG에서는 5 mm 이상의 병변의 존재를 국소병변으로 정의하고, 이를 국소형으로 분류한다고 정의하였다(41). 하지만 전반적인 marrow가 micronodular pattern이지만 한두 개의 5 mm 이상의 국소병변을 발견함으로써 국소형으로 분류되어야 한다는 점은 관찰자 간 일치도를 크게 낮출 수 있는 요소이다. 두 번째로는 어떤 영상기법을 바탕으로 분류를 해야 하는지에 대한 합의가 이루어지지 않았다. 기존에 combined focal and diffuse pattern이 분류에 추가된 이유 역시 opposed-phase에서만 확인되는 패턴이 있었기 때문이다(38). 최근 Dixon 기법이나 diffusion-weighted imaging 등이 사용되면서 Dixon의 fat 또는 water 영상이나 DWI에서 T1에서 평가한 패턴과는 다른 패턴으로 분류되는 경우들이 훨씬 많아졌으며 기존의 패턴으로 분류하기 어려운 패턴도 존재한다(Fig. 6). 마지막으로 치료과정이나 치료 후의 다발성골수종을 평가하는데 있어 가치가 불분명하다. 미만형의 골수 패턴을 보이는 다발성 골수종이 치료에 대한 반응으로 골수 내 지방이 대치되면서 variegated pattern을 보이는 것으로 알려져 있다(42, 43). 하지만 완전관해후 재발한 다발성 골수종의 경우에도 variegated pattern으로 나타날 수 있으므로 혈청 M-단백 수치를 참고하여 판단하여야 한다. MY-RADS에도 언급되었듯이 G-CSF에 대한 반응으로 diffuse pattern을 보일 수 있으며, focal pattern의 경우에는 크기 변화 없이 그대로 남아있는 경우가 많으므로 조영증강 영상이나 확산강조영상과 같이 평가하여야 한다.

Fig. 4. A 58-year-old male, who was presumed to have smoldering multiple myeloma that was later diagnosed as multiple myeloma after whole-body MRI.

A. Sagittal fat-suppressed T2-weighted images show two focal lesions in the spinous process of T1 (arrow, left) and the left transverse process of T8 (arrow, right).

B, C. Paired axial water and fat images from T2-weighted turbo-spin echo Dixon show both focal lesions without a fat signal located in T1 (arrows, **B**) and T8 (arrows, **C**), respectively. The longitudinal diameters of these lesions are 1.3 cm (T1) and 2.1 cm (T8). DWIs and ADC maps demonstrate impeded water diffusivity with low ADC values (T1: $638 \mu\text{m}^2/\text{sec}$; T8: $804 \mu\text{m}^2/\text{sec}$).

