

High Signal on T1-Weighted Image

연세의대 김성준

자기공명영상에서 대부분의 병변들은 T1 강조영상에서는 등신호 또는 저신호 강도를, T2 강조영상에서는 고신호 강도를 보이게 되는데, 병적인 조직에 물이 더 많을 것으로 쉽게 생각할 수 있으므로, 자기공명영상에 대한 기본적인 이해가 있는 경우, 이러한 신호강도의 변화는 직관적으로도 이해하기 쉽다. 그러나 특정한 병변들은, 이러한 직관적인 이해와는 반대로 T1 강조영상에서 고신호 강도, T2 강조영상에서 저신호 강도를 보이게 되며 이러한 신호강도의 특성은 그 병변들의 병리 및 성분적 특성을 대변하게 된다.

이런 신호강도의 특성을 가지는 병변들이 어떤 이유에서 그러한 특성을 가지는지, 특히 T1 강조영상에서 고신호 강도를 보이는 병변들과 그렇게 보이는 원인들에 대해서는 그동안 여러 연구자들이 많은 연구를 하여 왔으나 (1-4), 이렇게 보이는 병변들의 종류에 어떤 것들이 있고, 왜 그렇게 보이며, 이들의 병리적 특성이 어떤 경우에 그렇게 보이는지를 전반적이고 포괄적으로 정리한 논문이나 저서는 저자가 아는 한에서는 없었다.

따라서 본 고찰에서는 T1 강조영상에서 고신호강도를 보이는 경우 어떤 병변을 생각하여야 하는지를 전반적으로 정리하여 자기공명영상의 판독 시 병변의 신호강도 해석에 있어 도움이 되도록 하고자 한다. 이에 앞서 T1 강조영상에서 고신호 강도가 보이기 위해서는 어떤 조건을 갖추어야 하는가를 알기 위해, T1 이완에 대한 고찰과 함께, T1 강조 영상의 특징을 가지는 펄스열에는 어떠한 것들이 있는가에 대해서도 살펴보도록 하겠다.

가. T1 이완(T1 relaxation)이란 무엇인가?

결국, 어떤 조직이나 물질이 T1 강조영상에서 고신호 강도로 보이는 것은, 어떤 이유에서건 T1 이완이 빨리 일어나기 때문이며, T1 이완이 빨리 일어나려면 어떠한 조건을 갖추어야 하는가에 대해서만 이해하였다면, T1 강조영상에서의 신호강도에 대한 문제는 모두 해결된 것이라 해도 과언이 아니다.

T1 이완 (T1 relaxation)은 T1 회복 (T1 recovery), 열 이완 (thermal relaxation), 스핀-격자 이완 (spin-lattice relaxation) 등의 여러가지 이름으로 불린다. 이들 용어 중, 자기공명영상에 관한 문헌이나 논문들에 자주 등장하는 spin-lattice relaxation의 lattice라는 용어는 초기의 자기공명 실험이 그야말로 격자 (lattice)처럼 촘촘하게 짜여 분자 결정체를 이룬 고체 내에서 이루어졌기 때문에 파생된 언어잔재로, 이 용어는 액체와 조직들을 주로 다루는 생체 자기공명영상이 일반화된 현재에 와서는 적합한 용어가 아니므로 일반적으로 쓰이지는 않고 T1 이완이나 T1 회복이라는 용어가 더 널리 쓰이고 있기는 하다. 그러나 T1 이완을 설명하고 이해하는 데 있어 'spin-lattice'라는 표현이 더 쉬운 면이 있어, 본 고찰에서는 이를 이용하여 설명하고자 한다.

T1 이완이란, RF (radiofrequency) 펄스라는 강한 에너지에 의해 횡자화를 형성한 흥분

된 양자(proton)들이 RF 펄스가 중단된 후에는 이 전달 받은 에너지를 주변 환경 (주변 환경이라는 의미에서 lattice라는 표현이 쓰여 왔다)으로 방출하면서 안정 상태인 종자화 상태로 회복하는 것을 말하는 것이다. 쉽게 생각하면 이렇게 양자에 전달된 에너지는 저에너지 상태로 돌아가기 위해 저절로 방출될 것 같지만, 자기공명영상에 이용되는 정도의 RF 펄스 에너지와 이에 의한 양자의 자전 속도에서는 그렇지 않다.

