

Neuroimaging Application

정 경 호 전북대학교병원 진단방사선과

신경계의 MR영상은 하드웨어적인 발달과 초고속 영상 기법으로 기존의 MRI가 제공해 줄 수 있는 해부학적 정보 외에 기능적인 정보인 물의 확산, 뇌 혈류 정보, 뇌의 기능적 지도화와 뇌대사물의 농도를 측정할 수 있게 되었다. 반전회복영상(Inversion Recovery), 확산(diffusion), 관류(prefusion), 기능적(functional)영상, 뇌의 3차원 뇌표면 rendering 및 곡면재구성 영상의 임상적인 의의를 알아보려고 한다.

반전회복영상 (Inversion Recovery Image)

Inversion Recovery(반전회복) pulse sequence는 180° RF pulse를 먼저 인가하여 종축자화를 Z축 방향에서 -Z축 방향으로 반전시킨 후 90° 와 180° RF pulse를 인가하여 영상을 얻는 방법이다. 즉 180° RF pulse를 가하면 수직축 방향의 자화성분이 -Z축으로 형성되다가 RF pulse를 끊으면 +Z축으로 이완되면서 영점(null point)에 도달하는데 이때 90° RF pulse를 가하면 자화성분이 0인 조직은 신호가 없는 반면 다른 조직의 신호만 영상신호에 검출된다. 먼저 인가한 180° RF pulse에서 90° RF pulse 까지 시간을 TI(inversion time)라 하고 이 TI의 조절에 의해서 대조도를 조절할 수 있다.

Inversion Recovery 방식은 특정한 조직의 신호를 억제(suppression)하기 위한 목적으로 사용 되는데 그 원리는 어떤 조직의 T_1 recovery가 XY평면(nulling point)에 도달한 순간을 TI로 정 해서 영상을 얻게 되면 그 조직의 신호를 억제 할 수 있다.

(1) STIR (Short TI(tau) Inversion Recovery)

STIR 기법은 TI를 짧게 주어서 지방신호를 제거하는 방법을 말한다. 지방(fat)과 물(water)의 두 조직을 예로 들면 먼저 180° RF pulse를 인가하여 -Z 방향으로 두 조직을 반전시킨다. 그 후 지방조직의 T_1 relaxation time이 짧기 때문에 지방조직이 먼저 XY평면(nulling point)에 도달하게 된다. 이 시점을 TI로 정해서 90° 와 180° RF pulse를 인가하여 영상을 얻게 되면 지방조직의 측정되는 신호가 거의 없다. 그러나 물성분의 신호는 측정이 되어 영상에는 지방 신호는 억제되고 물성분의 신호만이 나타난다. 이때 사용되는 TI time은 1.5T 자장일 경우 보통 130~160ms 정도이고 자장의 세기에 비례하여 약간씩 증가한다.

**임상적 이용: 지방 신호 소거 영상 기법은 두개내, 척추, 팔 및 연 조직 등 지방이 있는 조직이면 조영제와 관계없이 유용하게 적용될 수 있다.

(2) 뇌백질 신호억제 (Medium Tau Inversion Recovery or Fast Inversion recovery for myelin suppression)

뇌백질 신호억제 기법은 TI를 250~300ms로 주어서 뇌백질의 신호를 제거하는 방법을 말한다. 뇌백질의 신호를 억제함으로써 뇌회질과 뇌백질의 대조도를 증가시켜 뇌피질을 침범한 질환 특히 뇌피질 이형성증의 병변을 잘 볼 수 있다. 또한 신생아의 뇌발달과 정중 뇌백질의 유수화(myelination)의 평가에 도움이 된다.

(3) FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery)

물성분이 XY평면(nulling point)에 도달한 시점인 2000~3000ms를 TI로 정해 90°와 180°RF pulse를 인가하면 물성분의 신호는 억제된다. 이 기법을 사용하면 T2강조영상에서 높은 신호 강도를 보이는 뇌척수액의 신호가 없어지거나 매우 약화되고, 병변과 정상조직의 대조도가 향상되어 병변의 발견율이 높아진다. 임상적 적용범위는 뇌경색, 탈수초 질환, 염증성 질환, 두부손상, 뇌종양 등 다양하다.