ADC = apparent diffusion coefficient, DWI = diffusion-weighted image



종양부하 및 치료반응 평가

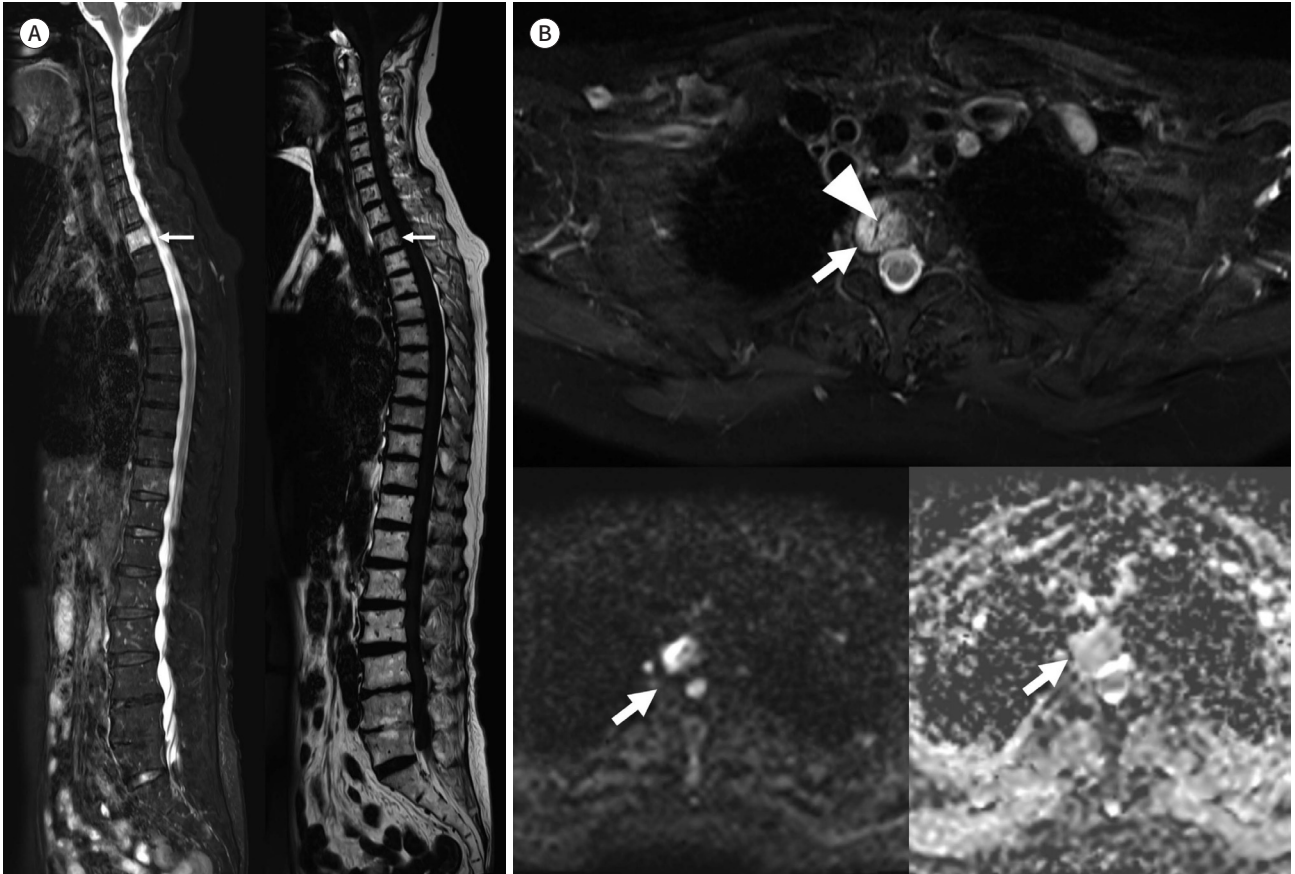
$\beta 2$ -microglobulin은 종양이 분비하는 마커로 다발성 골수종에서 tumor burden을 평가하는데 유용하여, international scoring system (ISS)에 포함되어 있다. 하지만 다발성 골수종에 특이적인 마커가 아니며 신장기능 저하나 재발환자에서는 유용성이 떨어지기 때문에, WB-MRI를 이용한 tumor burden의 평가의 필요성이 높아지고 있다(44). Durie (45)는 WB-MRI나 PET-CT에서 국소병변의 개수에 따라 tumor burden을 세 단계로 구분하고 혈중 creatinine이 상승하였거나 골수의 병변이 있을 경우 subclass B를 추가하는 Durie/Salmon PLUS staging system을 고안하여 기존의 Durie/Salmon system보다 생존기간 예측에 우수함을 보여주었다. 다른 연구에서는 이 Durie/Salmon plus system을 이용한 병기가 $\beta 2$ -microglobulin 레벨과 부합한다는 결과를 보여주었다(15). MY-RADS에서는 미만성 침윤, 국소병변, 골수의 병변에 대한 tumor burden을 각

Fig. 5. A 71-year-old male with smoldering multiple myeloma.

A. Paired sagittal water and fat images from T2-weighted turbo-spin echo Dixon show a focal bone lesion in the T2 vertebral body (arrows), which contains fat.

B. The same lesion (arrows) is depicted on axial fat-suppressed fast spin-echo T2-weighted image (above), DWI (left), and the corresponding ADC map (right). The lesion shows internal trabecular thickening (arrowhead). DWI and ADC map demonstrate increased water diffusivity with relatively high ADC values ($1502 \mu\text{m}^2/\text{sec}$).

ADC = apparent diffusion coefficient, DWI = diffusion-weighted image



각 별도의 score로 평가하는 시스템을 채용하였다. 이는 실제 tumor burden에 대한 척도로 사용하기 위한 목적보다는 임상 연구의 측정지표로서 고안된 시스템에 가깝다(23). 따라서 현장에서 사용할 수 있는, WB-MRI에서 나타나는 다양한 형태의 병변들을 통합하여 평가할 수 있는 종양부하 지표의 고안이 필요하다. 미만성 침윤에 대해서도 별도의 층화된 분류체계를 갖추고 국소병변의 숫자와 합산할 수 있다면 기존의 병기평가 시스템으로서 통합이 가능할 수 있다(46, 47). 최근에는 국소병변과 미만성 병변을 모두 평가할 수 있는 WB-DWI가 PET-CT에 비해 종양부하를 평가하는데 우수하다는 보고가 있었다(19). 하지만 확산강조영상이 종양부하지표로 확립되기 위해선 기술적인 표준화가 선행되어야 한다. Dixon 기법을 이용한 골수 내 지방골수 정량으로 종양부하 평가를 시도한 연구들도 있지만 국소적인 측정값으로 평가한 연구들로 WB-MRI에서의 검증이 필요해 보인다(21, 22).

