

관절연골의 자기공명영상 (MRI of Articular Cartilage)

서진석¹

자기공명영상 방법

관절을 영상화하는 자기공명영상방법 중에서 스핀에코(spin echo, SE) 방법은 가장 많이 사용하는 방법이다. 그 이외에도 gradient-echo(GRE), 3-dimensional(D) GRE 등을 이용할 수 있으며, 방법의 선택에는 시간의 절약, 비용의 감소, 최상의 해상도, 조직대조도, 최소의 영상왜곡등을 고려하여야한다. 특히 관절연골을 잘 보기 위해서는 신호잡음비(signal to noise ratio, SNR)와 대조잡음비(contrast to noise ratio, CNR)의 증가와 더불어 고 해상력을 얻기 위해 노력과 가공물(Artifact)을 줄이는 방법을 선택하여야한다(1, 2). 예를 들면 관절에 사용하는 영상방법의 프로토콜은 축상 T1강조영상과, 관상과 시상 면의 양자강조와 T2강조영상 방법을 사용한다. 그러나, 관절연골은 T1강조영상과 T2강조영상 에서 근육과 지방(골수와 피하지방) 신호의 중간 신호강도로 보인다(Fig. 1a). 최근에 영상시간을 단축시키면서 SE 방법과 유사한 조직 신호 강도를 나타내는 방법으로써 급속 SE 방법(fast spin echo [FSE] or turbo spin echo[TSE]) 을 관절의 영상에 많이 이용한다. FSE 방법을 이용하면 SE 방법보다 관절연골의 신호강도가 30% 정도 낮게 나타나는데 그 이유는 180도 refocusing 펄스를 여러 번 반복하여 주기 때문에 주변의 구조물이 공명주파수에서 약간 벗어난 주파수에 반복하여 노출이 되어 자화전이(magnetization transfer)가 일어나기 때문이라고 생각한다(3). 이와 같은 신호의 특성은 관절연골과 관절액의 대조도가 높아져서 관절의 표면의 이상을 보기에는 적절하나 연골자체의 신호변화를 관찰하기에는 부적합할 수 있다.

정상연골의 신호는 주변의 조직과 대조도가 높지 않아서 정상구조물의 이해나 병변의 발견이 어려울 수 있다. 대조도를 높이는 방법으로 지방감쇄방법이나 자화전이 방법을 사용한다. 이 방법들을 SE 나 GRE 방법과 함께 적용하여 사용할 수 있다. 지방신호의 감쇄는 관절연골의 영상에 매우 중요한 의미를 지닌다. 그 이유는 SE 영상에서는 일차원 분광의(1-dimensio-

nal spectrum)크기를 보면 지방의 신호가 물에 의한 신호보다 크다는 것을 알 수 있다. 따라서 관심을 가지고 보아야할 관절연골의 신호는 상대적으로 낮아서 영상 표출이 될 경우에 관절연골의 신호변화를 잘 반영할 수 없다. 그러나 지방의 신호를 제거하면 영상 표출시 dynamic range를 넓혀주어 관절연골의 상대적 신호가 높아지고 주변과의 대조도를 높이는 효과를 기대할 수 있다. 지방감쇄방법에는 여러 방법들이 있으며 지방선택적포화방법(chemical selective saturation)이 비교적 고자장의 영상장치에서 많이 이용하는 방법이며 비교적 간편하고 지방이외의 다른 조직의 신호 특성의 변화를 주지 않기 때문에 영상의 해석에 용이한 방법으로 알려져 있다(Fig. 2)(4, 5). 이 방법은 SE, GRE, FSE 등의 방법에 적용할 수 있으며 단점으로는 에코시간이 길어지며 자기장의 불균일성에 의한 지방 신호 감소가 균일하지 못할 수 있으며 특히 발목관절과 영상영역을 크게 만들 경우에 많이 발견된다. 또 다른 지방감쇄 방법으로 역전회복(Inversion recovery) 펄스(6)를 사용하여 지방신호의 종축화화가 없어지는 시점(nulling time)에 SE, FSE, 혹은 GRE 방법들을 사용하여 지방의 신호만을 없애는 방법이다. 이 방법은 무효화시간(nulling time)을 정확히 조절하여 맞추면 지방신호가 비교적 일률적으로 감소되고 자기장의 비균일성에 의한 영향을 비교적 적게 받으나 에코시간이 길어지기 때문에 영상을 얻는 시간이 길어지는 단점이 있다(Fig. 1b). 그 이외에도 초창기에 많이 사용하였던 Dixon 방법과 변형된 방법들이 있으며(7) 급속영상의 발달과 함께 GRE 영상에서 지방과 물의 신호의 위상(phase)이 다른 것을 이용하여 서로의 위상이 정반대로 되는 시간에 영상신호를 얻는 방법(off-phase image)등이 있으나 관절연골을 보기 위해서 자주 사용하는 방법들은 아니다.

