

악관절에 대한 자기 공명 영상의 연구

조선대학교 치과대학 치과방사선학교실

김형식 · 김재덕

목 차

- I. 서 론
- II. 연구자료 및 방법
- III. 연구 성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고 문헌
- 영문 초록
- 사진 부도

I. 서 론

인간의 악관절은 좌우 두개의 관절이 하나의 기능적 단위를 이루는 양측성 관절로서 최근 치의학 분야에서 연구의 초점이 되고 있으며, 특히 악관절 기능장애는 발생빈도가 28%에 달해(Sicher, 1980년)³²⁾ 그 치료를 위한 원인 규명에 많은 학자들이 관심을 집중시키고 있다. 악관절 기능장애의 원인을 밝히고자 교합의 이상(Ramfjord 등, 1954년)²⁹⁾, 근 활성도의 변화¹⁵⁾, 관절원판의 구조자체(Hjortsjo, 1953년)¹²⁾, 그리고 심리적 긴장⁸⁾ 등 여러 측면에서 연구되어 왔다.

그 후, Solberg 1986년 등³³⁾ 많은 학자들에 의해 관심을 집중시킨 악관절 내장증(Internal derangement)이 대두 되었으며, 이는 아직까지 악관절 내의 연조직은 전혀 고려하지 않고 악관절 주위 연관 조직들에만 접근한 연구방식

에 비하면 아주 혁신적인 연구 방법이었다.

한편, 많은 임상가들은 이러한 장애의 진단에 정확성을 기할 수 있는 방법에 깊은 관심을 갖게 되었다. 구개 사측방 촬영과 단층 촬영 사진은 악관절을 진단하는데 처음 사용되었으나 이들은 연조직을 보여주지 못하는 단점을 갖고 있으며²⁵⁾, 악관절의 내부를 보여주는 악관절 조영술은 관절원판의 기능 즉 악관절 내장증을 간접적으로 평가하는데는 유용하지만 섬세한 골조직을 평가하기에는 부적절하다. 또한 관혈적이며 방사선 형광 투시경과 숙련된 기술이 필요하다. 그리고 조영제의 주입시 환자에게 고통을 야기시키게 된다.^{16,35,37)} 또한 전산화 단층 촬영은 악관절의 해부학적 구조와 연조직 그리고 기능에 해가 없이 평가하는데는 유용하지만 환자에 대한 방사선 노출량이 많고 연조직을 보여주는 데는 한계가 있으며^{11,37,23,24)}, 핵의학 영상에서는 관절원판의 기능 이상으로 인해 생긴 악관절의 골격 질환을 판독하는데 유용하다¹⁸⁾.

자기 공명 영상은 방사선에 노출됨이 없이 비 관혈적으로 악관절의 구조를 보여주며 연조직 상도 뚜렷이 보여줌으로써 악관절을 진단하는데 많은 도움을 주고있다. 그리고 매개 변수가 전산화 단층 촬영의 X-선 흡수계수와 같이 하나가 아니고 T1-이완시간, T2-이완 시간, 스핀 밀도 등 세가지가 있다. 또한 조직의 구조 및 생물학적 활성도에 따라 영상이 달리 나타나므로 조직간의 차이를 쉽게 나타낼 수 있다.

이에 저자는 현재 활발하게 연구되고 있는 자기 공명 영상을 얻음에 있어, 선학들^{5,6,9,10,14,19,20,34}의 고주파 펄스 반복 방식(Pulse sequence)과는 다른 GRASS (Gradient Recalled Acquisition in the Steady State), MPGR (Multi-Planar Gradient Recalled) 및 CSMEMP (Contiguous Slice Multiple Echo, Multi-Planar) 방식을 이용하고, 영상은 시상사면(Parasagittal Plane) 및 관상사면(Paracoronal Plane)으로 얻어 선학들의 고주파 펄스 반복 방식 및 단면상과 비교 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 연구자료 및 방법

연구대상은 악관절에 대한 어떠한 증상이나 징후가 없는 5명의 남자를 대상으로 하였으며, 평균 연령은 27세(26-28세)였다.

사용된 주사장치는 1.5 Tesla의 자장역을 갖는 GE 사의 Signa System 제품을 사용하였다(Fig.1).

그리고 신호대 잡음비(S/N ratio)의 증진을 위하여 3인치 표면 코일(Surface coil)을 이용하였으며(Fig. 2), 표면코일은 환자를 양와위로 테이블에 눕힌 다음 환자의 두개를 틀(Frame)에 위치 시킨 후 환자의 측두골 부위에 밀착 시켰다.

먼저 scout view를 얻기 위하여 N 점(Nasion)을 기준으로 하방 42.5mm, 상방 40mm

의 범주에서 축상면으로 5mm 주사두께로 연속적으로 주사하여 12개의 축상면 주사상(Axial scan image)을 폐구시로부터 얻어, 그 중에서 가장 적절한 하나의 상을 선택하여 scout view로 삼았다(Fig. 3).