Rasche 등(48)은 다발성 골수종 환자의 여러 부위에서 얻은 조직샘플에 대한 유전자 정보 분석

(genomic profiling)을 통해 동일 환자에서도 부위에 따라 유전적 다양성(genetic heterogeneity)을 보일 수 있다는 것을 증명하였다. 하지만 화학요법의 반응에 있어 mixed response를 보이는 경우는 다른 암종에 비하여 다발성 골수종에서 흔하게 나타나는 현상은 아니다(49-51). MY-RADS에서는 RAC라는 기준을 설정하고 이를 부위별로 자세히 평가하도록 되어 있으며 discordant response가 있을 경우 primary RAC과 secondary RAC으로 분리해서 기술할 것을 제안하고 있다. 하지만 concordant response를 보이는 경우가 대다수라는 걸 감안할 때 연구 목적이 아닌 실제 판독 시에 MY-RADS의 reporting structure를 따르는 것은 과도한 부담이다. 하지만 이러한 형식을 사용하지 않더라도 부위별로 나누어 변화를 확인하는 것은 놓치기 쉬운 변화들을 확인하는데 유용한 접근이 될 수 있다(Fig. 7).

골격계 관련 합병증

척추의 압박골절이나 척추관을 압박하는 골격의 골수종 증식과 그로 인한 신경압박 등 다발성골수종의 골격계 관련 합병증(skeletal-related event)은 다발성 골수종 환자에서 치료를 지연시키고 삶의 질에 악영향을 미치는 요인이다. MY-RADS에서는 척추의 압박골절, 다른 골격의 병적골절에 대해 평가하도록 되어 있다. 또한 치료반응 평가에서는 골수외로 증식하는 병변이 척추 압박을 초래하거나 그로 인한 증상이 있을 경우를 치료반응 평가항목의 진행성 병변으로 기술하고 있다.

다발성 골수종의 세포에서 RANK-RANKL 신호전달 체계를 통하여 파골세포(osteoclast)를 활성화함으로써 골다공증이 생기는데, 최근 신호전달 체계를 억제하는 denosumab이나 RANKL 단클론 항체 등이, bisphosphonate와 함께 다발성 골수종에서 많이 사용되고 있다(52). 또한 병적 골절이나 신경계의 압박 위험을 평가하여 방사선 치료나 cement augmentation, 고정술을 선택적으로 실시하는 추세이다(7). 따라서 골격계 관련 합병증의 명확한 정의와 더불어 척추의 불안정성, 병적골절의 압박, 신경계 압박 정도 등을 평가할 수 있는 기준과 이에 대한 보고체계의 마련이 필요해 보인다.

기술 발전에 따른 프로토콜 재정립 필요성

MY-RADS에 제시된 WB-MRI 촬영의 기술적인 고려 사항에 높은 보급률과 가용성(widespread availability) 때문에 1.5T MRI system의 사용을 기본으로 하되 3T MRI를 이용하여 높은 SNR의 영상을 얻을 수 있음을 언급하고 있다. 다만 동일 환자에 대하여 일련의 치료반응 평가 시에 일관성 및 재현성을 유지하기 위하여 동일한 자장 세기를 유지하며 추적 촬영할 것을 권고하고 있다. 일반적인 WB-MRI 촬영에 있어 초기에는 낮은 susceptibility 및 dielectric artifact로 1.5T MRI를 선호하였으나(53), 최근에는 3T MRI가 기존의 단점들을 극복하면서 고해상도의 영상을 상대적으로 짧은 촬영시간에 획득할 수 있어 사용이 늘어나고 있다(54). 특히 MY-RADS에서는 핵심 프로토콜을 30분, 종합 프로토콜을 45-50분 내외로 제시했지만 임상현장에서 환자의 촬영 준비 시간, 위치 확인을 위한 localizer 영상 촬영 시간, 시퀀스 사이의 비 가용시간(dead time) 등을 고려하면 실제 총 촬영 시간은 10-20분가량 더 늘어나게 된다. 또한 심한 움직임 인공물(motion artifact), 환자의 비협조로 인한 재촬영의 가능성도 있음을 고려해야 한다.

Fig. 6. Discordant presentation of marrow infiltration pattern in different sequences.

A. The marrow infiltration pattern is interpreted as “normal” on sagittal T1-weighted images (left). In contrast, the infiltration pattern is obviously “micronodular” on the fat-suppressed T2-weighted image (right).

B. The marrow infiltration pattern can be interpreted as “diffuse” on the sagittal T1-weighted image (left). In contrast, the infiltration pattern is either “focal” or “focal on diffuse” on the fat-suppressed T2-weighted image (right).



특히 1시간이 넘는 스캔 시간으로 인해 국내 많은 의료기관에서 아직까지 표준검사로 시행되지 못하고 있는 실정이다. 시간적인 제한과 판독 영역에 대한 부담으로 WB-MRI 대신 전척추 MRI를 시행하는 경우가 많다. 이러한 경우 PET-CT를 같이 시행된다면 다발성 골수종의 전신 평가에 있어 상호 보완이 가능하다. 단 전척추 MRI에서도 갈비뼈와 골반뼈, 흉골까지 평가가 가능하도록 축상영상의 FOV를 넓히는 것이 좋다.