확산자기공명영상(Diffusion MR Imaging)

확산자기공명영상(diffusion MR image)은 조직내 물분자의 확산운동에 의한 영상 신호 감소를 영상화하는 방법으로 병변에 의해 변화된 인체내 조직의 특성을 비침습적으로 정량적인 값을 얻어 분석할 수 있고 이를 영상화할 수 있다. 인체내 80%를 차지하고 있는 물 중에서 약 70%는 세포사이의 공간(extra-cellular space)에서 물만의 공간을 유지하고 나머지 30%는 세포 내에 존재한다. 이때 어떤 병변, 예를 들어 허혈성 뇌졸중(ischemic stroke) 이 발생하게 되면 혈류량이 감소하면서 세포막이 파괴되고 세포의 공간에 있던 물분자가 세포내로 유입된다. 이때 세포의 부피는 팽창하여 세포사이에 있는 물분자들에 대한 압력이 증가하게 되며 이는 물분자의 확산운동을 작아지게 만들며 결국 diffusion MR 영상에서 고신호강도를 나타나게 된다. Diffusion MR 영상에서 신호생성의 근원이 되는 확산운동은 물리학적으로 액체 상태의 분자가 매우 불규칙한 미세한 운동(microscopic random translating motion, brownian motion)을 하는 것을 말하며 이는 분자가 위치한 물리학적 환경(분자구조, 점도, 온도 등)에 따라 그 정도가 다르게 나타나며 고형조직보다는 액체조직에서 그리고 점도가 낮거나 온도가 높을수록 잘 일어난다. MR영상에서 확산에 의한 신호감소는 2% 이내로 전체 영상에 큰 영향을 미치지 않으나, 확산MR영상은 정상적인 경사자장 외에 매우 강한 한 쌍의 diffusion-sensitive 경사자장을 추가로 사용하여 확산에 의한 미약한 신호 감소를 극대화한 영상이다. 영상화 기법은 일반적인 MR 영상과 비슷하나 기본적인 방법 이외에 추가적으로 확산 경사계수(diffusion gradient factor, b-factor, b-value)를 단면선택(slice selection), 주파수 부호화(frequency encoding), 위상 부호화(phase encoding) 중의 하나 또는 세 방향 모두를 따라가하여 영상을 얻는 방법이 있고 확산 계수를 이용한 정량적 진단을 위하여 물질 즉 뇌의 백질내 섬유질의 방향에 따른 확산의 방향성에 의한 대조도 감쇄를 줄이기 위해 X, Y, Z 세 방향 모두에 대한 확산계수 영상화를 하고 이를 이용하여 각 방향에 대한 확산 계수 영상을 계산 한 후 Trace영상을 만들어야 한다.

(1) Gradient factor와 확산계수

단위시간당 분자의 움직이는 거리를 기준으로 하여 확산정도를 평가하는데, 이러한 확산정도를 확산계수(diffusion coefficient, 단위 mm²/sec)로 표시한다. Diffusion-sensitive 경사자장의 강도와 시간을 적분한 것을 gradient factor (b-value, 단위 s/mm²)라 하며 이것이 클수록 확산이 강조된 영상을 얻을 수 있다. 따라서 조직의 확산계수가 클수록 (즉 확산이 잘 될 수록) 또는 gradient factor가 클수록 확산MR영상에서 신호는 감소하게 된다.

(2) 현성확산계수(apparent diffusion coefficient, ADC)와 ADC map

생체 내에서 물은 순수한 물과는 달리 신경섬유, 세포막, 단백질 분자 등에 의하여 운동의 제약을 받아 확산이 완전히 자유롭지 못하다. 실제 확산MR영상으로 측정된 인체 조직의 확산계수는 심장 박동에 따른 조직의 움직임, 미세혈관의 혈류 등에 의하여 영향을 받은 것이므로 이를 현성확산계수라고 부른다. 따라서 이 현성확산계수는 순수한 물의 확산계수보

다 훨씬 낮게 측정된다. 화소별 확산계수를 영상으로 나타낸 것을 현성확산계수 map (ADC map)이라고 하며, ADC map에서는 확산MR영상과는 반대로 확산이 잘 되는 (확산계수가 큰) 조직은 고 신호로, 잘 되지 않는 (확산계수가 작은) 조직은 저 신호로 나타낸다. 인체에서의 뇌의 확산계수는 뇌척수액(CSF: cerebrospinal fluid)은 약 $2.6 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{sec}$, 회질(gray matter)은 $0.8 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{sec}$, 백질(white matter)은 $0.3 \sim 1.2 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{sec}$ 로 측정된다. 이중 백질의 확산계수가 $0.3 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{sec}$ 에서 $1.2 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{sec}$ 까지의 넓은 분포를 갖는 것은 섬유질 성분의 방향에 따른 것으로 주어진 확산경사자계의 방향과 평행일 때 큰 값을 나타나고 수직일 때 작은 값을 보인다.