개구시에는, 개구 상태를 25mm로 유지할 수 있도록 수지로 Bite block을 만들어 구강내 장착시킨 후 주사하였다.

영상은 네가지 다른 고주파 펄스 반복 방식과 시상면상을 이용하여 평가 하였다.

첫번째 방법은, matrix는 256×256, 2 NEX (Number of Excitement), 절편의 두께는 3mm, FOV(Field of View)는 16cm, 고주파 펄스 반복 방식은 Spin Echo, 단면상은 과두의 장축에 수직(46.5°)이 되도록 (Fig.4) 시상사면(Parasagittal Plane)을 이용하여 개 폐구시의 상을 얻었다.

이때 가장 적절한 반복시간(Repetition

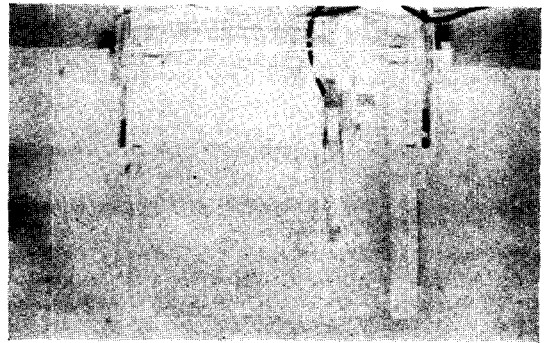


Fig. 2. The receiving surface coil for TMJ area

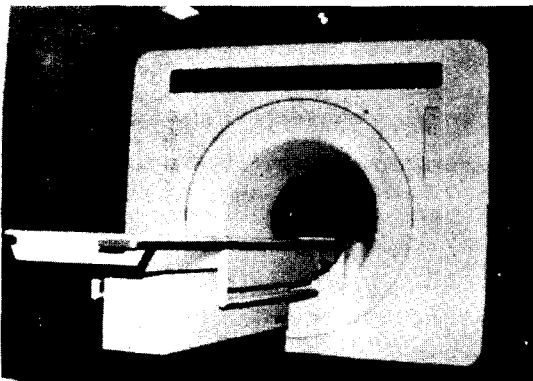


Fig. 1. The Signa[®] system of the MRI with 1.5 T



Fig. 3. The axial scout view

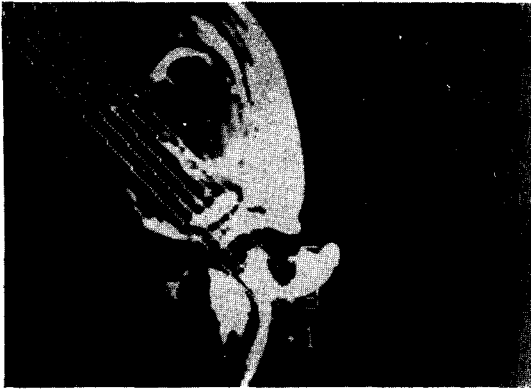


Fig. 4. The axial view with graphically prescribing clusters for MRI of parasagittal plane

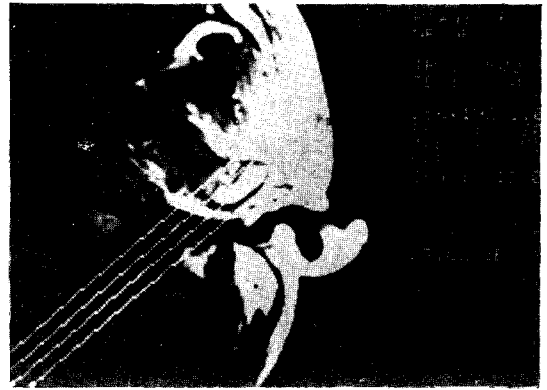


Fig 5. The axial view with graphically prescribing clusters for MRI of paracoronal plane

time, TR)과 에코시간(Echo time, TE)을 얻기 위하여, 반복시간은 300, 400, 500, 600 msec을 적용하고 에코시간은 10, 15, 20, 25 msec을 적용하여 32개의 영상을 얻은 후 가장 적절한 시간을 선택하여 각 연구대상마다 주사하였다.

두번째 방법은, matrix는 256×256 , 4 NEX, 절편의 두께는 3mm, FOV는 20cm, Flip 각은 15° , 고주파 펄스 반복 방식은 GRASS, 단면상은 과두의 장축에 평행(37.5°)이 되도록 (Fig.5) 관상사면을 이용하여 개 폐구시의 상을 얻었다. 이때에도 역시 가장 적절한 반복시간과 에코시간을 얻기 위하여, 반복시간은 20, 30, 40, 50 msec을 적용하고 에코시간은 10, 12, 14, 16 msec을 적용하여 32개의 영상을 얻은 후 가장 적절한 시간을 선택하여 각 연구대상마다 주사하였다.