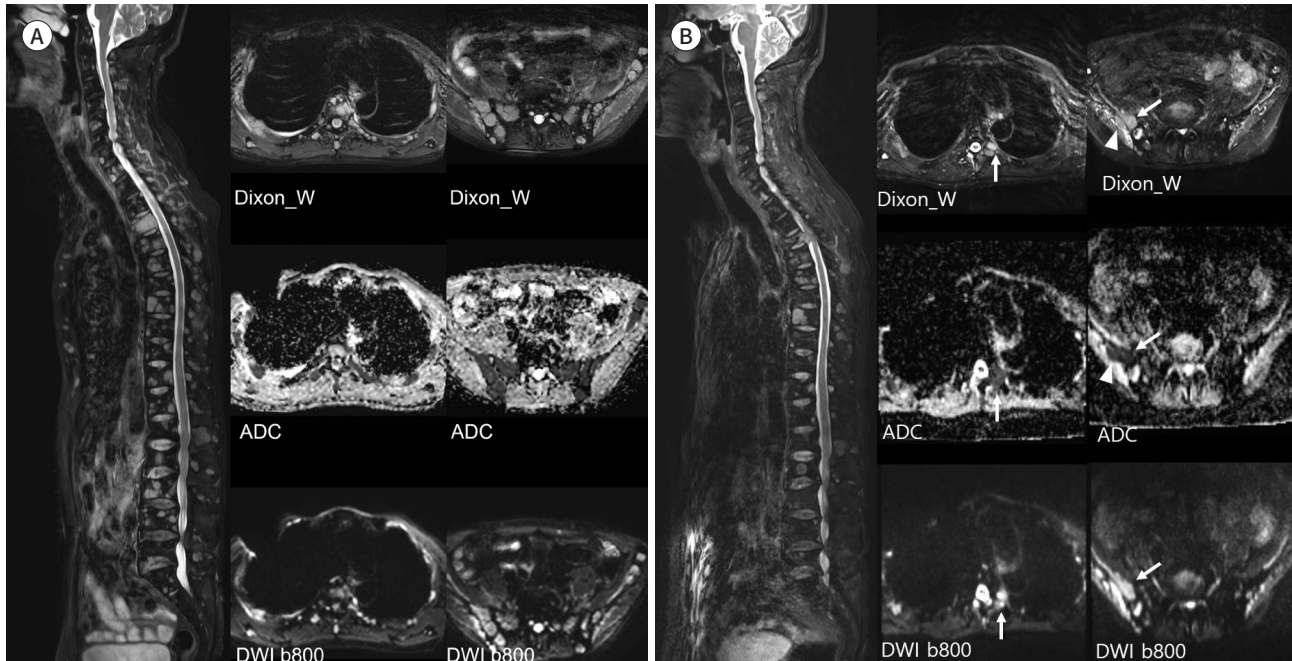
추후 MY-RADS에는 MRI 가속기술을 어떻게 이용할 것인지에 대한 내용이 추가되어야 한다. 여러 가속 기술(acceleration technique)들 중에서 가장 기본이 되는 기법은 parallel imaging 기법이다. 특히 다채널 surface coil을 이용한 parallel imaging 기법은 스캔 시간의 단축과 높은 SNR 및 공간해상도(spatial resolution)를 확보할 수 있어 널리 사용되고 있다. 특히 전통적으로 WB-MRI 촬영이 활발한 소아 영상 분야에서도 dual-source parallel radiofrequency excitation technique을 이용하여 3T MRI에서의 단점으로 지적되어왔던 dielectric shading artifact를 줄이고 B1 inhomogeneity를 개선하면서 영상을 가속화하는 시도가 있었다(55). 많은 수의 축상영상을 얻어야 하는 WB-MRI에서는 한 번의 TR 동안에 얻는 영상 수를 증가시킴으로써 TR의 단축 없이 스캔 시간을 단축할 수 있기 때문에 SMS의 적용이 유리하다. Simultaneous multi-slice (이하 SMS)는 WB-DWI를 대략 25%~40% 정도 감소된 스캔 시간으로 촬영하면서도 기존 DWI technique과 동일한 이미지 품질과 대부분의 인체 조직에서 신뢰할 수 있는 ADC 값을 재현할 수 있어 임상적 유용성이 높다는 보고가 있었다(56, 57). SMS를 이용한 DWI가 기존의 DWI에 비해 짧은 repetition time을 사용하므로 간과 같이 T2 relaxation time이 짧거나 psoas muscle과 같이 T1 relaxation time이 긴 조직에서 ADC 평균값이 낮게 측정되고 편차가 큰 것은 다소 한계점으로 지

Fig. 7. A 63-year-old male with multiple myeloma, who showed a mixed response during induction chemotherapy for ASCT.

A. Pre-treatment sagittal fat-suppressed T2-weighted image of the whole spine (left) and two sets of axial images (Dixon-based fast spine echo T2-weighted water image, DWI with ADC map, arranged in vertical order from top to bottom) at the T4 (middle column) and pelvic bone level (right column) show disseminated focal lesions with impeded water diffusivity throughout the spine and pelvic bones.