이에 대한 이해는 T1 이완이 상대적으로 빠른 조직과 느린 조직이 어떤 이유로 그런 차이를 보이는가를 이해하는데 있어 중요하므로, 복잡하게 느껴질 수 있음에도 불구하고 잠시 그 내용을 설명하고 넘어가야 하겠다.

자기공명연구가 본격적으로 시작되기도 전에, 상대성이론의 아버지인 아인슈타인은 그의 광자역학이론에서, 어떤 원자구조에 전달된 에너지가 방출되는 방법에는 **자동방출(spontaneous)**과 **유발방출(induced)**의 두 가지 양상이 있는데, 자동방출이 될 것인지 유발방출이 될 것인지는 원자가 회전하는 속도와 밀접하게 관련되어 있음을 밝혀 내었다. 받은 에너지를 주변 환경과의 교류 없이도 저절로 방출하는 것을 말하는 자동방출은 우리가 가시영역, 즉, 형광 (fluorescence), 인광 (phosphorescence)을 내는 시스템들에서 볼 수 있는데, 10^{12} Hz 정도의 속도로 도는 원자 또는 양자 시스템에서 나타나게 된다. 그러나, 흔히 자기공명 에너지에 쓰이는 RF 펄스의 에너지 정도에 의해 양자 시스템이 얻게 되는 10^6 Hz 이하의 작은 회전속도는 에너지의 자동방출을 유도할 수 없으며, 흥분된 양자가 자기장 또는 전기장의 파동을 일으키면서 회전하는(fluctuating) 다른 양자, 전자, 분자 등과 직접 만나야만 에너지를 방출할 수 있게 된다. 이를 자동방출과 상대되는 개념으로 유발방출이라 한다.

자기공명에서의 T1 이완은 따라서 유발방출에 의해서만 일어날 수 있으며, 위의 설명에 서처럼 RF 펄스를 받아 흥분된 상태의 양자가 주변의 회전하면서 자장의 파동을 보이는 양성자, 전자, 분자 등과 **직접 만나야만 에너지를 방출하고 종자화를 회복할 수 있다.**

직관적으로 생각하여 보면, 서로 만난 두 개의 시스템 (양자와 양자, 양자와 전자, 양자와 분자)의 회전하는 속도가 비슷해야 에너지 교환이 더 효율적이고 T1 이완도 더 빨리 일어나게 되리라는 것은 쉽게 상상할 수 있다. 흥분된 양자와 접촉하여 에너지를 전달 받을 양자, 전자, 분자 등 (즉, lattice들)은 자기공명영상장치의 주자장의 크기에 의하여 결정되는 라모르 주파수 (Larmor frequency)로 회전하게 된다. 따라서, **흥분된 양자의 자전 회수가 라모르 주파수에 가까울수록 T1 이완이 빨리 일어나게 된다.**

그런데, 일반적으로 생체 내의 조직에서 RF 펄스에 노출된 양자는 라모르 주파수보다 빨리 돌게 되기 때문에, 적어도 생체에서는 RF 펄스를 받은 양자의 자전이 빠를수록 라모르 주파수와 차이가 커져 T1 이완이 늦어진다. 반대로 양자의 자전이 늦을수록 주파수 차이가 적어져, 에너지 교환이 효율적이 되고 따라서 T1 이완이 빨라지게 된다.

생체 내에서 자기공명영상 시에 신호강도의 대부분은 물에서 나오는 신호에 의하여 결정되는데, 생체내의 물은 크게 움직임에 제한을 받지 않는 자유수(free water)와 주변에 고분자의 존재에 의하여 움직임에 제한을 받는 결합수(bound/structured water)로 나뉜다.

