

Cerebral MR angiography and CT angiography

전남대학교 의과대학 진단방사선과학교실

서정진

A. MR Angiography(MRA)

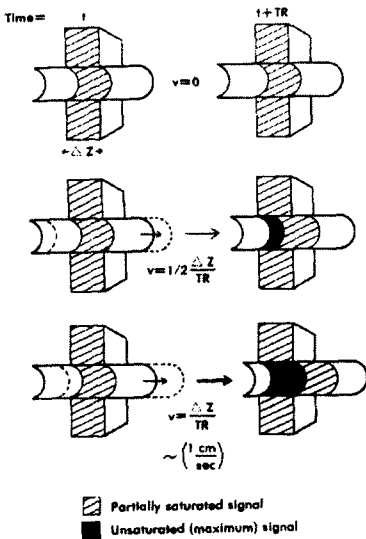
자기공명혈관조영술(MR Angiography, 이하 MRA로 줄임)은 고식적 혈관조영술(Conventional angiography, 이하 CA로 줄임)처럼 인체내 정맥이나 동맥을 직접영상화 할 수 있는 자기공명영상기법중의 하나로 인체 내 혈관상태를 파악하는 중요한 진단방법이 되었다. CA가 갖는 단점인 침습성이 없고 가능한 많은 조영제를 쓰지 않는 장점이 있으며 다양한 기법과 컴퓨터의 발달로 발전 가능성이 많아 임상이용이 더 많아질 것이다. 이에 MRA영상의 질을 최적으로 유지하고 적절한 영상판독을 위해 기본원리의 이해가 필요하며 효과적인 임상 이용을 위해 영상기법의 종류 등을 알아둘 필요가 있다.

I. 기본원리

(1)Flow effects basic to MRA

1. Spin echo image

1) Rapid flow로 인한 signal loss



조직 내에 정지된 스핀은 일정시간마다 반복되는 90° 펄스에 의해 포화되어 신호강도가 감소하게 되는 반면 MR영상에서 일정 두께의 영상을 얻을 때 빠른 혈류로 인해 촬영시간중 그 영상면을 벗어나 버리면 영상이 소실되는데 이를 high velocity signal void라 하며 영상에서 신호강도가 나타나지 않는 경우이다(Fig 1).

Fig 1 High-velocity(time-of-flight) signal loss

Protons must acquired with 90-degree and 180-degree pulses to generate spin echo(crossed hatch). Protons that acquire 90-degree pulse and then leave section. Before acquiring 180-degree pulse emit no signal. Protons flowing into the section following selective 90-degree pulse also emit signal.

2) Flow-related signal enhancement

혈류로 인하여 오히려 신호가 증강되는 경우로서 paradoxical enhancement 혹은 entry phenomenon 이라고도 한다. Multislice image volume에서 혈류유입방향의 제 1절편에 느린 혈류의 unsaturated protons 이 영상

용적내로 처음 유입되어 90° 펄스를 맞이할 때 주변 조직(partially saturated tissue)보다 상대적으로 높은 신호를 나타내게 되는 것이다(Fig 2,3).

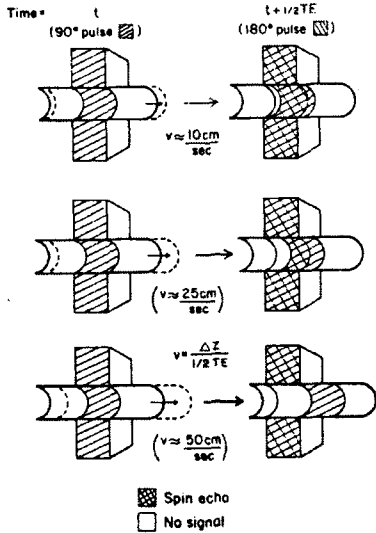


Fig 2 Flow-related enhancement

Under conditions of slow blood flow, unsaturated protons enter the section with full magnetization and emit a stronger signal than protons in adjacent, partially saturated, stationary tissue. Maximum effect occurs when velocity(v) equal section thickness(Δz) divided by TR.