자화전이(magnetization transfer[MT], saturation transfer)방법을 이용하여 연골조직의 신호강도의 변화를 관찰하고 대조도를 높일 수 있다고 한다. 조직의 수소양성자는 적어도 자유롭게 운동하는 free hydrogen pool(Hf)와 고분자(macromolecules)단백질이나 지방에 붙어있어 잘 못 움직이는 immo-

대한자기공명의과학회지 1: 58-65(1997)

¹연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실

통신저자: 서진석 서울 서대문구 신촌동 132 연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실

Tel. 82-2-361-5840 Fax. 82-2-393-3035

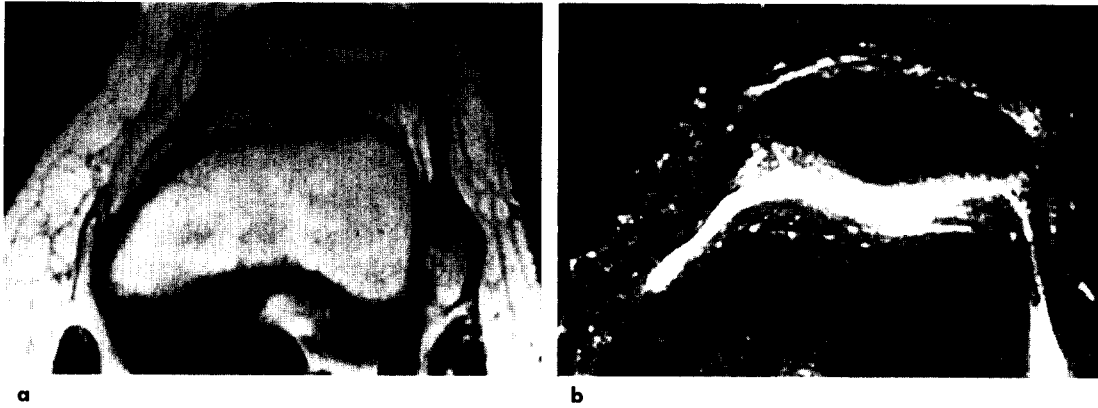


Fig. 1. Normal articular cartilage of the patella.

a. Transaxial T1-weighted (TR/TE: 500/15) spin echo image shows patellar articular cartilage with intermediate signal intensity. Articular cartilage is not well distinguishable from joint fluid.
b. Fast spin echo (TR/effective TE/TI: 4000/60/150) combined with inversion recovery sequence shows suppression of adjacent fat of the bone marrow and subcutaneous tissue. Joint fluid appears bright and articular cartilage has intermediate signal intensity. Surface and base of articular cartilage are well contrasted to the adjacent structures.

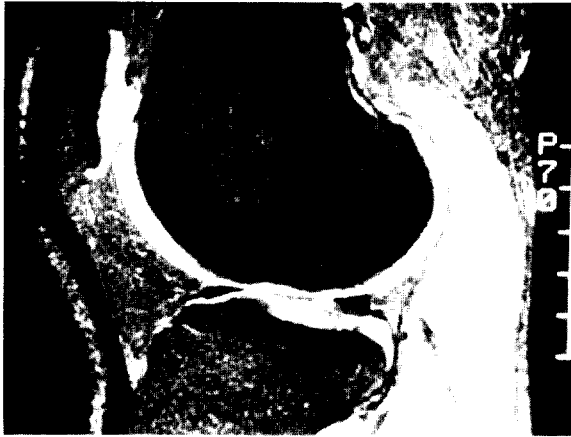


Fig. 2. A sagittal proton density weighted image with fat suppression of the knee. Articular cartilage of femur, tibia, and patella appear as high signal intensity structure, which can be well contrasted to the adjacent tissues because of suppression of fat signal.

bile (bound, restricted) hydrogen pool (Hr)이 있다. Hr을 자기포화시킨 후 포화된 양성자의 자화를 Hf pool로 전이시켜 Hf pool의 신호를 감소시키는 방법이다(8, 9). 이와 같은 자화전이 방법은 SE 혹은 GRE(2D와 3D) 방법에 적용할 수 있다. 인체 조직의 자화전이의 정도가 보고마다 다른 것은 비공명(off-resonance) 주파수의 범위, 시간, 강도들이 다르기 때문이다. 연골 조직에는 고분자(macromolecules)에 붙어 있는 수분이 다른 조직에 비교하여 많기 때문에 자화전이 효과가 크다. 따라서 일반적으로 관절연골과 근육에서는 약 40-50% 정도의 신호감소 효과를 보이며 주변의 골수나 관절액의 신호감소 효과는 작다(8-20%)(10, 11)(Fig. 3).

3-D 영상 방법은 1mm 또는 그 이하의 연속적인 얇은 절편을 빠른 시간 내에 얻어서 보고 싶은 영상 면을 따라서 재구성시킬 수 있고 해상도가 높아지며 부분용적평균화(partial volume averaging)의 영향을 적게 받기 때문에 세세한 해부학적 구조를 확인할 수 있는 장점이 있다. 3D 영상 방법은 영상 획득 시간을

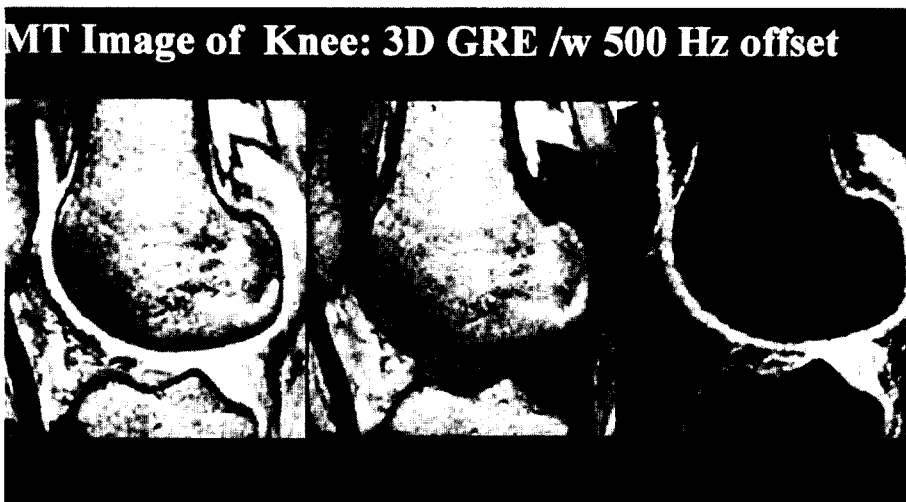


Fig. 3. Magnetization transfer (MT) contrast image of femoral articular cartilage. Sagittal spin echo images without (a) and with (b) MT pulse and a subtracted image (a-b). Articular cartilage signal intensity shows remarkable decrease in (b). Therefore, it shows high intensity in (c) and is well contrasted from adjacent structure.