네번째 방법은, matrix는 256×192 , 2 NEX, 절편의 두께는 3mm, FOV는 16cm, 고주파 펄스 반복 방식은 CSMEMP, 단면상은 과두의 장축에 수직(46.5°)이 되도록 (Fig.4)

시상사면을 이용하여 개 폐구시의 상을 얻었다. 이때에도 역시 가장 적절한 반복시간과 에코시간을 얻기 위하여, 반복시간은 500, 600, 700, 800 msec을 적용하고 에코시간은 20, 25, 30, 35 msec을 적용하여 32개의 영상을 얻은 후 가장 적절한 시간을 선택하여 각 연구대상마다 주사하였다.

III. 연구성적

1. 가장 적절한 반복시간(TR) 및 에코시간(TE)결정

Spin Echo 방식에서 최적의 반복시간과 에코시간은 500 msec, 20 msec 이었으며, MPGR 방식에서는 400 msec, 18 msec 이었고, GRASS 방식에서는 40 msec, 12 msec, 그리고 CSMEMP 방식에서는 700 msec, 30 msec 이었다.

Table 1. The optimal TR and TE

| | Spin - Echo | MPGR | GRASS | CSMEMP |
|----|-------------|----------|---------|----------|
| TR | 500 msec | 400 msec | 40 msec | 700 msec |
| TE | 20 msec | 18 msec | 12 msec | 30 msec |

2. 고주파 펄스 반복 방식에 따른 정상적인 악관절의 신호강도

가. Spin Echo pluse sequence

정상적인 악관절의 관절원판은 에너지 신호를 내지 못하여 검게 나타났고, 관절원판 후조직은 높은 강도의 에너지 신호를 내어 하얗게 나타났다. 그러므로 관절원판 후방대와 관절원판 후조직과의 경계를 명확히 구별할 수 있었다.

외측 익돌근은 중등도의 에너지 신호 강도를 내어 회색으로 나타났고, 외측 익돌 후지방은 관절원판의 전방대 전방부에서 높은 강도의 에너지 신호를 내어 하얗게 나타났다.

하악와, 하악 과두, 그리고 관절 용기를 둘러싸고 있는 치밀골은 에너지 신호를 내지 못하여 검게 나타났고, 하악 과두와 관절 용기의 중심 부위인 해면골은 높은 강도의 에너지 신호를 내어 하얗게 나타났다.

나. MPGR pulse sequence

관절원판은 신호 강도를 내지 못하여 검게 나타났고, 하악 과두, 하악와, 그리고 관절 용기를 둘러싸고 있는 치밀골도 역시 검게 나타났다.

하악 과두의 중심부위인 해면골은 검회색(gray to dark)으로 나타났으며, 관절 용기의 중심부위인 해면골은 강한 신호 강도를 내어 하얗게 나타났다.

그리고 외측 익돌근은 중등도의 신호 강도를 내어 회백색(white to gray)으로 나타났고, 관절원판의 전방대인 외측 익돌근의 전방부는 신호 강도를 내지 못하여 검게 나타났으며, 관절원판 후조직은 중등도의 신호 강도를 내어 회색으로 나타났다.

외측 익돌근의 상복(superior belly)과 하복(inferior belly)과의 사이는 잘 경계된 가는 검은 선으로 나타났다.

다. GRASS pulse sequence

관절원판은 중등도의 신호 강도를 내어 회색

으로 보였고, 하악 과두, 하악와, 그리고 관절 용기를 둘러싸고 있는 치밀골은 검게 나타났다.

하악 과두의 중심부위인 해면골은 검게 나타났고, 관절 용기의 중심부위인 해면골은 회색으로 보였다. 그리고, 외측 익돌근은 검회색으로 보였다.

라. CSMEMP pulse sequence

악관절에 있어서 CEMEMP 방식은 Spin Echo 방식과 동일한 에너지의 신호 강도를 보였으나, CSMEMP 방식에 의해 얻어진 상은 Spin Echo 방식에 의해 얻어진 상보다 훨씬 상의 선명도가 떨어졌다.

IV. 총괄 및 고안

자장 내에 어떤 원자핵이 위치하여 특별한 진폭을 가진 고주파에 의해 자극이 되어지면 에너지를 흡수하였다가 고주파를 차단시 흡수했던 에너지를 파장 형태로 방출하게되는데 이러한 현상이 자기핵 공명 현상이다.

1946년 중반에 Bloch²⁾와 Purcell²⁸⁾이 자기핵 공명 현상이 분자단위의 물리적, 화학적 특성을 평가하는데 매우 효과적인 방법이라고 연구 발표하여 1952년 노벨 물리학상을 받았다.

1973년 Paul Lauterbur²²⁾가 변형된 자기핵 공명 분광계로 2개의 물이 가득찬 모세관을 이용하여 자기핵 공명 영상을 얻었는데 이것이 최초의 자기핵 공명 영상이다.