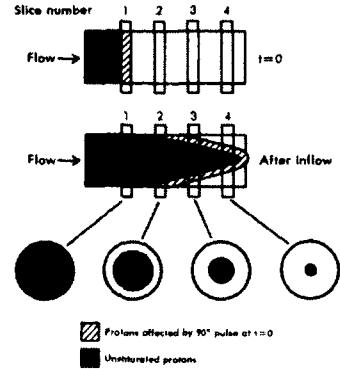


Fig 3 Multislice FRE.

Parabolic laminar flow profile projects several slices into multislice imaging volume. Seen in 3-D, the high signal, inflowing protons form a cone. Cross section of laminar profile result in a decreasing central zone of high-intensity, unsaturated protons deeper in the imaging volume, which expand to fill the lumen on the entry slice

3) Flow와 MR의 phase변화

Phase는 자장경사를 따라 움직이는 spin이 정지되어 있는 spin과는 달리 움직이는 속도에 비례하여 변화하는 위상을 발한다. 이것은 Doppler 효과로 인한 초음파의 주파수 변화에 비유될 수도 있다. Phase(ϕ)는 각도로 표시되며 자장 경사의 세기(G), 혈류속도(V), 자장경사펄스지속시간(t), 펄스간격(T) 및 gyromagnetic ratio(r)과 비례하여 $\phi = R \cdot G \cdot V \cdot t \cdot T$ 로 표시할 수 있다. 이때 다른 조건이 일정하면 Phase화 정도가 혈류속도에 비례하므로 phase값을 알면 속도를 알 수 있게 된다(Fig 4,5).

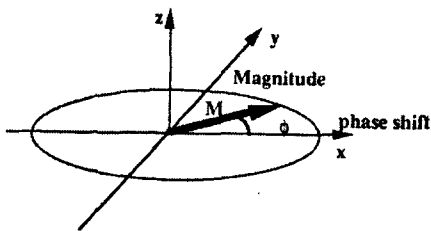


Fig 4 The transverse magnetization is characterized by both its magnitude(M) and phase(ϕ).

The phase is defined as the angle of rotation of the transverse magnetization from a reference axis

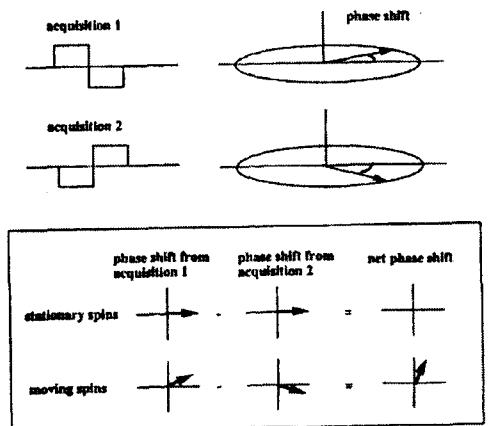


Fig 5 Diagram showing the use of bipolar gradient lobes in PC flow quantification to obtain zero phase shift for stationary tissue and a net phase shift for flow.

4) Even echo rephasing phenomenon

90° RF파형후 180° RF파형 가하면 echo signal이 생기는데 뒤이어 다시 180° RF파형을 가하면 두 180° RF파형 사이에서 또 다른 echo signal들이 계속 발생한다. 짝수번째 180° RF파형에 의한 echo signal을 even echo signal이라 한다. 홀수 echo signal에서는 속도가 다른 spin들의 위상이 흩어져 신호의 크기가 작다가 짝수 echo signal에서는 모두 0으로 모이므로 신호가 커진다(Fig 6).