(3) 임상응용

초급성 뇌허혈증은 diffusion MR 영상의 가장 중요한 적응증이며 일반적인 MR 영상에서 병변이 나타나기 전에 조기 진단할 수 있다. Diffusion MR 영상에서는 초기 혈류가 차단되면 뇌조직은 수분내 확산계수가 감소하는 것으로 알려져 있고 초기 급성 뇌경색에서 세포독성 부종(cytotoxic edema)으로 인하여 세포 내부공간이 늘어나고 세포 외부공간은 감소하여 물분자의 확산이 어렵게 되는 것으로 설명하고 있다. 그러나 아급성기(5~10일)가 되면서 혈관성 부종(vasogenic edema)에 의하여 확산계수가 점차 증가하여 정상조직과 비슷한 정도가 되며 그 이후 계속 증가하여 만성기에는 정상조직보다 높은 확산계수를 갖는다. 뇌경색의 과거력이 있는 환자에서 뇌경색이 다시 재발했을 경우 T2 강조 영상에서는 양측 모두 높은 신호 강도를 보이는데 반하여 DWI에서는 최근에 새로이 발생한 병변은 높은 신호 강도를, 과거의 만성적 병변은 낮은 신호 강도를 나타내어 병변의 시기를 쉽게 구별 할 수 있게 한다.

뇌종양에서의 diffusion MR 영상은 주로 낭성종괴(cystic mass)와 고형종괴(solid mass)를 구별하는데 이용되고 있는데 대표적으로 표피양낭(epidermoid cyst)과 지주막 낭종(arachnoid cyst)을 구분하고 있다. 표피양낭은 고형종괴이지만 뇌척수액과 신호가 유사하여 일반적인 스핀 에코영상에서 지주막 낭종과 감별이 어려우나 diffusion MR 영상에서는 뚜렷한 확산계수 차이로 쉽게 구별할 수 있다. 또한 낭성종괴가 출혈을 동반하여 그 신호강도가 증가하며 고형종괴와 구별하기 어려운 경우에도 diffusion MR 영상이 감별진단에 도움을 줄 수 있다. 일반적으로 뇌종양과 뇌농양의 감별은 어렵지 않으나, 드물게 괴사 또는 낭성 부분을 포함한 뇌종양이 뇌농양과 감별이 어려운 경우가 있는데 이러한 경우 DWI에서 뇌농양의 농성분은 매우 높은 신호 강도를 보이고, 뇌종양인 경우에는 괴사나 낭성 부분이 저신호 강도를 보여 양자의 감별에 큰 도움이 된다. DWI에서 농양이 고신호 강도를 보이는 이유는 농자체의 높은 점도와 농내부에 포함된 고농도의 다량의 염증성 세포에 의해 물분자의 확산이 감소되기 때문으로 생각된다.

관류(Perfusion) MR 영상

관류란 뇌조직에 산소나 영양분을 전달하기 위한 모세혈관내의 미소한 혈액순환을 뜻하며 그 단위가 $\text{ml}/\text{min}/100\text{g of tissue}$ 로서 cerebral blood flow(CBV), mean transit time (MTT), time to peak(TTP)등을 모두 포함하는 포괄적인 의미를 말한다.

임상에서 gadolinium 같은 조영제를 이용하는 first-pass기법이 많이 사용되고 있는데 상자성(paramagnetic) 조영제를 인체 혈관내로 급속 주입하여 조영제에 의한 뇌조직의 시간에 따른 자화율(susceptibility) 변화를 측정하는데 역동적인 신호변화를 짧은 시간 간격의 경사예코 영상으로 촬영한 후, 이를 후처리하여 CBF, CBV, MTT 등을 측정하는 기법이다. 상자성 물질의 조영제는 조직의 T₁ 및 T₂ 이완시간을 단축시켜 T₁ 강조영상에서는 고신호 강도로 T₂ 및 T₂* 강조영상에서는 혈관내의 혈액 뿐 만 아니라 주변조직의 신호도 감소되어 영상