그는 또한 1975년 처음으로 동물을 이용한 자기핵 공명 영상을 얻었고, 1978년에는 자기핵 공명 영상을 이용하여 최초로 인체의 두부에서 영상을 얻는데 성공했다.

그 후, 자기 공명 영상의 해상력이 적절한 영상 매개변수, 초 전도형 자석을 이용한 고자장의 사용, 신세대 잡음비의 개선, 진보된 컴퓨터 프로그램의 개발등으로 인하여 계속적으로 개선되어 왔다^{4,30)}.

1940년대 초반에 자기 공명 분광계(Magnetic resonance spectroscopy)가 개발이 되어, 1973년 Moon 등²⁶⁾은 인 -31(³¹P) 자기 공

명 분광을 이용하여 세포내 산도(PH)를 결정하여 보고하였고, 또한 1974년 Hoult 등¹³⁾은 절제된 쥐의 근육에서 높은 해상력을 갖는 인-31(³¹P) 자기 공명 분광을 이용하여 다양한 인을 관찰하여 보고하였다. 이러한 분광계는 체내에 있는 조직의 화학적 특성을 측정할 수 있게하여 부가적인 진단 자료를 제공하여 주었다.

또한 1980년대 중반에 표면 코일이 도입되어 표면에 가까운 조직의 영상을 아주 선명하게 얻을 수 있게 되어 악관절 부위의 활발한 연구가 이루어지기 시작했다^{3,5,6,7,19)}.

1985년 David 등⁶⁾은 1.5 Tesla의 자장역과 6.5cm의 표면 코일을 사용하고 부분포화, 단스핀 에코-워프(single spin ehco-warp) 혹은 이차원 퓨리에 변환 기교(two dimensional fourier transform technique)의 고주파 펄스 반복 방식을 이용하여 반복시간 400 msec, 에코시간 18 msec으로 주사하여 악관절 부위의 해부학적 상을 관찰하여 보고 하였다.

1985년 Harms 등³⁴⁾은 1.5 Tesla의 자장역과 5인치 표면 코일을 사용하고 스핀 에코 고주파 펄스 반복 방식을 이용하여, T1-강조 영상에서는 반복시간 500 msec, 에코시간 30 msec을 적용하고, T2-강조 영상에서는 2000 msec, 120 msec으로 주사하여 정상적인 악관절의 T1-강조 영상과 T2-강조 영상을 얻었다.

T1-강조 영상에서는, 해면골은 높은 강도의 에너지 신호를 내어 하얗게 보였고 관절원판 후조적과 외측 익돌근 부착부의 연조직은 중정도의 신호 강도를 보여 회색으로 나타난다고 보고하였다³⁴⁾. 그리고 관절원판과 치밀골은 에너지 신호를 내지 못하여 검게 나타난다고 보고하여 본 연구의 Spin Echo 방식 (TR: 500 msec, TE: 20 msec) 및 CSMEMP 방식 (TR: 700 msec, TE: 30 msec)과 동일한 에너지의 신호 강도를 보였다.

T2-강조 영상에서는, 관절원판 후조적과 외측 익돌근 부착부의 연조직은 T1-강조 영상에서 내는 에너지 신호 강도보다 다소 떨어지며 골수 지방은 T1-강조 영상보다 훨씬

많이 떨어지고 관절원판과 치밀골은 역시 T1-강조 영상에서와 같이 에너지 신호를 내지 못하였다고 보고하여, 본 연구의 두번째 고주파 펄스 반복 방식인 MPGR 방식 (TR: 400 msec, TE: 18 msec)과 비교시 관절원판과 치밀골은 신호 강도를 내지 못하여 검게 나타나 일치함을 보였다. 그리고 관절원판 후조적과 외측 익돌근의 부착부는 T1-강조 영상보다 다소 에너지의 신호 강도가 떨어진다고 하였으나 관절원판 후조적은 강한 에너지 신호를 보여 하얗게 보였으며 관절원판의 전방부에 위치한 외측 익돌근의 부착부는 에너지의 신호 강도를 내지 못하여 검게 나타났다. 또한 관절원판과 치밀골은 역시 에너지 신호를 내지 못하여 검게 나타났고 하악 과두의 해면골은 어느 정도 에너지의 신호 강도를 내어 검회색으로 보였으며 관절융기는 강한 에너지 신호를 내어 하얗게 나타나 다소의 차이를 보였으며, 매우 짧은 시간에 T2-강조 영상을 얻을 수 있었다. 그러므로 악관절을 주사시, 특히 개구시 주사를 위하여 장시간 동안 환자가 개구를 하는 불편감을 최소화 한다는 관점에서 MPGR 방식은 아주 유용하리라 사료된다.