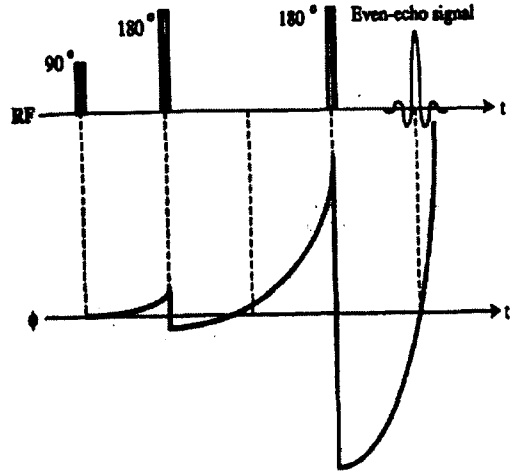


Fig 6. Even echo rephasing

2. Gradient echo image

RF pulse의 flip angle을 단축시켜 아주 짧은 TR을 사용하고 reverse read gradient를 이용하여 촬영시간을 줄일 수 있다. 이 cine-FRI의 기본 technique이다.

A. 영상 기법

MRA는 MRI 장치에서 얻은 영상을 적절히 처리하여 혈관의 영상을 얻는 방법이므로 혈류에 민감한 영상 기법으로 영상을 얻고 혈관 이외의 조직에서 나오는 신호를 억제한 후 이 영상들을 투사(projection)하여 영상을 얻는다.

혈류는 MR 영상에서 독특한 신호특성을 갖는다. 즉 영상방법에 따라 높은 신호강도를 보이기도 하고, 혹은 신호소실을 보이기도 하는데, 스핀-에코 영상에서 혈류는 통상 신호소실효과에 의해 낮은 신호강도를 보이게 된다. 혈류의 신호소실은 영상절편이 얇고 에코타임(TE)이 길수록 심해지는데 급속(fast) 스핀-에코에서 더욱 두드러지며, 이 밖에 presaturation, dephasing gradients, 그리고 preinversion pulses 등을 사용하여 신호소실을 강조할 수 있다. 두개내에서 사용하는 혈류의 신호강도를 높여주는 MRA 기법은 크게 time-of-flight(TOF) 방법과 phase contrast(PC) 방법으로 대별할 수 있다.

1. Time-of-flight(TOF)

TOF 방법에서는 gradient-echo pulse sequences를 사용하여 혈류신호를 높여 주게 되는데, gradient-echo 영상 법에서는 (a) 한 TR 사이에 RF 펄스를 한번만 가해주므로 spin-echo의 90° 펄스와 180° 펄스 사이 시

간에서 유발되던 신호소실효과가 없고, (b) 반면에 매 위상부호화단계(phase encoding step)마다 여러 번의 (multiple) RF 펄스가 short TR interval로 가해지므로 정체조직의 신호강도는 심하게 saturation 되어 저신호 (lower signal)의 steady state에 이르고, 반면에 혈류는 완전히 자화된 스핀의 상태로 영상절편 내로 유입됨으로 강한 신호를 보여 혈류와 정체조직간의 신호대비가 극대화 되게 된다. 기존영상기법과 마찬가지로 2D(dimensional), 3D영상법을 모두 사용할 수 있으며 2D 혹은 3D TOF라고 부른다. 혈류에 의한 신호증강효과를 극대화시키기 위하여 혈류방향과 수직인 thin section의 영상 면을 선택하여야 하고, 이 밖에 flow compensation, 상자성조영제(paramagnetic contrast media), 적절한 TR과 flip angle 등을 사용하여야 한다. 혈관이 선택영상면내를 비스듬히 달릴 때 혈액은 상대적으로 많은 RF 펄스를 받게 되므로 영상면내에서 saturation 될 수 있어, 영상면내로 평행하게 달리는 혈관이 잘 보이지 않게 될 수 있다. 그러나, 절편 두께를 매우 얇게 하여 이러한 in plane signal loss를 감소시킬 수 있다. 짧은 T1 의 물질(지방, 아급성출혈의 methemoglobin)이 고신호강도를 보이는 단점이 있다.