을 줄이기 위하여 GRE 영상에서만 사용하였으나, 최근에는 FSE 등의 방법에서도 사용하고 있다. 3D SPGR(spoiled gradient in the steady state)영상과 지방감쇄영상 방법을 함께 사용하면 관절연골을 관찰하고 병변을 확인하는데 유익하다 (Fig. 4)(12, 13).

또한 최근에 임상적으로 사용하는 방법 중에 DESS(double echo in the steady state)라고 불리는 방법이 있다(14, 15). 이 방법은 3D GRE 방법의 고주파 펄스의 전, 후에 에코를 얻어서 보통의 GRE영상에 T2 contrast 효과를 더한 것과 같은 효과를 지닌다. 따라서 해부학적 구조를 잘 관찰할 수 있으며 관절액이 고신호 강도를 나타내기 때문에 관절연골면의 이상유무를 발견하기에 용이한 방법이다.

관절연골의 표면의 병변을 관찰하기 위한 방법으로 조영제를 정맥내, 혹은 관절내로 주입한 후에 MR 영상을 얻는 방법을 MR 관절 조영술이라고 한다(16-20). 관절 조영술에 의하여 관절액의 신호강도를 높게 만들면 관절연골과의 대조도를 높게 만들 수 있다.

정상 관절 연골의 구조

1) 연골의 자기공명영상 신호의 다양성

관절 연골은 대략 2-4mm 정도의 균일한 두께를 가지고 있으며 인체에서 슬개골의 연골이 가장 두껍다(Fig. 5). 관절의 두께는 연령이 증가하면서 얇아진다. 연골의 구성은 물(65-80%), proteoglycans(10-30%)와 collagen(5-10%)으로 구성된다. 조직학적으로는 4가지 층으로 나눈다: Superficial tangential, transitional, radial과 calcified cartilage 층으로 구분된다(21)(Fig. 6). 이러한 4가지 층의 구분은 연골세포의 모양과 교원질(collagen)섬유의 구성과 방향 등으로 나눌 수 있다.



Fig. 4. A sagittal three dimensional spoiled gradient echo in the steady status image with fat suppression(TR/TE, 59/15msec; flip angle of 60 degrees). This method provide high resolution (0.5×0.5×1mm) and high signal intensity of the cartilage compared to bone, bone marrow, and fibrocartilage. The image shows alternating signal intensity within the cartilage from superficial to deep zones.

지금까지 연골의 신호와 조직학적 관련성에 대하여 여러 가지 설명을 하고 있다. T1 강조영상에서 중간 신호강도로 나타나며 근육의 신호강도와 유사하다. 관절연골의 신호강도는 균일하지 않고 층상(lamina)으로 신호강도의 변화가 있다고 알려져 있다(22). 지금까지의 보고에 의하면, 동물의 연골 조직이 층상의 신호로 보인다고 하며(22-25) 사람의 연골 조직도 유사한 층상 신호를 보인다고 한다(Fig. 4)(26-29). 그러나, 표층으로부터의 신호 강도에 대한 보고가 일률적이지 못하고(Table 1)

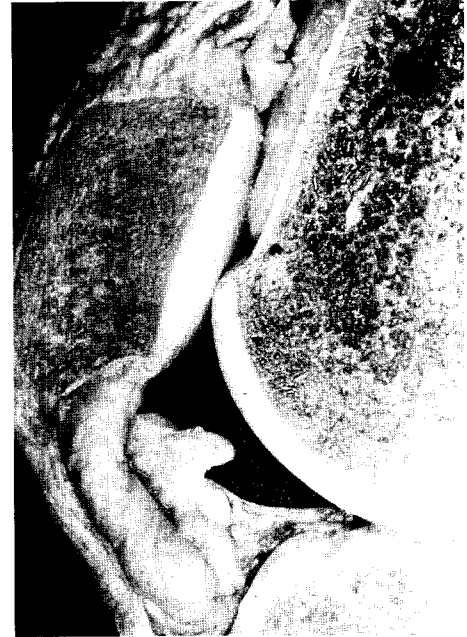


Fig. 5. Gross sagittal section of the cadaveric knee. Profile of articular cartilage seems to consist of homogeneous substance and smooth margin without irregularities on its surface.

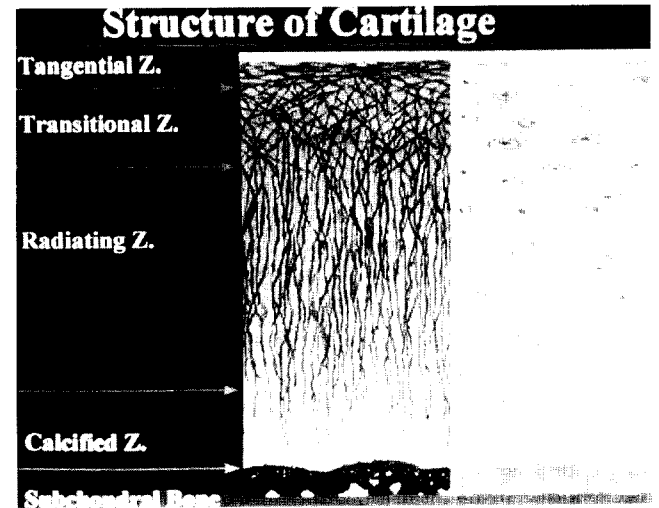


Fig. 6. Histology of articular cartilage. Four zones are demonstrated: the most superficial tangential, transitional, radial, and the deepest calcified zones. Collagen fiber orientation and chondrocyte are well demonstrated.