위의 이론을 적용하면 결합수가 자유수에 비하여 T1 이완이 빠를 것이라는 것은 쉽게 이해할 수 있을 것이다 (Fig 1). 참고적으로, 그림 1의 T1과 양자의 자전주파수의 관계 그래프에서 보면, 양자의 자전속도가 라모르 주파수보다 낮은 영역에서는 오히려 주파수가 낮아질수록 T1 이완이 느려지게 되는데, 이는 라모르 주파수 보다 낮은 경우 자전 속도의 차이가 주파수가 낮아질수록 커지기 때문이다. 이해를 돕기 위하여 극단적인 예를 들어보면, 얼음의 경우는 내부의 양자가 결정체 상태의 분자에 결합되어 있으므로, 내부의 양자들이 라모르 주파수보다 매우 낮은 속도로 자전하므로 T1 이완시간이 자유수 (free water) 또는 그 이상으로 늦어질 수도 있다. 하지만 생체 내에서 이런 반응은 거의 없다고 생각하여도 좋다 (Fig 1).

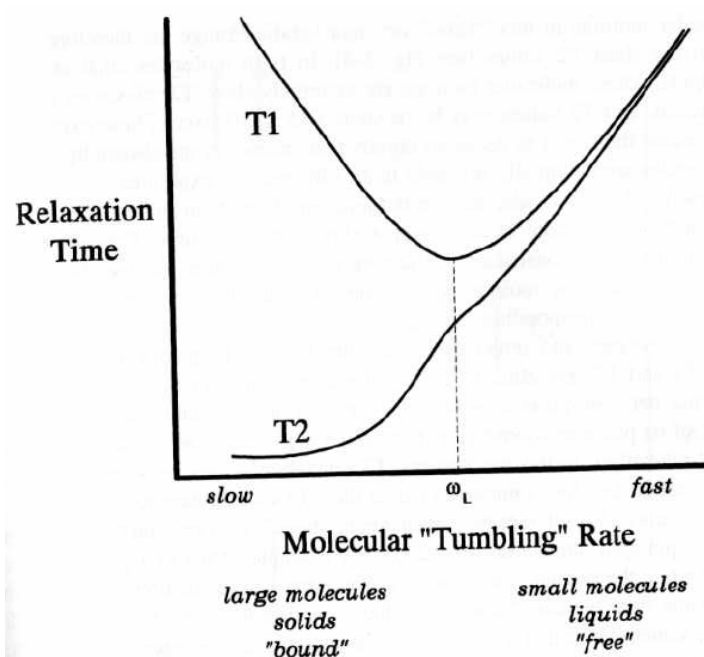


Fig 1. The relationship between T1 or T2 and the molecular tumbling rate (5)

과학적인 것과는 거리가 있고 또한 외람되지만, 이러한 이론들이 너무 복잡하다고 느끼는 초심자들에게 저자는 다음과 같이 쉽게 이해하는 방법을 권하기도 한다. 흥분된 고에너지 상태의 양자 (spin)들을 빵을 지니고 놀이터에서 뛰노는 아이들이라고 가정하고, 에너지가 방출될 주변 환경 (lattice)을 느릿느릿한 동네 불량배 할아버지라고 생각해보자. 이 경우, 동네 불량배 할아버지가 뛰노는 아이들로부터 빵을 쉽게 빼앗으려면(T1 이완이 빨리 쉽게 일어나려면), 빨리 뛰노는 아이들 (자유수)로부터 빵을 빼앗기가 쉽겠는가 천천히 걸어 다니는 아이들 (결합수)로부터 빵을 빼앗기가 쉽겠는가? 당연히 천천히 걸어 다니는 아이들로부터 빵을 빼앗기가 쉬울 것이다. 이렇게 직관적으로 이해하면, 자유수보다 결합수의 양자들이 쉽게 에너지를 주변으로 빼앗기며 이에 의하여 T1 이완시간이 빠른 이유를 도출하는데 도움이 될 것으로 생각되어 소개해 본다.

결론적으로, 양자의 자전속도, 생체 내에서의 T1 이완, T1 강조 영상에서 이 양자가 내는 신호강도와의 관계를 정리하여 보면, 주변에 자기장을 형성하거나 강한 분자결합을 이루어, 양자의 자전 속도가 늦어진 결합수 (bound/structured water)를 많이 포함하는 조직 또는 병변일수록 에너지의 방출이 빨라지고, 따라서 T1 이완시간이 짧아지며, 종자화의 회복이 빨라져, T1 이완시간의 차이를 강조하여 촬영하는 T1 강조영상에서 상대적으로 많이 회복된 종자화를 가지게 되고, 이에 의하여 높은 신호강도를 보이게 된다. 자유수 (free water)를 많이 포함하는 경우는 그 반대의 이유로 T1 강조영상에서 낮은 신호강도를 보이게 된다.