그리고 본 연구의 세번째 고주파 펄스 반복 방식인 GRASS (TR: 40 msec, TE: 12 msec)에서, 관절원판은 중등도의 에너지 신호를 내어 회백색으로 보여 선학들과 다소 차이가 나며 하악 과두와 관절융기를 둘러싸고 있는 치밀골은 에너지 신호를 내지 못하여 검게 나타났으며 하악 과두의 해면골은 검회색으로 보였으며 관절융기의 해면골은 회색으로 보였다.

1985년 Katzberg 등¹⁹⁾은 1.5 Tesla의 자장역과 6.5cm의 표면 코일을 사용하여 정상적인 악관절의 관절원판을 평가하였는데, 섬유 연골 성인 관절원판은 두꺼운 전, 후방대와 얇은 중심부를 갖는 양요랜즈 형태 (◇)로서 에너지 신호를 내지 못하여 검게 나타나고, 정상적으로 관절원판 후방대의 위치는 중심 교합위 상태에서 하악 과두에 대해 대략 12시 방향에 위치한다고 보고하였다. 그리고 관절원판 후조적은 수분과 지방의 함량이 많아서 높은 강도의 에

너지 신호를 내므로 하얗게 나타나 관절원판 후방대와 관절원판 후조직간의 경계를 명확히 구별할 수 있다고 하였다.

1986년 Katzberg 등²⁰⁾의 보고에 의하면 악관절 부위의 골조직 변화는 다케도 단층 촬영 또는 전산화 단층 촬영상과 비교시 자기 공명 영상이 덜 명확하다 하였다.

또한, 전산화 단층 촬영은 악관절 조영술의 개선과 자기 공명 영상의 개발로 인하여 최근에는 이용이 감소되고 있지만 악관절 부위의 골 구조를 묘사하는 데는 자기 공명 영상과 악관절 조영술과 비교시 매우 탁월하고 연조직 구조를 보여주는 데는 덜 명확하다 하였다^{21,36)}. 그리고 3차원 전산화 단층 촬영은 안면골 기형의 평가, 정형 및 성형 수술 과정을 수립하는데 매우 유용하다³¹⁾.

1986년 Manzion 등¹⁴⁾은 1.5 Tesla의 자장역과 6.5cm의 표면 코일을 사용하여 악관절을 평가하였는데, 관절원판의 전방부에 위치하여 외측 익돌근과 관절원판을 구별하여 주는 외측 익돌지방대는 높은 강도의 에너지 신호를 내어 하얗게 보이기 때문에 검게 보이는 관절원판과 외측 익돌근을 명확히 구별할 수 있다고 하였으나, 본 연구의 두번째 고주파 펄스 반복 방식인 MPGR 방식에서는 에너지 신호를 내지 못하여 검게 나타나 다소의 차이를 보였다.

MPGR 및 GRASS 방식에서 선학들과 다소의 차이를 보인것은, MPGR 및 GRASS 방식에서는 경사 (Gradient) 고주파 펄스 방식으로 주사하여 180° 고주파 펄스 방식에서보다 더욱더 양자가 재정돈 (Rephase)되기 때문이다. 또한 MPGR 방식을 이용시 스핀 밀도와 T2 - 강조 영상의 데이터가 얻어지며, GRASS 방식을 이용시에는 Flip 각과 에코 시간에 따라 달라진다. 즉 Flip 각이 크고 에코 시간이 최소시에는 T1을 극대화시킨 영상을 얻게 되며, Flip 각이 작고 에코 시간이 길 때는 T2를 극대화시킨 영상을 얻게 되며, Flip 각이 작고 에코 시간이 짧을 때 혹은 Flip 각이 길고 에코 시간이 짧을 때에는 스핀 밀도 강조영상을 얻게 된다.

그러므로 본 연구에서 Flip 각은 15°C, 에코 시간은 12 msec 으로 주사하여 스핀 밀도 강조 영상을 얻었기 때문에 선학들과 다소의 차이를 유발시켰으리라 사료된다.

영상 단면의 선택에 있어서, MPGR 과 GRASS 고주파 펄스 반복 방식을 사용한 본 연구의 영상 단면에서도 Hasso 등¹¹⁾의 보고와 같이 관상사면은 과두에 대한 관절원판의 내, 외측 부착부를 잘 보여 주었으며, 시상사면은 관절원판 후조직과 외측 익돌근에 대한 관절원판의 전, 후방 부착부를 잘 보여주었다. 한편 Hasso 등¹¹⁾은 관절원판의 형태와 위치를 평가하는 데는 시상면상이 아주 유용하다고 보고하였다.

1988년 이전에 사용된 표면 코일은 편측성으로 악관절을 주사하였지만, 1988년 Hardy 등⁹⁾에 의하여 "dual imaging coil"이 개발되어 어떠한 영상 단면이든지 양측의 악관절을 동시에 주사할 수 있게 되어 주사 시간의 단축과 다양한 개구 상태에서의 연속적인 상을 얻을 수 있게 되었다²⁷⁾. 그리하여 악관절의 연속적인 동적인 상을 얻을 수 있는 "cine mode"가 가능하게 되었다.