(30, 31) 그 신호변화의 이유로는 연골내의 물의 량(22), proteoglycans의 량, Collagen의 량(10, 11)과 섬유 방향(23, 24, 32), T2 이완시간(33), diffusion, magnetization transfer, magic angle effects 등이 작용할 것이라는 주장을 하고 있지만 각각 한가지 이유만으로는 잘 설명할 수 없는 부분이 많다. 교원질과의 관련성은 Magnetization transfer 영상을 얻어서 연골에 함유된 물의 운동제한에 따른 신호감소의 정도를 나타낼 수 있다.

2) 연골의 층상신호와 영상왜곡의 관계

연골이 층상의 구조로 보이는 이유를 영상방법에 따른 왜곡 현상으로 해석하기도 한다. 특히 삼차원, 지방감쇄 SPGR 영상에서 보이는 삼층의 층상구조(triple laminae)는 절단인공물

(truncation artifact)이 주된 원인이라고 설명하고 있다(34, 35)(Fig. 4). 절단인공물은 신호강도의 차이가 큰 면에서 불충분한 표본추출(sampling) 때문에 나타나며 관절연골에서는 관절연골의 신호가 주위의 신호보다 높게 영상화하는 방법을 사용하는 경우에 관절연골의 두께가 픽셀(pixel) 크기에 4배인 경우에 가장 뚜렷하게 나타나며 그 신호강도의 변화는 22%에 달한다(35). 공간적 해상력을 증가시키면 상대적으로 삼층층상 구조의 중간층에 나타나는 신호감소는 줄어들는다(35). 그러나, 층상의 구조를 다른 영상방법을 이용하여 만든 영상에서는 왜곡에 의한 것으로 보기에는 설명하기 힘들다. MRI 영상에서 흔히 보는 화학전이(chemical shift) 영상왜곡이나, 자화율(Susceptibility) 왜곡(36)에 의한 신호의 오등록(misregistration)이 원인일 수도 있다. 화학전이(chemical shift) 영

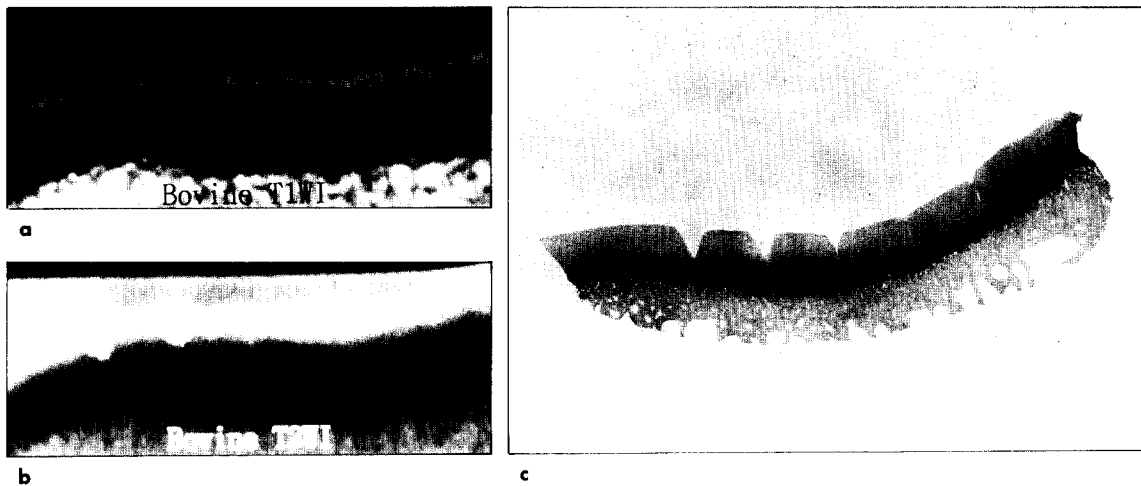


Fig. 7. Bovine Cartilage submerged in normal saline.

- a.** T1-weighted image (TR/TE: 300/14) was obtained with Bo direction perpendicular to the image plane. Frequency encoding direction is right-to-left. 4X4 cm field of view, 512×256 matrix size, 2 millimeter slice thickness, and 20 acquisitions were used for this image. Thus in-plane resolution was 80×160 micron. Signal intensity of the cartilage is not homogeneous and signal intensity profile is plotted from the superficial layer to the deep layer of the cartilage.
- b.** T2-weighted image (TR/TE: 2000/53) was obtained with same other imaging parameters. Signal intensity variation is well plotted in a signal intensity profile. The very superficial layer shows high signal intensity layer.
- c.** Histologic specimen shows cartilage and subchondral bones. Correlation of Histologic layers and MR signal intensity change area are correlated with artificially made defects.

Table 1. Summary of the Reported Results

	Modl	Rubenstein	Authors		
재료	Human Knee	Bovine	Bovine		Human
방법	SET2WI	SET1WI	SET2WI	SET1WI	SET2/T1
결과	triple lamina	triple lamina	5 layers	5 layers	
Tangential	low	high	high #	high	low/high
Transitional	high	high	IM	high	IM
Upper Radial	high	high	high	IM	high/IM
Middle Radial	high	low	IM	low	IM
Lower Radial & Calcified Z	low	IM	low	low*	low

* showed an intermediate signal intensity band in the upper portion of the lower radial zone. IM means intermediate signal intensity. # High signal intensity is seen on the superficial layer.