이 저신호강도로 보인다. 따라서 perfusion MR 기법은 T₂ 및 T₂* 강조영상을 동일한 영상 단면에서 반복 측정하여 조영제가 뇌를 통과하는 전과정을 역동적으로 영상화하는 것이다. First-pass 기법은 시행하기 쉽고 스캔시간이 짧은 장점이 있으나, CBF와 MTT를 계산하기 위하여 복잡한 후처리 소프트웨어를 사용하는 단점이 있다. MR 영상장치에서 얻어진 데이터는 영상 후처리를 하기 위해 컴퓨터나 워크스테이션(workstation)으로 전송되고 이들 영상의 각 화소(pixel)당 시간경과에 따른 신호크기(time-intensity curve)를 계산하게 된다. 이후 얻어진 시간경과에 따른 신호크기 변화곡선을 로그 변화곡선으로 변환하여 농도 시간곡선(time-concentration curve)을 구하여 상대적인 국소 뇌혈류량(rCBV: regional cerebral blood volume), 평균 통과시간(MTT: mean transit time), 최고치 도달시간(PT: peak time, TTP : time to peak) 등을 구하게 된다.

rCBV는 100그램(gram)조직내의 혈액량(ml/g)으로 농도-시간 곡선에서 곡선을 적분한 값으로 면적을 의미하게 되고, rCBF는 100그램 조직을 시간당 통과하는 혈류량으로 rCBV를 MTT로 나누어 구한다. 최고치 도달시간 TTP는 스캔시작 후부터 조영제가 최고 농도까지 도달하는 시간을 의미한다. 이후 얻어진 값(rCBV, rCBF, MTT, TTP)을 시각적 구별이 용이하게 하기 위하여 정상 뇌백질의 관류정도를 기준으로 하여 상대적인 적, 녹, 청색 (RGB : red, green, blue) 수치로 변환하여 칼리 영상을 얻는다.

임상응용

perfusion MR 영상은 뇌허혈증 및 뇌종양에 주로 이용되고 있다. 특히 뇌혈관 폐색에 의한 뇌경색의 진단에 유용하게 이용되고 있으며 diffusion MR 영상과 마찬가지로 일반적인 MR 영상에서 뇌경색을 진단하기 힘든 초기 단계에 유용하게 이용될 수 있다. Early diffusion-perfusion mismatch는 ischemic penumbra zone을 부분적으로 반영한다. 뇌경색이 발생한 초기에 관류 결손의 크기는 확산 이상보다 더 크게 나타난다. 시간이 지남에 따라서 확산의 병변은 관류 결손과 일치될 보인다. 결국 early reperfusion은 확산병변의 확대를 막음으로써 궁극적 신경학적 손상을 감소시킬 수 있다. 뇌종양에서는 주로 종양의 혈관성(vascularity)을 평가하기 위하여 시행된다. 뇌교종(glioma)중 악성교종에서는 주로 과혈관 상태가 되어 혈류량이 증가하여 perfusion MR 영상이 양성 교종과의 감별진단에 도움을 줄 수 있다. 또한 방사선치료를 받은 악성 종양에서 재발된 종양과 방사선 피사의 감별이 어려운 경우가 많으며 이때 재발된 종양은 과혈관 상태를 보이므로 진단에 도움을 줄 수 있다.