B. Post-treatment sagittal fat-suppressed T2-weighted image of the whole spine (left) shows a decreased size and number of focal lesions, indicating a reduced tumor burden overall. In contrast, the set of axial images at the T4 level (middle column) still shows a viable focal lesion (arrows) with a persistently low ADC value ($980 \mu\text{m}^2/\text{sec}$). The set of axial images at the pelvic bone level (right column) depicts the new development of paramedullary extension (arrowheads) of the preexisting focal lesion (arrows) in the right iliac bone, showing sustained viability with a low ADC value ($1020 \mu\text{m}^2/\text{sec}$). The coexistence of these progressing and responding lesions represents the heterogeneity of variable therapeutic responses in the same patient.

ADC = apparent diffusion coefficient, ASCT = autologous stem cell transplantation, DWI = diffusion-weighted image



적되고 있다(57). 이 외에도 약간 감소된 신호가 획득되고 susceptibility artifact가 SMS-DWI에서 더 심하게 발생하는 경향이 있으나 병변의 평가에 있어서 기존 DWI와 유의한 차이는 없는 것으로 생각된다(57). 최근 convolutional neural network (CNN)을 이용한 스캔 시간의 감소, 영상 질 향상, 시퀀스 최적화가 활발히 시도되고 있다(58). 딥러닝에 기반한 MRI 영상 재구성(reconstruction) 방식은, 화질과 스캔시간 사이의 타협이 필요한 기존의 MRI 물리에 기반한 방식에 비해 영상의 선예도(sharpness)와 noise 감소를 통한 SNR을 개선하면서도 동시에 속도를 높일 수 있어 각광을 받고 있다. 특히 영상 촬영에 많은 시간이 소요되는 WB-MRI 분야에서도 딥러닝 알고리즘을 통해 화질의 개선과 영상 획득 시간의 단축이 가능하며 반응 평가에 있어서 중요한 ADC 값의 측정도 충분한 재현성을 보여주었다(59). 이러한 딥러닝 기반의 기술들은 아직까지 최신의 MRI 기종에서만 이용 가능하다. 하지만 최근 MRI 기종과 무관하게 적용이 가능한, DICOM 영상을 이용한 화질개선 기법들도 소개되고 있어 향후 WB-MRI의 적용 가능성에 대한 모색이 필요하다(60).

결론

다발성 골수종 환자의 진단과 치료에 있어 WB-MRI가 역할이 점차 중요해지고 있다. 최근 딥러닝이 적용된 가속 기술의 발전으로 WB-MRI에 대한 접근성이 더욱 높아질 것으로 예상할 수 있다. 이러한 추세에 발맞추어 발표된 MY-RADS는 표준화된 진단과 치료 및 임상과의 원활한 소통에도 많은 도움을 줄 수 있을 것이다. 추후 개정된 MY-RADS에서는 다발성 골수종에서의 국소병변과 미만성 병변의 정의와 분류에 있어서 보완이 필요하며, 치료반응 평가의 경우 현장에서 쉽게 사용할 수 있는 시스템의 고안이 요구된다. 골수침윤패턴의 분류에 있어서도 관찰자 간 일치도를 높일 수 있는 방법에 대한 고려가 필요하다. 이에 더하여 종양부하, 골격계관련 합병증의 기술에 대한 지침이 더해진다면 현장에서 더욱 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

Author Contributions

Conceptualization, P.S., J.J.; investigation, K.D.K., J.J.; supervision, P.S., J.J.; writing—original draft, K.D.K.; and writing—review & editing, K.D.K., J.J.

Conflicts of Interest

The authors have no potential conflicts of interest to disclose.

Funding

This work was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korea government (MSIT) (2019R1C1C1007122).

REFERENCES

1. Siegel RL, Miller KD, Jemal A. Cancer statistics, 2015. *CA Cancer J Clin* 2015;65:5-29
2. Röhlig C, Knop S, Bornhäuser M. Multiple myeloma. *Lancet* 2015;385:2197-2208
3. International Myeloma Working Group. Criteria for the classification of monoclonal gammopathies, multiple myeloma and related disorders: a report of the international myeloma working group. *Br J Haematol* 2003;121:749-757
4. Mead GP, Carr-Smith HD, Drayson MT, Morgan GJ, Child JA, Bradwell AR. Serum free light chains for monitoring multiple myeloma. *Br J Haematol* 2004;126:348-354
5. Kyle RA, Remstein ED, Therneau TM, Dispenzieri A, Kurtin PJ, Hodnefield JM, et al. Clinical course and prognosis of smoldering (asymptomatic) multiple myeloma. *N Engl J Med* 2007;356:2582-2590
6. Cowan AJ, Green DJ, Kwok M, Lee S, Coffey DG, Holmberg LA, et al. Diagnosis and management of multiple myeloma: a review. *JAMA* 2022;327:464-477
7. Terpos E, Zamagni E, Lentzsch S, Drake MT, García-Sanz R, Abildgaard N, et al. Treatment of multiple myeloma-related bone disease: recommendations from the bone working group of the international myeloma working group. *Lancet Oncol* 2021;22:e119-e130
8. Rajkumar SV, Dimopoulos MA, Palumbo A, Blade J, Merlini G, Mateos MV, et al. International myeloma working group updated criteria for the diagnosis of multiple myeloma. *Lancet Oncol* 2014;15:e538-e548
9. Kastiris E, Mouloupoulos LA, Terpos E, Koutoulidis V, Dimopoulos MA. The prognostic importance of the presence of more than one focal lesion in spine MRI of patients with asymptomatic (smoldering) multiple myeloma. *Leukemia* 2014;28:2402-2403
10. Larsen JT, Kumar SK, Dispenzieri A, Kyle RA, Katzmann JA, Rajkumar SV. Serum free light chain ratio as a biomarker for high-risk smoldering multiple myeloma. *Leukemia* 2013;27:941-946
11. Ghanem N, Lohrmann C, Engelhardt M, Pache G, Uhl M, Saueressig U, et al. Whole-body MRI in the detec-