상왜곡은 가장 흔하게 마주치는 영상왜곡으로 많은 무릎 자기 공명영상사진의 대퇴골과 경골의 연골의 두께가 차이가 나고 대퇴골의 체중부하부와 비체중 부하부의 연골의 두께의 차이가 크게 나타나는 것을 볼 수 있다. 주파수-위상 방향을 바꾸어주면 그 영향의 방향이 바뀌는 것으로 보아 판단할 수 있고 Susceptibility 왜곡에 의한 이동은 주파수 부호화 방향의 경사 자장의 크기에 비례한다($Z \propto Bo \cdot X / Gx : Z$: distance of shift, X : susceptibility difference, Bo : magnetic field strength, Gx : read out gradient). 그러나, 저자들의 실험에 의하면 화학전이 영상왜곡이나, 자화율 왜곡의 가능성을 배제할 수 있었으며, 절단인공물에 의한 층상구조도 FSE를 이용한 microimaging 에서는 나타나지 않았다(37).

3) 현재까지 논란이 되는 다양한 관절연골의 신호의 원인

관절연골의 신호 변화의 원인에 대한 연구들에서 연구자들 간에 의견의 일치하지 않고 있다(38). Rubenstein 등(39)은 최근의 연구에서 5-층을 다시 보여주면서 고해상 영상을 강조하였다. 첨가된 영상은 superficial gliding 저신호 층이며 이곳에는 교원질이 많은 것으로 설명하고 있다. 영신호강도의 변화에 대한 여러 가지 이유들을 규명하기 위하여 자기공명 미세영상을 시행하고 고자기장 장치를 사용하여 규명하려는 시도들이 진행되어 왔다(40). 9.4T의 고 자기장에서 시행한 자기공명 미세영상에서 측정된 연골의 T1 이완시간은 지역적 변화가 1.1+/-0.05s 이내이며 T2 이완시간은 14-32msec이며 표층에서 하층으로 가면서 감소한다(40). 이러한 신호의 변화는 영상 왜곡현상보다는 연골조직 성분의 차이에 의한 것으로 추정한다. 이들의 연구 관점은 연골의 두께가 정확하려면 연골의 심층부와 골 피질과의 경계에서 신호 손상이 적어야하며 연골내부의 대조도를 높이는 방법으로 에코시간을 가능한 한 짧게 하는 T1 강조영상이 좋다고 하였다. 역전회복 영상은 두께의 측정에는 적절하나 연골 내부의 대조도가 좋지 못하다.



Fig. 8. Chondromalacia of the femoral cartilage. Fast spin echo sagittal image shows heterogeneous signal intensity of the trochlear surface of the femur, suggestive of chondromalacia Grade 4.

관절연골 질환

관절연골은 노화에 의해 연골표층에서부터 fibrillation이 발생하는데 이러한 노화에 의한 연골의 변화, 연골의 연화증(chondromalacia), 혹은 퇴행성관절염의 연골변화등이 비슷한 형태변화를 보인다. 관절연골의 병변중에서 초기의 변화는 연골의 연화증이며 병리학적으로 연골의 퇴행성변화가 오는 것이다. 초기에는 연골에 부종이 생기고, 균열, 조각이 떨어져 나가

Chondromalacia on Femoral Condyle



Fig. 9. Chondromalacia, grade 3. Femoral cartilage lesion are detected on both FSE and DESS sequence images. Outline of the defect are better visualized on DESS image.

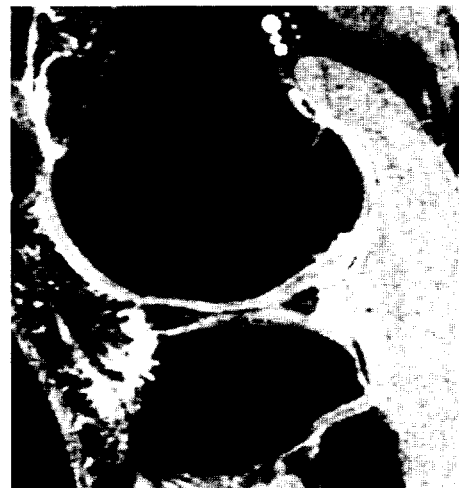


Fig. 10. 3-D SPGR sequence image (TR/TE = 59/15, flip angle of 60 degrees) with fat suppression after intravenous contrast enhancement shows a trilaminar appearance of the femoral cartilage. Cartilage surfaces are well delineated with enhanced synovium and fluid. Cartilage show laminated appearance with alternating signal in the cartilage. Irregularities and focal defects with high signal intensity are shown in the femoral cartilage.