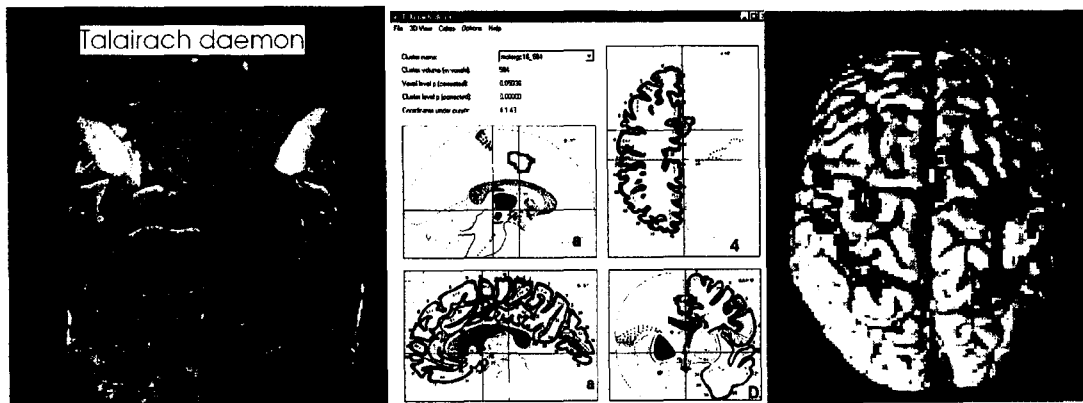
Functional Brain Mapping

뇌신경계의 functional MR(fMR)이란 뇌의 활성화(activation)를 MR의 시각적인 신호로 나타내는 방법이다. fMR의 기법에는 여러 종류가 있으나 BOLD(blood oxygen level-dependent technique)기법이 가장 기본적이고 널리 사용되며 BOLD효과를 그 원리로 하고 있다. 뇌의 활성화에 따라 그 부위의 혈류, 산소공급, 당대사작용(glucose metabolism)은 즉각적으로 증가한다. 그러나 뇌조직에서 산소의 소모는 즉각적으로 증가하지 못하여 이때 잉여분의 옥시헤모글로빈(oxyhemoglobin)은 활성화된 뇌조직의 유출정맥계(drainng venous system, 즉 모세혈관 및 정맥)로 흘러 들어가 이 곳에서 데옥시헤모글로빈(deoxyhemoglobin)의 농도를 상대적으로 낮게 만든다. 이 데옥시헤모글로빈은 상자성 물질이므로 주위 proton의 T₂ 및 T₂* 이완시간을 감소시키는 역할을 한다. 따라서 뇌의 활성화시에 발생하는 데옥시헤모글로빈의 농도 감소는 결국 T₂-강조영상이나 T₂*-강조영상에서 신호강도의 증가를 초래한다. 따라서 BOLD 기법을 이용한 fMR에서는 T₂* 효과를 민감하게 관찰하기 위하여 고자장 MR과 long-TE gradient-echo 기법이 필수적이다.

기능적 영상에서 활성 부위를 공간 표준화(spatial normalization)와 3D modeling에 의한 3차원에서 보여주고 있다. 공간 표준화를 위해서 1988년 Talairach J과 Tournoux P는 전, 후교련(anterior and posterior commissure)를 연결하는 AC-PC line를 기준으로 하는 Talairach 좌표를 발표하였고 전교련을 중심으로 x-축은 우측이 양수(+), 좌측이 음수(-), y축은 앞쪽이 양수(+), 뒷쪽이 음수(-), z축은 위쪽이 양수(+), 아래쪽이 음수(-)을 사용하여 표현을 하였고 TalSpace 라는 간단한 프로그램을 사용하면 Talairach 좌표의 모식도에 활성화영역을 표시 할 수 있다. 최근에는 이러한 수치가 fMR의 활성화영역의 결과를 표현하는 데 보편적으로 사용되고 있으며 Talairach daemon을 이용하여 brodmanns area로 변환하여 활성화 영역을 발표하고 있다. 한국에서 가장 많이 사용되고 있는 fMR의 분석 프로그램인 SPM은 MNI 좌표로 표시가 되고 있기 때문에 수학적 계산을 통하여 Talairach 좌표로 변환하여야 하고, 다른 분석프로그램인 AFNI에서는 좌표의 수치가 좌우와 앞뒤의 부호가 바뀌 나오지만 절대값은 Talairach 좌표를 표시한다. 활성화부위의 분석은 개인별 기능적 영상으로부터 그룹별 기능적 영상을 이용하고 있고, 3D modeling에 의해 만들어진 삼차원 활성 부위영상은 뇌종양과 간질 병소의 제거 수술과 같이, 활성 부위의 정확한 좌표를 아는 것이 중요한 외과적 수술에 이용되고 있다.