상자성 물질에 의한 T1 이완시간의 단축은 이와는 조금 다른 원리인데, 회전하는 주변 물질들의 자기장이 강해지면, 이 주변 자장의 파동의 진폭(fluctuation)은 더욱 심해질 것이고, 따라서 종자화 회복의 효율이 좋아져 T1 이완이 빨라지게 된다. 이것이 상자성 물질에 의해 T1 이완이 빨라지는 원리가 된다. 이에 대해서는 뒤의 상자성물질의 고찰에서 다시 한번 정리하여 설명하도록 하겠다 (5).

나. T1 강조영상의 종류

자기공명영상을 공부하는 초심자가 T1 강조영상에 대하여 가장 먼저 알게 되는 것이 T1 강조영상을 얻으려면 반복시간 (TR, repetition time)을 짧게 에코시간 (TE, echo time)도 가능한 한 짧게 하여야 한다는 것이다. 보통 1.5T의 자기공명영상 기기에서는 T1 강조영상을 구현하기 위하여 600ms 이하의 TR을 이용하여왔으나, 3T의 고자장 기기에서는 조직의 T1 이완이 느려지기 때문에 1.5T에서와 같은 신호와 대조도를 얻기 위해서는 반복시간을 늘려야 하고 따라서 영상획득 시간이 늘어나게 된다. 이러한 고자장, 특히 3T 자기공명영상 기기에서의 펄스열에 대한 고찰은 본 고찰의 목적과 관계가 먼 내용이므로 생략하기로 한다. T1 강조영상을 구현할 수 있는 펄스열 (pulse sequence)들은 여러 가지가 있으나, 대략 다음의 3가지 정도로 요약될 수 있다.

첫째로 고식적 스핀에코 (conventional spin echo)이다.

이 펄스열은 모든 펄스열 중에 가장 인공물이 적고, 신호 대 잡음비가 가장 좋아 영상의 질이 가장 좋은 펄스열로 많이 이용되어 왔다. 그러나, 180도 재집중펄스(refocusing pulse)와 여러 경사자장들이 이용되므로 상대적으로 에코시간이 길어질 수 밖에 없고, 따라서 T1 강조영상 안에 T2 대조 효과가 일부 섞여 있을 수 밖에 없어 T1 강조영상의 목표인 T1 대조도가 감쇄하여 중등도의 T1 대조도 밖에는 구현할 수 없다는 단점이 있다. 그리고, 모든 고식적 스핀에코의 공통적인 단점이기도 하지만, 180도 재집중펄스를 쓰지 않은 경사에코 (gradient echo)와 비교하여 에코시간이 길어 반복시간이 고정되어 있는 경우 같은 개수의 단면을 얻기 위해서는 시간이 현저히 오래 걸린다는 단점도 또한 가지고 있어 근래에는 경사에코를 이용한 T1 강조영상을 얻는 경우가 많다. 다만, 움직이지 않는 부위를 촬영하여 시간의 구애가 비교적 적으면서, 어느 정도 T2 대조도가 섞여도 상관이 없거나 심지어 일부 필요하기까지 한 (예를 들자면, 건, 인대, 연골 등의 영상) 근골격계의 자기공명영상에서는 이 고식적 자기공명 영상이 여전히 널리 이용되고 있다.

둘째로 경사에코 (gradient echo)이다.

경사에코 중 RF 펄스를 양자에 주기 전에, 이전 RF 펄스 때 형성되었다가 남아있는 횡자화를 없애는 경사자장(spoiling gradient)을 이용하여, RF 펄스에 의하여 발생된 양자들 사이의 신호강도 차가 온전히 회복된 종자장의 차이를 반영하도록 하는 것을 훼손경사에코 (spoiled gradient echo) 펄스열이라 부른다. 경사에코를 이용한 T1 강조영상은 180도 재집중펄스를 이용하지 않아 에코시간을 짧게 할 수 있어 스피에코와 비교하여 상대적으로 짧은 시간에 영상을 얻을 수 있고, 훼손자장을 이용하게 되어 T2 대조효과가 거의 섞이지 않는다는 진정한 T1 강조영상이 된다. 그러나 경사에코 펄스열의 일반적인 특징을 따라, 주변의 불균일한 자장의 영향에 의한 인공물이 스피에코보다 많고 신호 대 잡음비가 작다는 단점을 가지고 있다.