tion of bone marrow infiltration in patients with plasma cell neoplasms in comparison to the radiological skeletal survey. *Eur Radiol* 2006;16:1005-1014

12. Edelstyn GA, Gillespie PJ, Grebbell FS. The radiological demonstration of osseous metastases. Experimental observations. *Clin Radiol* 1967;18:158-162
13. Hillengass J, Fechtner K, Weber MA, Bäuerle T, Ayyaz S, Heiss C, et al. Prognostic significance of focal lesions in whole-body magnetic resonance imaging in patients with asymptomatic multiple myeloma. *J Clin Oncol* 2010;28:1606-1610
14. Mouloupoulos LA, Dimopoulos MA, Kastiris E, Christoulas D, Gkatzamanidou M, Roussou M, et al. Diffuse pattern of bone marrow involvement on magnetic resonance imaging is associated with high risk cytogenetics and poor outcome in newly diagnosed, symptomatic patients with multiple myeloma: a single center experience on 228 patients. *Am J Hematol* 2012;87:861-864
15. D'Anastasi M, Notohamiprodjo M, Schmidt GP, Dürr HR, Reiser MF, Baur-Melnyk A. Tumor load in patients with multiple myeloma: β_2 -microglobulin levels versus whole-body MRI. *AJR Am J Roentgenol* 2014;203:854-862
16. Herget GW, Wäsch R, Klein L, Schmal H, Terpos E, Engelhardt M. Prevention of bone disease and early detection of impending fractures in multiple myeloma patients can reduce morbidity and mortality: the necessity of interdisciplinary state-of-the-art treatment. *Haematologica* 2020;105:859-861
17. Lecouvet FE, Malghem J, Michaux L, Michaux JL, Lehmann F, Maldague BE, et al. Vertebral compression fractures in multiple myeloma. Part II. Assessment of fracture risk with MR imaging of spinal bone marrow. *Radiology* 1997;204:201-205
18. Blackledge MD, Collins DJ, Tunariu N, Orton MR, Padhani AR, Leach MO, et al. Assessment of treatment response by total tumor volume and global apparent diffusion coefficient using diffusion-weighted MRI in patients with metastatic bone disease: a feasibility study. *PLoS One* 2014;9:e91779
19. Pawlyn C, Fowkes L, Otero S, Jones JR, Boyd KD, Davies FE, et al. Whole-body diffusion-weighted MRI: a new gold standard for assessing disease burden in patients with multiple myeloma? *Leukemia* 2016;30:1446-1448
20. Winfield JM, Poillucci G, Blackledge MD, Collins DJ, Shah V, Tunariu N, et al. Apparent diffusion coefficient of vertebral haemangiomas allows differentiation from malignant focal deposits in whole-body diffusion-weighted MRI. *Eur Radiol* 2018;28:1687-1691
21. Dong H, Huang W, Ji X, Huang L, Zou D, Hao M, et al. Prediction of early treatment response in multiple myeloma using MY-RADS total burden score, ADC, and fat fraction from whole-body MRI: impact of anemia on predictive performance. *AJR Am J Roentgenol* 2022;218:310-319
22. Jo A, Jung JY, Lee SY, Lee SE, Park H, Lee SE, et al. Prognosis prediction in initially diagnosed multiple myeloma patients using intravoxel incoherent motion-diffusion weighted imaging and multiecho dixon imaging. *J Magn Reson Imaging* 2021;53:491-501
23. Messiou C, Hillengass J, Delorme S, Lecouvet FE, Mouloupoulos LA, Collins DJ, et al. Guidelines for acquisition, interpretation, and reporting of whole-body MRI in myeloma: myeloma response assessment and diagnosis system (MY-RADS). *Radiology* 2019;291:5-13
24. Barnes A, Alonzi R, Blackledge M, Charles-Edwards G, Collins DJ, Cook G, et al. UK quantitative WB-DWI technical workgroup: consensus meeting recommendations on optimisation, quality control, processing and analysis of quantitative whole-body diffusion-weighted imaging for cancer. *Br J Radiol* 2018;91:20170577
25. 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;200:163-170
26. Perez-Lopez R, Nava Rodrigues D, Figueiredo I, Mateo J, Collins DJ, Koh DM, et al. Multiparametric magnetic resonance imaging of prostate cancer bone disease: correlation with bone biopsy histological and molecular features. *Invest Radiol* 2018;53:96-102
27. Lecouvet FE. Whole-body MR imaging: musculoskeletal applications. *Radiology* 2016;279:345-365
28. Koh DM, Blackledge M, Padhani AR, Takahara T, Kwee TC, Leach MO, et al. Whole-body diffusion-weighted MRI: tips, tricks, and pitfalls. *AJR Am J Roentgenol* 2012;199:252-262
29. Anagnostopoulos A, Hamilos G, Zorzou MP, Grigoraki V, Anagnostou D, Dimopoulos MA. Discordant re-