임상 응용

정상인을 대상으로 한 운동, 감각, 언어 및 시각영역에 대한 초기 fMR들은 기존에 알려진 뇌활성 부위에 대한 정보와 뇌혈류를 기초로 한 PET 연구 결과와 일치함으로써 fMR이 뇌의 기능적 활동을 규명할 수 있는 도구로서 사용될 수 있다. 최근에는 인간의 고등인지기능에 대한 규명에 있어서 fMR의 새로운 역할을 기대하고 있다. 또한, fMR의 높은 재현성과 측정방법 수행의 용이성들은 장차 presurgical planning, 간질 병소 확인등과 같은 임상분야에서 그 응용 가능성을 높아지게 하고 있다. 뇌종양 제거수술의 경우, 종양 주위에 중요한 인지 기능을 수행하는 영역이 있을 경우에 종양을 제거할 부위영역의 결정에 이용될 수 있다. 난치성 복합부분발작(intractable complex partial seizure) 환자의 경우, 보통 언어나 기억 영역에서 손상된 인지 기능을 보여 주고 있기 때문에 이들 영역들에 대한 기능적, 병리학적 정보를 얻는 Wada 검사를 대신하여 이들의 치료에 큰 도움을 줄 수 있다.



3-Dimension Volume Image

일반적인 MR영상은 2-dimension 기법으로서 각각의 단면을 선택하고 나서 선택된 단면 내에서 위상부호화(phase encoding)와 주파수부호화(frequency encoding)를 인가하여 위치정보를 파악하고 신호를 측정한다. 그러나 3-dimension 방법은 영상화하려는 volume 전체에 RF pulse

를 인가하여 위치정보를 파악하고 신호를 측정한다. 위치정보를 파악하기 위한 방법으로는 2-dimension에서의 방법과 거의 동일 하나 여기에 slice selection gradient 방향으로 slice encoding gradient(phase encoding과 유사)를 추가함으로써 가능하다. Slice encoding gradient도 phase encoding처럼 매 TR 마다 변화하는데 그 step의 수가 단면(partition)의 수를 의미한다. 그렇기 때문에 3-dimension 기법에서의 검사시간은 2-dimension에서의 {TR×phase encoding수×NEX×slice수}가 된다.

이와 같이 3D 기법은 검사시간이 많이 소요되므로 TR이 짧은 gradient echo에서만 주로 사용된다. 한편 3D 기법은 간격(gap) 없이 영상을 얻을 수 있고 각 단면(partition)당 신호 측정수가 많아져 좋은 신호대잡음비(SNR)의 영상을 얻을 수 있는 장점이 있다. 임상에서 사용할 때 일반 2D 영상에 비해 약 1분 정도 더 소요되지만 3D 영상을 가지고 axial 또는 sagittal 영상을 재구성하여 사용할 수 있기 때문에 전체적이 시간은 감소시킬 수 있다. 또한 조영후 영상에서 조영제에 의한 허상이 생기는 부위가 skull base에 많은 데 조영후 3D영상은 이러한 허상이 생기는 빈도가 적고 뇌회질과 백질의 대조도가 뚜렷하고 부가적으로 angiographic 영상을 얻을 수 있으며 3차원 재구성에 이용될 수 있다. 임상에서는 주로 MR angiography나 간질영상, 표면연출영상, 곡면재구성영상, hippocampal formation의 volume측정 등에 이용되며 그 이용도는 점차 확대되고 있는 추세이다.

Brain surface rendering(표면연출영상)

3차원 MR영상법으로 촬영된 MR데이터를 사용하여 표면연출영상을 얻을 수 있다. 3차원 MR 영상에 의해 뇌표면의 재구성 영상이 가능하며 운동 감각과 언어 중추 영역과 병변과의 연관성을 수술전에 확인 할 수 있어 수술 전 치료 계획에 도움이 된다. 3차원 표면연출영상은 해부학적 영역사이의 신호강도차이에 의존하여 개발된 기법이다. 대뇌 반구의 3차원 표면연출을 위해서는 MP-RAGE기법을 사용하고 화소 신호강도에 따라 분획화하여 만들 수 있다.

일반적으로 제공되는 3D image를 제공하는 program (Voxel plus, Rapidia, Allegro, Vitrea)을 이용하여 뇌표면의 gyri와 sulci의 해부학적 위치와 형태를 만들수 있다. 외국 software인 Allegro와 Vitrea는 표면연출영상을 만드는데 약 1시간 반이 소요되고 많은 수작업이 있어야 하지만 국내 software의 개발로 손쉽게 그리고 짧은 시간에 표면연출영상을 만들 수 있으며 외국제품의 결과에 비해 더 좋은 영상을 만들 수 있다. 2차원 영상에서 병변을 발견할 수 없었던 경우도 3차원 표면연출영상에서 병변부위에 비정상적인 배열을 한 회와 구의 형태를 찾을 수 있지만 3차원 표면연출영상을 해석하기 위한 많은 경험이 필요하다. 잠복성 간질환자에서 gyri와 sulci의 배열이 정상과 다른 병변을 발견 할 수 있고 또한 정상적인 부위와의 경계를 확인 할 수 있어 수술이 필요한 환자에서 간질병소를 충분하고 정확하게 절제하는데 도움이 된다.