셋째로 반전회복 (inversion recovery)이 T1 강조영상에 이용되는 경우이다.

반전회복 펄스열은 본격적으로 영상을 얻는 작업을 시작하기 전에 준비펄스를 이용하는 것으로 스피에코와 경사에코에서 모두 이용된다. 신호를 얻기 위한 RF 펄스를 주기 전에 180도 반전 펄스를 먼저 양자에 준 후에 이 180도 RF 펄스를 멈추게 되면, 이 양자는 원래의 종자화를 T1 이완곡선을 따라서 회복하게 되고, 이 과정 중 어느 시점에서는 T1이 긴 조직들은 종자화가 전혀 없고 T1이 짧은 조직들은 종자화를 가지게 된다. 이 시점에서 RF 펄스를 주고 여기서 나오는 신호를 얻으면 T1이 짧은 조직에서 나오는 신호는 완전히 무효화 되므로, 강한 T1 강조영상을 얻을 수 있다. 그러나 180도 준비 반전 펄스를 주는 시간이 추가되므로 다른 펄스열에 비하여 시간이 오래 걸린다. 또한, 이 펄스열의 태생적인 특징이 일정 T1을 가지는 조직들에서 나오는 신호를 무효화하는 것이므로 전체적으로 신호 대 잡음비가 낮아져 영상의 질이 떨어진다는 단점이 있다. 따라서 이러한 180도 반전펄스는 T1 강조영상의 목적으로는 쓰이기 보다는, 액체의 유무에 민감(fluid sensitive)하기 때문에 지방억제 T2 강조영상과 비슷하게 보이는 단시간 반전회복 (short tau inversion recovery, STIR) 영상에 더 많이 이용된다 (6, 7).

다. T1 강조 영상에서 고신호강도를 보이는 경우들

ㄱ. 지방

지방 조직의 지방산에 있는 양자는 물의 양자와 비교하여 활동이 심하게 제한되어 있다. 따라서 지방 조직의 T1 이완 효율은 물과 비교하여 현저히 높고, 실제적으로 지방조직은 모든 생체 조직 중에서 T1 이완시간이 가장 짧다 (7). 따라서 지방 조직이나 지방이 함유된 병변 들은 T1 강조영상을 촬영할 경우 고신호 강도로 보이게 된다.

ㄴ. 고분자 물질

고분자 물질에도 양자가 있을 수 있으나 이런 고분자 물질 자체의 양자들은 T2 이완, 즉 횡자화의 붕괴가 너무 빨라서 현재의 일반적으로 상용화된 자기공명영상 기술로는 이들의 신호를 얻을 수가 없다. 그러나 이런 고분자 물질 들은 자기공명영상의 신호의 주된 자

원인 주변의 물에 영향을 미쳐 신호강도에 영향을 준다. 고분자 물질 주변에서는 자유수보다 결합수가 많게 되고 따라서 T1 이완시간이 짧아지고, 이 부위의 T1 강조영상에서의 신호강도는 높아지게 된다. 인체에 존재하는 고분자 물질 중 대표적인 것이 단백질이다. 단백질의 농도가 증가하면 T1 이완과 T2 이완이 모두 증가된다. 소량의 단백질에서는 T1 이완의 영향이 크지만, 단백질의 양이 많아지면서 물의 양이 적어지면, 오히려 T1이완의 영향보다 T2 이완의 영향이 커지게 된다는 점을 주의해야 한다.