- sponse or progression in patients with myeloma treated with thalidomide-based regimens. *Leuk Lymphoma* 2004;45:113-116
30. Zamagni E, Tacchetti P, Cavo M. Imaging in multiple myeloma: how? when? *Blood* 2019;133:644-651
 31. Lin C, Luciani A, Belhadj K, Deux JF, Kuhnowski F, Maatouk M, et al. Multiple myeloma treatment response assessment with whole-body dynamic contrast-enhanced MR imaging. *Radiology* 2010;254:521-531
 32. Hillengass J, Usmani S, Rajkumar SV, Durie BGM, Mateos MV, Lonial S, et al. International myeloma working group consensus recommendations on imaging in monoclonal plasma cell disorders. *Lancet Oncol* 2019;20:e302-e312
 33. Park HY, Kim KW, Yoon MA, Lee MH, Chae EJ, Lee JH, et al. Role of whole-body MRI for treatment response assessment in multiple myeloma: comparison between clinical response and imaging response. *Cancer Imaging* 2020;20:14
 34. Derlin T, Peldschus K, Münster S, Bannas P, Herrmann J, Stübig T, et al. Comparative diagnostic performance of 18F-FDG PET/CT versus whole-body MRI for determination of remission status in multiple myeloma after stem cell transplantation. *Eur Radiol* 2013;23:570-578
 35. Baik JS, Jung JY, Jee WH, Chun CW, Kim SK, Shin SH, et al. Differentiation of focal indeterminate marrow abnormalities with multiparametric MRI. *J Magn Reson Imaging* 2017;46:49-60
 36. Sung MS, Lee GK, Kang HS, Kwon ST, Park JG, Suh JS, et al. Sacrococcygeal chordoma: MR imaging in 30 patients. *Skeletal Radiol* 2005;34:87-94
 37. Mouloupoulos LA, Varma DG, Dimopoulos MA, Leeds NE, Kim EE, Johnston DA, et al. Multiple myeloma: spinal MR imaging in patients with untreated newly diagnosed disease. *Radiology* 1992;185:833-840
 38. Stäbler A, Baur A, Bartl R, Munker R, Lamerz R, Reiser MF. Contrast enhancement and quantitative signal analysis in MR imaging of multiple myeloma: assessment of focal and diffuse growth patterns in marrow correlated with biopsies and survival rates. *AJR Am J Roentgenol* 1996;167:1029-1036
 39. Lee SY, Kim HJ, Shin YR, Park HJ, Lee YG, Oh SJ. Prognostic significance of focal lesions and diffuse infiltration on MRI for multiple myeloma: a meta-analysis. *Eur Radiol* 2017;27:2333-2347
 40. Ricci C, Cova M, Kang YS, Yang A, Rahmouni A, Scott WW Jr, et al. Normal age-related patterns of cellular and fatty bone marrow distribution in the axial skeleton: MR imaging study. *Radiology* 1990;177:83-88
 41. Dimopoulos MA, Hillengass J, Usmani S, Zamagni E, Lentzsch S, Davies FE, et al. Role of magnetic resonance imaging in the management of patients with multiple myeloma: a consensus statement. *J Clin Oncol* 2015;33:657-664
 42. Rahmouni A, Divine M, Mathieu D, Golli M, Haioun C, Dao T, et al. MR appearance of multiple myeloma of the spine before and after treatment. *AJR Am J Roentgenol* 1993;160:1053-1057
 43. Mouloupoulos LA, Dimopoulos MA, Alexanian R, Leeds NE, Libshitz HI. Multiple myeloma: MR patterns of response to treatment. *Radiology* 1994;193:441-446
 44. Drüeke TB, Massy ZA. Beta2-microglobulin. *Semin Dial* 2009;22:378-380
 45. Durie BG. The role of anatomic and functional staging in myeloma: description of Durie/Salmon plus staging system. *Eur J Cancer* 2006;42:1539-1543
 46. Baur A, Stäbler A, Nagel D, Lamerz R, Bartl R, Hiller E, et al. Magnetic resonance imaging as a supplement for the clinical staging system of Durie and Salmon? *Cancer* 2002;95:1334-1345
 47. Koutoulidis V, Fontara S, Terpos E, Zagouri F, Matsaridis D, Christoulas D, et al. Quantitative diffusion-weighted imaging of the bone marrow: an adjunct tool for the diagnosis of a diffuse MR imaging pattern in patients with multiple myeloma. *Radiology* 2017;282:484-493
 48. Rasche L, Chavan SS, Stephens OW, Patel PH, Tytarenko R, Ashby C, et al. Spatial genomic heterogeneity in multiple myeloma revealed by multi-region sequencing. *Nat Commun* 2017;8:268
 49. Bladé J, Perales M, Rosiñol L, Tuset M, Montoto S, Esteve J, et al. Thalidomide in multiple myeloma: lack of response of soft-tissue plasmacytomas. *Br J Haematol* 2001;113:422-424
 50. Rager O, Espinet C, Humm J, Weber W. Mixed response on FDG PET/CT: frequency and prognostic relevance in non-small cell lung cancer (NSCLC). *J Nucl Med* 2014;55(supplement 1):514
 51. Hendlisz A, Golfinoopoulos V, Garcia C, Covas A, Emonts P, Ameye L, et al. Serial FDG-PET/CT for early outcome prediction in patients with metastatic colorectal cancer undergoing chemotherapy. *Ann Oncol* 2012;23:1687-1693
 52. Qiang YW, Chen Y, Stephens O, Brown N, Chen B, Epstein J, et al. Myeloma-derived Dickkopf-1 disrupts