본 연구에 있어서, 선학들^{1,5,6,10,14,19,20,34)}의 보고와 다소의 차이는 있지만 MPGR방식을 이용한 시상사면의 영상은 매우 짧은 시간내 T2-강조 영상을 얻어 관절원판의 전, 후방 부착부를 용이하게 관찰할 수 있었다. 그리고 GRASS방식을 이용한 관상사면의 영상에서는 중정도의 에너지 신호 강도를 보여 회백색으로 나타난 관절원판의 전내, 후외측 부착부 및 관절원판을 아주 명확히 관찰할 수 있었으며, Spin Echo방식과 CSMEMF방식은 선학들^{1,5,6,10,14,19,20,30)}의 보고와 일치하였으나 CSMEMF 방식을 이용한 영상은 Spin Echo 방식보다 다소 해상력이 떨어졌다. 악관절 부위의 자기 공명영상은 방사선에 노출됨이 없이 비관혈적으로 시행할 수 있으며 연조직 상도 뚜렷히 관찰할 수 있어서^{6,10,19,20)} 그 이용도가 증가되고 있지만 적절한 영상 매개 변수, 자장에 대한 균질성, 신호대 잡음비의 증진, 진보된 컴퓨터 프로그램의 개발 등 지속적인 연구

가 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

저자는 현재 활발하게 연구되고 있는 자기 공명 영상을 얻는데, 선학들의 고주파 펄스 반복 방식과는 다른 MPGR(Multi-Planar Gradient Recalled), GRASS(Gradient Recalled Acquisition in the steady State) 및 CSMEMP(Contiguous Slice Multiple Echo, Multi-Planar)를 이용하여, 악관절에 대해 어떠한 증상이나 징후가 없는 5명의 남자를 대상으로 시상사면 및 관상사면 영상을 얻어 선학들의 고주파 펄스 반복 방식 및 단면상과 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 악관절의 자기 공명 영상을 얻기 위한 최적의 반복시간(TR)과 에코시간(TE)은 다음과 같다.
 - 가. Spin Echo 방식에서는 반복시간 500 msec, 에코시간 20msec이었다.
 - 나. MPGR 방식에서는 반복시간 400 msec, 에코시간 18msec이었다.
 - 다. GRASS 방식에서는 반복시간 40 msec, 에코시간 12msec이었다.
 - 라. CSMEMP 방식에서는 반복시간 700 msec, 에코시간 30msec이었다.
 2. MPGR 방식을 사용시 아주 짧은 시간내 T2-강조 영상을 얻을 수 있었다.
 3. GRASS 방식을 이용한 관상사면의 영상은, 중정도의 에너지 신호 강도를 보여 회백색으로 나타난 관절원판의 전내, 후외측 부착부 및 관절원판을 명확히 볼 수 있었다.
 4. Spin Echo 방식과 CSMEMP 방식은 동일한 에너지 신호 강도를 보였으나 CSMEMP 방식을 이용한 영상은 Spin Echo 방식보다 다소 해상력이 저하되었다.
1. Anton N. Hasso., Edwin L. Christiansen, and Morden E. Alder.: "The temporomandibular joint", Radiologic Clinics of North America, 1989; 27:301-314.
 2. Bloch, F.: "Nuclear induction", Phys. Rev, 1976; 70:460-474.
 3. Bottomley, P.A., Hart, H.R., and Edelstein, W A "NMR imaging/spectroscopy system to study both anatomy and metabolish", Lancet, 1983; 2:273.
 4. Burnett, K.R., Davis, C.L., and Kaminishi, R, Glenn, W.V.: "Optimizing format and display options in MRI of the TMJ", J Cranio Pract, 1988; 6:124.
 5. Chiles, D G., Wilk, R.M., and Harms, S.E.: "Magnetic resonance imaging in the diagnosis of temporomandibular disorders with a report of two cases", J. Cranio Pract, 1986; 4:306.
 6. David Roberts.: "Temporomandibular joint: magnetic resonance imaging", Radiology, 1985; 155:829-830.
 7. Edelstein, W.A., Bottomley, P.A., and Hart, H.R.: "Signal, noise and contrast in nuclear magnetic resonance imaging", J Comput Assist Tomogr, 1983; 7:391.
 8. Fearon, C.G., and Serwatka, W.J.: "Stress: A common denominator for nonorganic TMJ pain - dysfunction", J.P.D., 1983; 49:805-808.
 9. Hardy, C.J., Katzberg, R.W., and Frey, R.L.: "Switched surface coil system for bilateral MR imaging", Radiology, 1988; 167:835.
 10. Harms, S.E.: "The temporomandibular joint: magnetic resonance imaging using surface coils", Radiology, 1985; 157:133-136.