Curved planar reconstruction imaging (곡면재구성 영상)

3차원 MR영상법으로 촬영된 MR데이터를 사용하여 곡면재구성영상을 얻을 수 있다. 일반적으로 제공되는 3D image를 제공하는 program(Voxel plus, Rapidia)을 이용하거나 MR 기기 내에 내장된 곡면 재구성 프로그램을 이용하여 쉽게 재구성 할 수 있다. 곡면재구성영상은 뇌 표면을 파노라믹 모양의 2차원으로 벌려 놓은 모양이고 곡선을 그리는 모양에 따라서 다양한 영상을 얻을 수 있다. 뇌피질을 침범하는 질환 특히 국소적 뇌피질 이형성증 환자에서 곡면 재구성영상은 이형성된 뇌피질의 위치와 모양, 그리고 주위의 정상 대뇌이랑과 고랑과의 관계를 뚜렷하게 보여주며 주위 구조물사이의 중요한 방사선과학적 그리고 해부학적 정보를 제공한다.

정상적인 뇌 구조물이 일반적인 영상단면상에 있지 않을 때 구조물의 경로를 따라서 재구성 하면 전장을 표현 할 수 있다. 예를 들면 두개의 optic nerve의 모양이나 크기 그리고 hippocampal formation을 따라서 circuit of Papez을 한평면상에 나타낼 수 있다.

국내에서 개발된 Voxel plus나 Rapidia을 이용하면 PACS상에 있는 Dicom file을 이용하여 쉽게 그리고 짧은 시간에 병변이 의심되는 부위의 다양한 영상을 만들 수 있다.



참 고 문 헌

1. 정경호, 이정민, 김종수. 뇌피질 질환에서 뇌백질신호억제를 위한 중간시간 반전회복 영상 기법. 대한자기공명의과학회지 1999;3:60-65
2. Chung GH, Lee SY, Kim CS, et al. Curved planar reconstruction of MR images in focal cortical dysplasia of the brain. J Korean Radiol Soc 2002;46:529-538
3. 서정진. MR techniques and clinical application: Brain and functional MR imaging. 자기공명 영상진단 2002;38-52
4. Runge VM. Magnetic resonance imaging of the brain, 1st ed. Philadelphia: J.B. Lippincott company, 1994:20-22.
5. Brant-Zawadzki M, Gillan GD, Nitz WR. MP RAGE: a three-dimensional, T1-weighted, gradient-echo sequence-initial experience in the brain. Radiology 1992;182:769-775
6. Mugler III JP, Brookeman JR. Rapid three-dimensional T1-weighted MR imaging with the MP-RAGE sequence. J Magn Reson Imaging 1991;1:561-567
7. Brant-Zawadzki M, Gillan GD, Atkinson DJ, Edalatpour N, Jensen M. Three-dimensional MR imaging and display of intracranial disease: improvements with the MP-RAGE sequence and gadolinium. J Magn Reson Imaging 1993;3:656-662
8. Bastos AC, Comeau RM, Andermann F, et al. Diagnosis of subtle focal dysplastic lesions: curvilinear reformatting from three dimensional magnetic resonance imaging. Ann Neurol 1999;46:88-94
9. Bastos AC, Korah IP, Cendes F, et al. Curvilinear reconstruction of 3D magnetic resonance imaging in patients with partial epilepsy: a pilot study. Magn Reson Imaging 1995;13:1107-1112
10. Gronemeyer SA, Langston JW, Abraham J. Curved reconstruction along the anterior optic pathway. Am J Neuroradiol 1998;19:338-340
11. Lee BCP, Hatfield G, Park TS, Kaufman BA. MR imaging surface display of the cerebral cortex in children. Pediatr Radiol 1997;27:199-206
12. Kulynych JJ, Vladar K, Jones DW, Weinberger DR. Three dimensional surface rendering in MRI morphometry: a study of the planum temporale. J Compu Assist Tomogra 1993; 17:529-535
13. 광효성, 정경호, 최하영. 뇌피질 질환의 3차원 표면연출영상. 대한방사선의학회지 2000; 43:669-673