Wnt-regulated osteoprotegerin and RANKL production by osteoblasts: a potential mechanism underlying osteolytic bone lesions in multiple myeloma. *Blood* 2008;112:196-207

53. Schmidt GP, Wintersperger B, Graser A, Baur-Melnyk A, Reiser MF, Schoenberg SO. High-resolution whole-body magnetic resonance imaging applications at 1.5 and 3 tesla: a comparative study. *Invest Radiol* 2007; 42:449-459
54. Khodarahmi I, Fritz J. The value of 3 tesla field strength for musculoskeletal magnetic resonance imaging. *Invest Radiol* 2021;56:749-763
55. Willinek WA, Gieseke J, Kukuk GM, Nelles M, König R, Morakkabati-Spitz N, et al. Dual-source parallel radio-frequency excitation body MR imaging compared with standard MR imaging at 3.0 T: initial clinical experience. *Radiology* 2010;256:966-975
56. Kenkel D, Wurnig MC, Filli L, Ulbrich EJ, Runge VM, Beck T, et al. Whole-body diffusion imaging applying simultaneous multi-slice excitation. *Rofo* 2016;188:E1
57. Taron J, Schraml C, Pfannenberg C, Reimold M, Schwenzer N, Nikolaou K, et al. Simultaneous multislice diffusion-weighted imaging in whole-body positron emission tomography/magnetic resonance imaging for multiparametric examination in oncological patients. *Eur Radiol* 2018;28:3372-3383
58. Moore MM, Iyer RS, Sarwani NI, Sze RW. Artificial intelligence development in pediatric body magnetic resonance imaging: best ideas to adapt from adults. *Pediatr Radiol* 2022;52:367-373
59. Zormpas-Petridis K, Tunariu N, Curcean A, Messiou C, Curcean S, Collins DJ, et al. Accelerating whole-body diffusion-weighted MRI with deep learning-based denoising image filters. *Radiol Artif Intell* 2021;3:e200279
60. Jung W, Kim EH, Ko J, Jeong G, Choi MH. Convolutional neural network-based reconstruction for acceleration of prostate T2 weighted MR imaging: a retro- and prospective study. *Br J Radiol* 2022;95:20211378

골수종 반응평가와 진단체계의 임상적용 및 제한점

김동균¹ · 박성수² · 정준용^{1*}

다발성 골수종(multiple myeloma)은 단일 클론에서 기원한 형질세포의 증식성 질환으로 비호지킨림프종에 이어 두 번째로 흔한 악성 혈액종양질환이다. 과거에는 'CRAB'이라는 임상 소견과 일반 촬영을 통한 골격계 조사(skeletal survey)에 의존하여 진단하였으나, 최근 International Myeloma Working Group의 개정된 가이드라인에 영상의학적 진단기준이 새로 제시되었다. 이에 병변의 조기 발견이 가능한 전신자기공명영상(whole-body MRI; 이하 WB MRI)의 임상적 유용성이 강조되고 있다. 또한 WB-MRI의 확산강조영상(diffusion-weighted image)과 디스 기법을 이용한 지방함량 정량화(fat quantification) 영상을 이용한 정확한 치료반응 평가가 가능하다. 이러한 추세에 따라 표준화된 영상 획득 및 보고를 위한 다기관, 다학제적 컨센서스인 Myeloma Response Assessment and Diagnosis System (이하 MY-RADS)가 발표되었다. 본 종설은 다발성 골수종의 전신자기공명영상 및 MY-RADS의 임상 적용에 대하여 최신 지견을 중심으로 종합적 기술하고자 한다. 이에 더하여 한계점과 추후 개선 방향에 대해서도 고찰하고자 한다.

가톨릭대학교 의과대학 서울성모병원 ¹영상의학과, ²혈액내과