11. Helms, C.A., Morris, R.B , and Kircos, L.S.: "Computed tomography of the meniscus of the temporomandibular joint. Preliminary observation", radiology, 1982; 145:719-722.
12. Hjortsjo: "The significance of the articular disc and the accentuated grinding joint", Odont. Revy., 1953; 4:203-209.
13. Hoult, D.I., Busby, J.S., and Gadian, D.G.: "Observations of tissue metabolites using phosphorus - 31 nuclear magnetic resonance", Nature, 1974; 252:282.
14. James, V. Manzion, Richard, W. Katzberg.: "Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint", Radiology, 1986; 113:398.
15. Juniper, R.P.: "Temporomandibular joint dysfunction: A theory based upon electromyographic studied of the lateral pterygoid muscle", British J Oral and Maxillofac. Surg., 1984; 22:1-8.
16. Katzberg, R.W., Dolwick, M.F., Helms, C.A.: "Arthrotomography of the temporomandibular joint", AJR, 1980; 134: 995-1003.
17. Katzberg, R.W., Dolwick, M.F., Keith, D.A., Helm, C.A., Guralnick, W.C.. "New observation with routine and CT - assisted arthrography in suspected internal derangement of the temporomandibular joint", Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., 1981; 51:569-574.
18. Katzberg, R.W., Mara, R.E., and Tallent, R H., Weber, D.: "Internal derangement of the temporomandibular joint: assessment of osseous disease utilizing single photon emission computed tomography", J Oral Maxillofac. Surg., 1984; 42 782-787.
19. Katzberg, R.W.: "Magnetic resonance imagine of the temporomandibular joint meniscus", Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., 1985; 59:332-335.
20. Katzberg, R.W.: "Normal and abnormal temporomandibular joint: MR imaging with surface coils", Radiology, 1986; 158:183-189.
21. Katzberg, R.W.: "Temporomandibular joint imaging", Radiology, 1988; 170:979-990.
22. Lauterbur, P.C.: "Image formation by induced local interactions: Examples employing nuclear magnetic resonance", Nature, 1973; 242:190-191.
23. Manzion, J.V., Seltzer, S.E., and Katzberg, R W , Mellins, H.Z.: "Direct sagittal computed tomography of the temporomandibular joint", AJNR, 1982; 3:677-679.
24. Manzion, J.V., Katzberg, R.W., Seltzer, S.E., Mellins, H.Z.: "Computed tomography of the temporomandibular joint", Radiology, 1984; 150:111-115.
25. Mongini, F. "The importance of radiology in the diagnosis of Temporomandibular joint dysfunctions: a comparative evaluation of transcranial radiographs and serial tomography", J.P.D., 1981; 45:186-196.
26. Moon, R.B , Richards, J.H.: "Determination of intracellular pH by 31 P magnetic resonance", J. Biol. Chem., 1973; 248: 7276.
27. Pressman, B.D., Shellock, F.G.: "Static and kinematic MR imaging", Calf Dent Assoc J., 1988; 16:32.
28. Purcell, E.M., Torrey, H.C., and Pound, R.V.: "Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid (letter to editor)", Phys., 1946; 69:37-38.
29. Ramfjord, S.P., Ash, M.M.: Occlusion, Philadelphia, Saunders Company, 1983.
30. Schellhas, K.P., Wilkes, C.H., and Omile, M.R.: "The diagnosis of temporomandibular joint disease: Two - compartment

- arthrography and MR", AJR 1988; 151: 341.
31. Schllhas, K.P., El, Deeb. M., and Wilkes, C.H.: "Three dimensional Computed Tomography in maxillofacial surgical planning", Arch Otolaryngol Head Neck Surg., 1988; 114:438-442.
 32. Sicher, H., Dubral, E.L.: Temporomandibular articulation in oral anatomy, St. Louis: Mosby, 160-161, 1975.
 33. Solberg, W K.: "Temporomandibular disorders: functional and radiological considerations", British Dent. J., 1986; 160-200.
 34. Steven, E. Harms, Randall, M. Wilk: "The temporomandibular joint: magnetic resonance imaging using surface coils" Radiology, 1985; 157:133.
 35. Toller, P.A.: "Opaque arthrography of the temporomandibular joint", Int. J. Oral Surg., 1973; 3:17-28.
 36. Westesson, P.L., Katzberg, R.W , and Talents, R.H.: "CT and MR of the temporomandibular joint: Comparison autopsy specimens" Radiology, 1987; 148:1165-1171.
 37. Wilkes, C.H.: "Arthrography of the temporomandibular joint", Radiology, 1983; 146:107-112.

– ABSTRACT –

A STUDY ON MAGNETIC RESONANCE IMAGING OF THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT

Kim Hyung Sik, D.D.S., M.S.D., Kim Jae Duk, D.D.S., M.S.D., Ph. D.

Department of Dental Radiology, College of Dentistry, Chosun University

Examinations of the temporomandibular joints were performed on a 1.5 Tesla magnetic resonance (MR) system. An MR surface receiver coil 3 inch in diameter was placed on plastic frame, the patient's head being placed in the frame so that the coil was pressed against the temporal region.