Som 등이 당단백질(glycoprotein)의 일종인 뮤신을 다량 함유하고 있는 부비강 분비물(sinonasal secretion)과 점액류(mucocele)를 소재로, 단백질과 자기공명영상의 신호강도와 상관을 연구한 논문에서 단백질의 농도와 T1 및 T2 강조영상에서의 신호강도의 관계를 잘 정리하고 있어 이를 인용하여 설명하고자 한다. 단백질의 농도가 증가할수록, T1 이완과 T2 이완의 효율이 모두 높아지지만, 자유수 내의 단백질의 농도가 5 ~ 25%까지는 T1 이완에 대한 영향이 더 크다. 농도가 25%를 넘어가면서부터는 자유수의 비율이 낮아지고 단백질 분자가 서로 연결되어 T2 이완에 대한 영향이 급격히 증가하지만, 이런 분자간의 연결이 T1 이완의 효율을 급격히 늘리지는 않으므로 25% 이상의 농도에서는 T2 이완의 효과가 더 극명하게 나타나게 된다. 따라서 단백질 농도가 25% 정도까지는 단백질을 함유하고 있는 구조가 T1 강조영상에서 근육보다 높은 신호강도를 보이지만, 25% 이상의 농도에서는 근육과 같거나 낮은 신호강도를 보이게 된다. 이해를 돕기 위하여, 이 논문에서 제시된 단백질 농도에 따른 자기공명영상의 신호강도 변화를 다음에 제시한다 (Fig 2) (8).

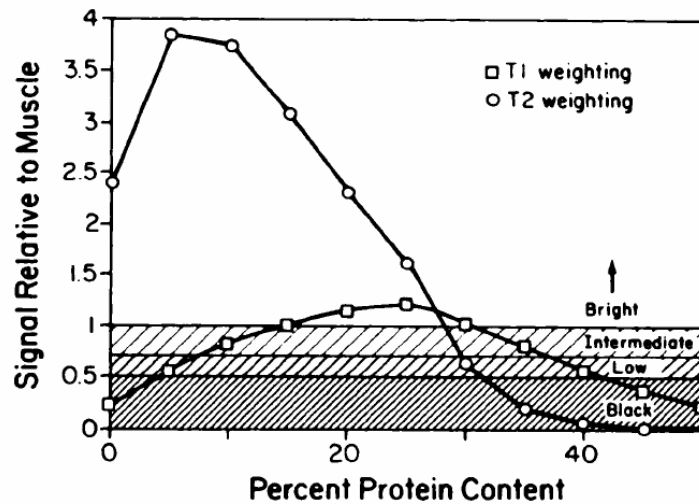


Figure 2. Graph of signal amplitude (with reference to skeletal muscle) as a function of percentage protein content for T1- and T2-weighted sequence (8)

드. 칼슘

칼슘, 실리카(silica)등의 결정체들은 자장 안에 들어가도 자장의 변화를 강하게 만들지 않는 반자성 (diamagnetic) 물질로 다음에 설명할 상자성 물질과는 다른 형태로 T1 이완을 빠르게 하는 것으로 알려져 있다. 이들 결정체 주변의 양자들은 고분자 주변에서와 마찬가지로

지로 움직임에 제한을 받게 되고, 이에 따라 결합수에서와 마찬가지로 T1 이완이 빨라지게 된다 (9). 이러한 T1 이완 효율은 결정체와 접하고 있는 양자의 수가 늘어남에 따라 더 높은 정도로 증가되고, 따라서 결정체 표면의 면적이 크면 클수록, 또 일정 농도범위 내에서는 칼슘의 농도가 커질수록 더 증가하게 된다.

위의 단백질의 신호강도에 대한 고찰에서도 잠시 언급하였으나, 여기서 한가지 짚고 넘어가야 할 것은 어떤 물질이 어떤 특정 펄스열에서 어떤 신호강도를 보이는가는 T1 이완이나 T2 이완 어느 한쪽에 의해서만 결정되는 것이 아니라 이 두 가지 중 어느 쪽이 더 우세하나, 그리고 그 물질 안에 신호를 낼 수 있는 양자가 얼마나 들어 있느냐에 따라 결정된다는 것이다. 대개 T1 이완 효율이 높은 물질은 T2 이완 효율 또한 높으므로 이 둘 사이의 균형에 의한 신호강도의 이해가 매우 중요하다. 체내에 칼슘이 침착될 경우, 주변의 양자의 움직임(moiety)을 제한할 수 있고, 따라서 T1 이완과 T2 이완을 모두 일으킬 수 있으며, 이 균형이 조직의 신호강도를 결정한다. 칼슘의 용량이 지나치게 많아지면 신호강도를 낼 수 있는 양자가 상대적으로 거의 없어지기 때문에 어떤 펄스열을 쓰든 신호강도가 거의 없어 저신호강도를 보이게 되는 것 또한 염두에 두어야 한다.