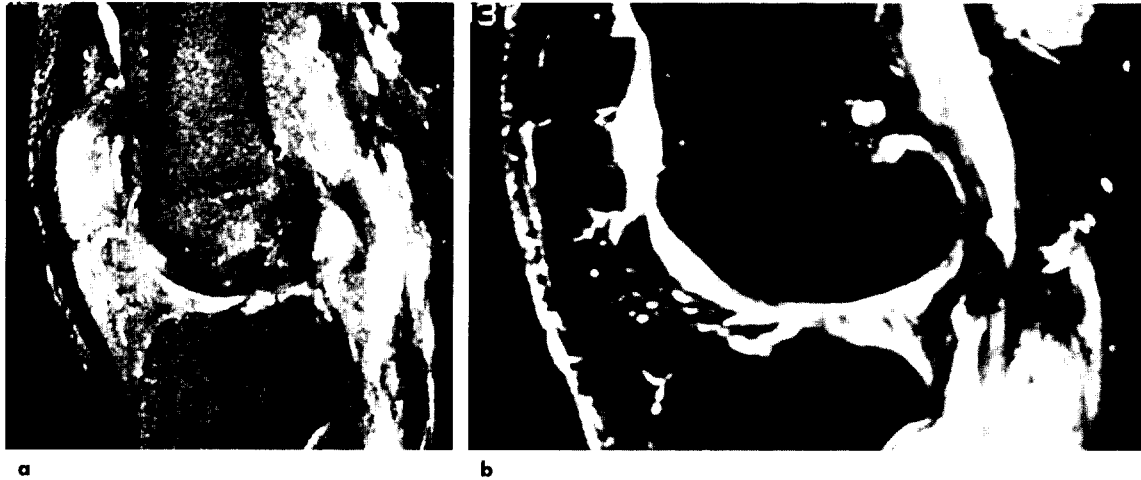


Fig. 11. Chondromalacia of Patella.

a. Fat-suppression, T2-weighted fast spin echo image shows linear high signal intensity in between subchondral bone and cartilage of the patella. Signal change is also seen in femoral cartilage.

b. 3D fat-suppression SPGR images shows an enhanced cartilage lesion, which is well contrasted from subchondral bone and overlying cartilage.

고 골의 변화가 초래될 수 있다. 무릎관절에 가장 흔하게 나타나며 모든 관절에서 나타날 수 있다. 연골의 퇴행성 변화는 두 가지로 대별할 수 있다: basal and superficial degeneration (41). 연골의 병변의 grading system은 다양하나 Outerbridge(42)의 분류에 따르면 grade 1: softening and swelling of the cartilage; grade 2: fragmentation and fissuring in an area half an inch or less in diameter; grade 3: fragmentation and fissuring in an area more than half an inch in diameter; grade 4: full thickness erosion of cartilage로 나눌 수 있다.

연골의 퇴행성변화는 초기에 관절연골의 두께가 두꺼워지며 진행되면 얇아진다(atrophy). 신호의 변화는 T2 강조영상에서 고 신호, T1 강조영상에서 저 신호로 나타난다. 이러한 신호의 변화는 수분함양의 증가로 설명한다(43, 44). 연골의 병변을 발견할 수 있는 정확도는 대상과 영상 방법에 따라 다르지만 52%~95%로 보고한다(45-50). T1 강조영상에서 연골과 삼출액의 신호가 비슷하므로 연골과 삼출액을 구분할 필요가 있으며 T2 강조영상을 시행하여 관절액의 신호강도가 높게 구별되게 하거나(Fig. 8), GRE 방법을 사용하여 연골의 신호가 구별되도록 한다. 지방감쇄 3D SPGR 영상방법은 비교적 연골을 뚜렷하게 볼 수 있는 방법이다 (48-50). 연골의 병변은 정상연골에 비하여 저 신호 강도로 나타난다(26). 최근에 시행하고 있는 dual energy in the steady state(DESS) 방법은 연골과 관절액의 신호의 차이를 크게 만들기 때문에 연골의 표층의 병변을 SE T2 강조영상보다 잘 관찰 할 수 있으며 3D 영상이 가능하여 작은 병변을 관찰하기에 적합한 방법이나 아직 그 정확도에 대한 임상적 보고는 잘 발표가 안되어 있다(Fig 9).

자기공명관절조영술(MR arthrography)은 관절 면을 보기 위한 좋은 방법이 될 수 있다. 간접 자기공명관절조영술과 직접 자기공명관절조영술로 나누어진다 있다. 관절강내에 조영제를

주입하는 대신에 덜 침습적인 방법으로 정맥주사후 영상을 얻으면(51, 52) 관절조영효과를 얻을 수 있다. 관절액이 조영 증강되는 기전은 조영제가 활액막을 통하여 관절강으로 들어가는 것이다. 관절액의 조영증강은 활액막염(53) 혹은 외상성 관절염(51-54)의 경우에 나타난다. 정상인이 운동후 에도 조영증강이 된다(51). 그러나 정상적으로는 활액막과 활액에 조영증강이 되지 않는다고 한다(51, 52). 거의 모든 환자에서는 활액막의 조영증강을 발견할 수 있으며 연골의 병변 부위에 신호증가를 관찰할 수 있다(Fig. 10-11)(55). 연골 병변의 발견은 관절경보다 못하나 수술적 치료 대상이 되는 병변인 Grade 3 or 4의 MRI 발견율은 높은 편이다. 연골의 병변부위에 신호증가를 볼 수 있는데 기전으로는 다음의 두 가지를 생각하여야한다. 조영제가 활액막을 통하여 관절강으로 들어간 후 확산에 의해 퍼지고 연골 결손부위를 메울 수 있다. 또한, 조영제가 혈류가 많은 연골하 골에서 연골의 결손 부위로 확산되어 들어간다. 이것은 연골의 병변이 육아조직으로 채워지고(43, 54), 조영 증강되는 기전과 같다 직접 관절 조영술은 관절면의 이상 유무를 관찰하기에 매우 적합하나 침습적인 단점이 있다.