In taking advantage of the magnetic resonance imaging that has been studied briskly till now, author obtained the images of parasagittal and paracoronal planes about the temporomandibular joint by using MPGR (Multi – Planar Gradient Recalled), GRASS (Gradient Recalled Acquisition in the Steady State), and CSMEMP (Contiguous Slice Multiple Echo, Multi – Planar), that differ from the Spin Echo pulse sequence which the previous authors used.

Five subjects with no symptoms of temporomandibular joint pain and dysfunction were studied. The plane images obtained by these methods were compared with those by Spin Echo pulse sequence.

The results were as follows:

1. The optimal repetition times (TR) and echo times (TE) for T.M.J. image were;
 - a. 400 msec and 18 msec in PMGR pulse sequence.
 - b. 40 msec and 12 msec in GRASS pulse sequence.
 - c. 700 msec and 30 msec in CSMEMP pulse sequence.
 - d. 500 msec and 20 msec in Spin Echo pulse sequence.
2. When the MPGR pulse sequence was using, T2 – weighted image was obtained in very short time.
3. On the image of the paracoronal plane by GRASS pulse sequence, meniscus showed the moderate signal intensity, and the meniscus and its anteromedial, posterolateral attachments were observed definitely with gray color.
4. The signal intensity of Spin Echo pulse sequence was equal to that of CSMEMP pulse sequence, but the image by CSMEMP pulse sequence showed relatively lower level in its resolution.

EXPLANATION OF FIGURES

Fig. 6. The MR imaging of parasagittal plane with C.O using MPGR pulse sequence.

The normal meniscus had a relatively low signal intensity (black), and mandibular condyle, mandibular fossa, and articular eminence had no signal intensity (black).

The cancellous bone of mandibular condyle had a relatively low signal intensity (gray to dark), but the cancellous bone of articular eminence had a high signal intensity (white). The posterior attachment had a high signal intensity (white).

The lateral pterygoid muscle had a moderately high signal intensity (white to gray), but the anterior portion of lateral pterygoid muscle (anterior band of the meniscus) had a low signal intensity (black).

C: Mandibular condyle

Arrow head: Cancellous bone of the articular eminence

Crossed arrow: Superior belly of the lateral pterygoid muscle

I: Inferior belly of the lateral pterygoid muscle

Arrow: Anterior portion of superior belly of the lateral pterygoid muscle

P: Posterior attachment

Fig. 8. The MR imaging of parasagittal plane with mouth opened using MPGR pulse sequence.

Fig. 8. The MR imaging of paracoronal plane with C.O using GRASS pulse sequence.

The normal meniscus had a moderately high signal intensity (gray to white), and the cancellous bone of the mandibular condyle had a low signal intensity (gray to black). But, the cancellous bone of the articular eminence had a moderately high signal intensity (gray to white).

The anteromedial (crossed arrows) and the posterolateral (arrows) attachments of the disc to the condyle are evident.

m: Meniscus,

c Mandibular condyle.

Fig. 9. The MR imaging of paracoronal plane with mouth opened using GRASS pulse sequence.

Fig. 10. The MR imaging of parasagittal plane with C.O using CSMEMP pulse sequence.

Fig. 11. The MR imaging of parasagittal plane with C.O using Spin Echo pulse sequence.

The normal meniscus had a relatively low signal intensity (black).

The cortical bone had a no signal intensity and provided margination of the glenoid fossa, articular eminence, and surface of the mandibular condyle.

High signal intensity was noted in the middle portion of the condylar head and in the central area of the articular eminence due to marrow fat.

The bilaminar zone and the attachment of the superior belly of lateral pterygoid muscle to the anterior band of the meniscus had a high signal intensity (white).

c: Mandibular condyle,

Arrow: Meniscus,

b: Bilaminar zone

Arrow head: Superior belly of the lateral pterygoid muscle

I: Inferior belly of the lateral pterygoid muscle

Crossed arrow: Articular eminence

Fig. 12. The MR imaging of parasagittal plane with mouth opened using Spin Echo pulse sequence

논문 사진부도 ①



Fig. 6. The MR imaging of parasagittal plane with C.O using MPGR pulse sequence



Fig. 7. The MR imaging of parasagittal plane with mouth opened using MPGR pulse sequence



Fig. 8. The MR imaging of paracoronal plane with C.O using GRASS pulse sequence



Fig. 9. The MR imaging of paracoronal plane with mouth opened using GRASS pulse sequence

논문 사진부도 ②



Fig. 10. The MR imaging of parasagittal plane with C.O using CSMEMP pulse sequence



Fig. 11. The MR imaging of parasagittal plane with C.O using Spin Echo pulse sequence



Fig. 12. The MR imaging of parasagittal plane with mouth opened using Spin Echo pulse sequence