Henkelman 등이 1991년 Radiology에 뇌에서 CT상으로 보이는 칼슘침착이 T1 강조영상에서 고신호강도를 보이는 경우를 체외영상(in vitro imaging)을 통하여 분석, 보고한 바에 의하면, 칼슘결정 중에서도 비교적 입자가 얇고 가는 calcium hydroxyapatite가 (체내의 퇴화, 피사조직에 침착되는 칼슘의 상당수는 이 결정의 형태를 취한다.) 상대적으로 표면적이 넓어 T1 강조영상에서 고신호강도를 보이는 것으로 보고하고 있다. 저자들에 따르면 30~40% 이하에서의 칼슘농도에서는 칼슘의 농도가 증가함에 따라 T1이완의 정도가 점점 커지게 되며 이는 칼슘 결정의 표면적이 커지는 효과에 의한 것으로 보인다. 따라서 체내에 침착된 칼슘이 이 정도 농도범위에 있으면 T1 강조영상에서 높은 신호강도를 보일 것으로 기대할 수 있다. 하지만 30~40% 이상의 농도에서는 신호를 낼 수 있는 양자의 농도가 현저히 낮아지고, T1 이완 보다 T2 이완의 효과가 더 커지므로 신호강도의 증가를 기대할 수 없고, 따라서 T1 강조영상에서 신호강도는 낮게 보이게 된다고 보고하고 있다 (9).

르. 상자성 물질

상자성 물질 (paramagnetic material)은 비쌍전자(unpaired electron)를 가지는 원자로 이루어진 물질을 말하는데, 인체영상에서 볼 수 있는 대표적인 상자성 물질들로는,

- 1) 조영제 (가돌리늄, 망간, 철 화합물들)
- 2) 혈중에서 발생하는 데옥시헤모글로빈, 메트헤모글로빈
- 3) 유리기 (유해산소, free radical)

등의 3가지 물질들로 크게 나눌 수 있다. T1 이완에 대한 서론에서 일부 설명한대로, 이들은, 지방이나 단백질 분자에서처럼 양자들을 강하게 붙잡아 움직임을 느리게 하여 T1 이완의 효율을 높이는 것이 아니고, 상자성 물질들이 자장 내에서 자장을 띠기 때문에 부분적으로 주변의 자장을 커지게 만들고, 에너지를 전달 받는 양자자체의 자전속도 변화 없이 자장

파동의 크기가 커짐으로 하여 T1 이완의 효율이 높아지는 것이다.

이러한 가돌리늄, 망간 등을 이용한 조영제가 병변에 분포하는 경우, 혈종이 메트헤모글로빈의 성분을 함유하는 시기, 흑색종, 농양, 기타 감염 등에서 생기는 유리기 등이 T1 강조영상에서의 고신호 강도를 만들어내게 된다 (6).

ㄹ. 혈종

혈종은 상자성 물질에서 일부 다루어진 내용이긴 하지만, 워낙 중요하고 정리가 필요한 내용들이어서, 다른 상자성 물질과는 별개로 좀더 자세히 다루기로 한다.

혈종 내의 헤모글로빈은 시간이 지남에 따라 내부 철의 산화 정도 및 적혈구 내 또는 외의 위치 등에 따라 다양한 신호강도를 보이게 된다. 여기서 한가지 염두에 둘 것은, 데옥시헤모글로빈과 메트헤모글로빈은 모두 상자성 물질이나, 데옥시헤모글로빈은 T1이완에 대한 영향이 거의 없어 T1 강조영상에서 고신호강도로 나타나지 않는다는 것이다. 이들에 대한 내용은 자세한 언급보다는, 다음 쪽의 표로 간단히 정리하는 것으로 대신하기로 한다 (table 1) (10). 또 한가지 언급해두고 싶은 것은 제시한 표의 내용은 두개강 내 출혈의 양상을 중심으로 정리된 것인데, 저자의 경험에 의하면 두개강 외에 생긴 출혈의 경우 시기별 특징이 반드시 이 표에 정리된 대로 나타나지는 않는다는 것이다.