참 고 문 헌

1. Hodler J, Resnick D. Current status of imaging of articular cartilage. *Skeletal Radiol*, 1996;25:703-709
2. Balkissoon A. MR imaging of cartilage: evaluation and comparison of MR imaging techniques. *Top Magn Reson Imaging* 1996;8:57-67
3. Yao L, Gentili A, Thomas A. Incidental magnetization transfer contrast in fast spin-echo imaging of cartilage. *J Magn Reson Imaging*, 1996;6:180-184
4. Hasse A, Frahm J, Hanicke W, Matthaei D. H-NMR chemical shift selective (CHESS) imaging. *Phys Med Biol*

- 1985; 30: 341-344
5. Totterman S, Weiss SL, Szumowski J, Katzberg RW, Hornak JP, Proskin HM, Eisen J. MR fat suppression technique in the evaluation of normal structures of the knee. *J Comput Assist Tomogr* 1989; 13: 473-479
 6. Bydder GM, Young IR. MR imaging: clinical use of the inversion recovery sequence. *J Comput Assist Tomogr* 1985; 9: 659-675
 7. Glover GH, Schneider E. Three-point Dixon technique for true water/fat decomposition with B₀ inhomogeneity correction. *Magn Reson Med* 1991; 18: 371-383
 8. Mehta RC, Pike GB, Enzmann DR. Magnetization transfer magnetic resonance imaging: a clinical review. *Top Magn Reson Imaging* 1996; 8: 214-230
 9. Adler RS, Swanson SD, Doi K, Craig JG, Aisen AM. The effect of magnetization transfer in meniscal fibrocartilage. *Magn Reson Med* 1996; 35: 591-595
 10. Seo GS, Aoki J, Moriya H, Karakida O, Sone S, Hidaka H, Katsuyama T. Hyaline cartilage: in vivo and in vitro assessment with magnetization transfer imaging. *Radiology* 1996; 201: 525-530
 11. Gray ML, Burstein D, Lesperance LM, Gehrke L. Magnetization transfer in cartilage and its constituent macromolecules. *Magn Reson Med* 1995; 34: 319-325
 12. Disler DG, McCauley TR, Wirth CR, Fuchs MD. Detection of knee hyaline cartilage defects using fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-echo MR imaging: comparison with standard MR imaging and correlation with arthroscopy. *AJR* 1995; 165: 377-382
 13. Disler DG, McCauley TR, Wirth CR, Fuchs MD. Detection of knee hyaline cartilage defects using fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-echo MR imaging: comparison with standard MR imaging and correlation with arthroscopy. *AJR* 1995; 165: 377-382
 14. Thomasson D, Purdy D, Finn JP. Phase-modulated binominal RF pulses for fast spectrally-selective musculoskeletal imaging. *Magn Reson Med* 1996; 35: 563-568
 15. Hardy PA, Recht MP, Piraino D, Thomasson D. Optimization of a dual echo in the steady state (DESS) free-precession sequence for imaging cartilage. *J Magn Reson Imaging* 1996; 6: 329-35
 16. Palmer WE. MR arthrography: is it worthwhile? *Top Magn Reson Imaging* 1996; 8: 24-43
 17. Vahlensieck M, Peterfy CG, Wischer T, Sommer T, Lang P, Schlippert U, Genant HK, Schild HH. Indirect MR arthrography: optimization and clinical applications. *Radiology* 1996; 200: 249-254
 18. Helgason JW, Chandnani VP, Yu JS. MR arthrography: a review of current technique and applications. *AJR* 1997; 168: 1473-1480
 19. Yao L, Gentili A, Seeger LL. Saline versus gadolinium-enhanced magnetic resonance arthrography of porcine cartilage. *Acad Radiol* 1997; 4: 127-131
 20. Chandnani VP, Ho C, Chu P, Trudell D, Resnick D. Knee hyaline cartilage evaluated with MR imaging: a cadaveric study involving multiple imaging sequences and intraarticular injection of gadolinium and saline solution. *Radiology* 1991; 178: 557-561
 21. Hunziker EB, Herrmann W. Ultrastructure of cartilage. In Bonucci E, Motta PM, eds. *Ultrastructure of skeletal tissues*. Boston, Kluwer academic publishers, 1990, pp 79-109
 22. Lehner KB, Rechl HP, Gmeinwieser JK, Heuck AF, Lukas HP, Kohl HP. Structure, function and degeneration of bovine hyaline cartilage: Assessment with MR imaging in vitro. *Radiology* 1989; 170: 495-499
 23. Rubenstein JD, Kim JK, Morava-Protzner I, Stanchev PL, Henkelman RM. Effects of collagen orientation on MR imaging characteristics of bovine articular cartilage. *Radiology* 1993; 188: 219-226
 24. Mlynarik V, Degraasi A, Toffanin R, Vittur F, Cova M, Pozzi-Mucelli RS. Investigation of laminar appearance of articular cartilage by means of magnetic resonance microscopy. *Magn Reson Imaging* 1996; 14: 435-442
 25. Babyn PS, Kim HKW, Lemaire C, et al. High-resolution magnetic resonance imaging of normal porcine cartilaginous epiphyseal maturation. *JMRI* 1996; 1: 172-179
 26. Recht MP, Kramer J, Marcelis S, Pathria MN, Trudell D, Haghghi P, Sartoris DJ, Resnick D. Abnormalities of articular cartilage in the knee: analysis of available MR techniques. *Radiology* 1993; 187: 473-478
 27. Hayes CW, Sawyer RW, Conway WF. Patellar cartilage lesions: in vitro detection and staging with MR imaging and pathologic correlation. *Radiology* 1990; 176: 479-483
 28. Disler DG, McCauley TR, Kelman CG, et al. Fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-echo MR imaging of hyaline cartilage defects in the knee: comparison with standard MR imaging and arthroscopy. *AJR* 1996; 167: 127-132
 29. Disler DG, Peters TL, Muscoreil SJ et al. Fat-suppressed spoiled grass imaging of knee hyaline cartilage: technique optimization and comparison with conventional MR imaging. *AJR* 1994; 163: 887-892
 30. Modl JM, Sether LA, Haughton VM, Kneeland JB. Articular cartilage: Correlation of histologic zones with signal intensity at MR imaging. *Radiology* 1991; 181: 853-855
 31. Paul PK, Jasani MK, Sebok D, Rakhit A, Dunton AW, Douglas FL. Variation in MR signal intensity across normal human knee cartilage. *JMRI* 1993; 3: 569-574
 32. Kim DK, Ceckler TL, Hascall VC, Calabro A, Balaban RS. Analysis of water-macromolecules proton magnetization transfer in articular cartilage. *Magn Reson Med* 1993; 29: 211-215
 33. Mlynarik V, Degraasi A, Toffanin R, Jarh O, Vittur F. A method for generating magnetic resonance microimaging T2 maps with low sensitivity to diffusion. *Magn Reson Med* 1996; 35: 423-425
 34. Erickson SJ, Waldschmidt JG, Czervionke LF, Prost RW. Hyaline cartilage: Truncation artifact as a cause of trilamina appearance with fat suppressed three dimensional spoiled gradient recalled sequences. *Radiology* 1996; 201: 260-264
 35. Frank LR, Brossmann J, Buxton RB, Resnick D. MR imaging truncation artifacts can create a false laminar appearance in cartilage. *AJR* 1997; 168: 547-554
 36. L deke KM, Roschmann P, Tischler R. Susceptibility artefacts in NMR imaging. *Magn Reson Imaging* 1985; 3:

- 329-343
37. Kim DJ, Suh JS, Jeong EK, Shin KH, Yanf WI, Lee WT. Articular cartilage; Correlation of magnetic resonance images with histology. ISMRM Proceeding 1997; 1042
 38. Rubenstein JD, Recht M, Disler DG, Kim JK, Henkelman RM. Laminae structures on MR images of articular cartilage. Radiology 1997; 204: 15-18
 39. Rubenstein JD, Kim JK, Henkelman RM. Effects of compression and recovery on bovine articular cartilage: appearance on MR images. Radiology 1996; 201: 843-850
 40. Freeman DM, Bergman G, Glover G. Short TE MR microscopy: accurate measurement and zonal differentiation of normal hyaline cartilage. Magn Reson Med 1997; 38: 72-81
 41. Shahriaree H. Chondromalacia. Contemp Orthop 1985; 11: 27-39
 42. Outerbridge RE. The etiology of chondromalacia patellae. J Bone Joint Surg 1961; 43-Br: 752-757
 43. Hodler J, Berthiaume M-J, Schweitzer ME, Resnick D. Knee joint hyaline cartilage defects: A comparative study of MR and anatomic sections. J Comput Assist Tomogr 1992; 16: 597-603
 44. Mankin HJ, Thrasher AZ. Water content and binding in normal and osteoarthritic human cartilage. J Bone and Joint Surg 1975; 57-A: 76-80
 45. Yulish BS, Montane J, Goodfellow DB, Bryan PJ, Mulopulos PM, Modic MT. Chondromalacia patellae: assessment with MR imaging. Radiology 1987; 164: 763-766
 46. Brown TR, Quinn SF. Evaluation of chondromalacia of the patellofemoral compartment with axial magnetic resonance imaging. Skeletal Radiol 1993; 22: 325-328
 47. McCauley TR, Kier R, Lynch KJ, Jokl P. Chondromalacia patellae: diagnosis with MR imaging. AJR 1992; 158: 101-105
 48. Ho C, Cervilla V, Kjellin I, Haghigi P, Amiel D, Trudell D, Resnick D. Magnetic resonance imaging in assessing cartilage changes in experimental osteoarthritis of the knee. Invest Radiol 1992; 27: 84-90
 49. Rose P, Quinn SF, Demlow TA, Szumowski J. Evaluation of chondromalacia of the patellofemoral compartment using MR imaging with fat suppression (abstract). Radiology 1993; 189(P): 341
 50. Rose PM, Demlow TA, Szumowski J, Quinn SF. Chondromalacia patellae: fat-suppressed MR imaging. Radiology 1994; 193: 437-440
 51. Winalski CS, Aliabadi P, Wright RJ, Shortkroff S, Sledge CB, Weissman BN. Enhancement of joint fluid with intravenously administered gadopentetate dimeglumine: technique, rationale, and implications. Radiology 1993; 187: 179-185
 52. Drape J-L, Thelen P, Gay-Depassier P, Silbermann O, Benacerraf R. Intraarticular diffusion of Gd-DOTA after intravenous injection in the knee: MR imaging evaluation. Radiology 1993; 188: 227-234
 53. Kursunoglu-Brahme S, Riccio TR, Weisman MH, Resnick D, Zvaifler N, Sanders ME, Fix C. Rheumatoid knee: role of gadopentetate enhanced MR imaging. Radiology 1990; 176: 831-835
 54. Peterfy CG, Majumdar S, Lang P, van Dijke CF, Sack K, Genant HK. MR imaging of the arthritic knee: improved discrimination of cartilage, synovium, and effusion with pulsed saturation transfer and fat-suppressed T1-weighted sequences. Radiology 1994; 191: 413-419
 55. Suh JS, Cho JH, Shin KH, Kim SJ. Chondromalacia of the knee: evaluation with a fat-suppression 3D SPGR imaging after intravenous contrast injection. JMRI 1996; 6: 884-888