라. 요약

어떤 조직이나 성분이 T1 강조영상에서 고신호강도를 보이는 것은 T1 이완이 빨리 일어나기 때문이며, 이에 영향을 미치는 요소는 조직 내의 양자의 회전 속도, 양자 주변의 국소자장의 크기, 양자의 절대 개수로 정리되는 3가지이다. 양자의 회전속도가 느릴수록, 양자 주변의 국소자장의 크기가 클수록, 양자의 절대 개수가 많을수록 T1 강조영상에서 고신호강도를 보이게 된다. 이러한 특징을 가지는 조건 또는 병변으로는,

- 1) 지방
- 2) 단백질 등의 고분자
- 3) 칼슘 등의 결정체
- 4) 상자성물질(조영제, 출혈 내의 메트헤모글로빈, 자유산소(흑색종의 멜라닌, 농양, 진균감염 등))

이 있으며, 이에 대해 숙지하는 것이 자기공명영상에서 병변의 신호강도를 해석하는데 반드시 필요할 것으로 생각된다.

Biochemical form	Oxidation state	Distribution	Time of appearance	Magnetic Property	Relaxivity		
					(intracranial)	T1 relaxivity	Sf ^a on T1WI
Oxyhemoglobin	Fe II, oxygenation	Intra-RBC	immediate ~ first several hrs	diamagnetic	-	iso/low	Sf ^a on T2WI high
Deoxyhemoglobin	Fe II, dextrogenation	Intra-RBC	hrs ~ several days	paramagnetic	-	iso/low	Low
Methemoglobin	Fe III, Oxidation	Intra-RBC	first several days	paramagnetic	+	High	Low
Methemoglobin	Fe III, Oxidation	Extra-RBC	several days ~ months	paramagnetic	+	High	High
Ferritin, hemosiderin	FE III, Iron storage	Macrophage, Glial cell	Several days ~ indefinitely	paramagnetic	-	iso/low	Low

Table 1. Relation among biochemical form of hemoglobin, magnetic property, and signal on T1- & T2-weighted image
Sf^a: signal intensity (10)

참고문헌

1. Kucharczyk J, Kucharczyk W, Berry I, et al. Histochemical characterization and functional significance of the hyperintense signal on MR images of the posterior pituitary. *AJR Am J Roentgenol* 1989; 152:153-157.
2. Woodruff WW, Jr., Djang WT, McLendon RE, Heinz ER, Voorhees DR. Intracerebral malignant melanoma: high-field-strength MR imaging. *Radiology* 1987; 165:209-213.
3. Fullerton GD, Cameron IL, Ord VA. Frequency dependence of magnetic resonance spin-lattice relaxation of protons in biological materials. *Radiology* 1984; 151:135-138.
4. Cameron IL, Ord VA, Fullerton GD. Characterization of proton NMR relaxation times in normal and pathological tissues by correlation with other tissue parameters. *Magn Reson Imaging* 1984; 2:97-106.
5. Elster AD, Burdette JH. Questions and Answers in Magnetic Resonance Imaging. 2nd ed. St. Louise: Mosby, 2000: 32-33.
6. Mitchell DG. MRI principles. 2nd ed. Philadelphia: Saunders, 2004: 237-247.
7. Mitchell DG 저, 김명진 역. 자기공명영상의 원리. 1판, 서울: 고려의학, 2000: 20-29.
8. Som PM, Dillon WP, Fullerton GD, Zimmerman RA, Rajagopalan B, Marom Z. Chronically obstructed sinonasal secretions: observations on T1 and T2 shortening. *Radiology* 1989; 172:515-520.
9. Henkelman RM, Watts JF, Kucharczyk W. High signal intensity in MR images of calcified brain tissue. *Radiology* 1991; 179:199-206.
10. Atlas SW. Intracranial hemorrhage. In Thulborn KR, Atlas SW. *Magnetic Resonance Imaging of the Brain and Spine*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1996: 265-296.