1) 2D TOF

영상에 영향을 미치는 요인으로는 혈류속도, 방향, 혈관의 모양, 혈액 및 조직의 T1, 펄스 parameter등이 있다. 급경사의 gradient가 필요하게 되고 큰 혈류보상 gradient가 필요하여 TE를 증가시켜야 하는 단점이 있다. 조영제를 주입하여 느린 혈류의 신호를 증가시킬 수 있으나 배후잡상(background noise)을 증가시키는 단점이 따른다. 획득시간(acquisition time)이 짧고 사용방법이 간편하여 임상이용이 많으며, 느린 혈류에 민감하고, 정상적인 혈류속도에 saturation효과가 적은 것이 장점이다. 2D TOF기법은 정맥 혹은 말초부위의 혈관검사에 유용하다. 반면에 in plane blood flow에 신호소실을 초래하고, 환자의 움직임에 의하여 축상면에 misregistration을 할 수 있으며, minimum TE와 MIP기법의 제한 때문에 협착부위를 과대 평가하게 되는 단점이 있다.

Clinical applications

- Demonstration of the carotid bifurcation
- Evaluation of suspected basilar artery occlusive disease
- Cortical venous mapping in the brain
- Evaluation of suspected intracranial venous thrombosis

2) 3D TOF

3D TOF는 2D TOF보다 대체로 더 좋은 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio)를 얻을 수 있고 매우 얇은 slice의 영상이 가능하여 voxel size를 감소시켜 intravoxel dephase를 줄일 수 있다. 영상에 영향을 미치는 요소로서는 혈류속도, imaging slab에 대한 혈관의 방향, imaging volume 크기 등이다. 공간분해능(spatial resolution)이 좋고, 영상획득 시간이 비교적 짧으며, 고속이나 중정도의 혈류속도를 갖는 혈관을 파악하는데 좋으며, 대단히 짧은 TE를 시행할 수 있고, 대조도 대 잡음비(contrast-to-noise ratio)가 높으며 신호 대 잡음

비가 높은 장점이 있다. 그러나, 혈류속도가 느린 경우 imaging slab을 지나는 동안 saturation이 일어나 혈류의 신호강도가 감소하게 된다. 또한 imaging volume이 비교적 적어야 하고 조영제 사용 없이 정맥계를 영상화하는데 제한이 있는 단점이 있다.

Clinical applications

- Assesment of carotid artery occlusive disease
- Demonstration of AVM arterial supply and nidus
- Evaluation of intracranial aneurysm
- Imaging of venous angiomas, using MR contrast material

2. Phase contrast(PC)

PC 방법은 스핀이 자장경사를 이동할 때 생기는 위상이동(phase shift) 현상을 이용하는 영상법이다. 영상획득(acquisition)방법에 따라 2D 혹은 3D PC가 있다. 이 영상법에서는 통상 유체에 대해 양극성(positive polarity)과 음극성(negative polarity)을 갖는 서로 다른 경사(gradient)를 적용하는 두 개의 영상을 얻고, 각각에서 유발된 양성위상이동(positive phase shift)과 음성위상이동(negative phase shift)의 혈류영상을 서로 감산(subtraction)하여 혈류에 의한 신호는 증폭시키고 정지조직으로 부터의 신호는 감소시키게 된다. 이 방법에서는 혈류속도의 분포에 따라 위상부호화경사(phase encoding gradient)의 크기를 조정하여 줌으로써 위상이동이 $\pm 180^\circ$ 이상이 되었을 때 유발되는 aliasing 현상을 방지하여 주어야 한다. 혈류속도부호화(velocity encoding, VENC)가 특징인데 조절된 최대속도 이하의 혈류가 aliasing 없이 영상에 나타난다. 즉 지정된 VENC 이상의 혈류는 저신호강도로 보인다. 또한 3D PC 방법에서 혈류를 3방향으로 다 부호화(encoding)하여주기 위해서는 최소 4번의 영상을 얻어야 함으로 영상시간이 길어지는 단점이 있다. 그러나 PC 방법은 근본적으로 정량적(quantitative)인 방법이라는 장점과, 신호강도가 flow saturation과는 무관하므로 느린 혈류(slow flow)를 영상화 할 수 있다는 장점이 있다.

1) 2D PC

영상획득시간이 짧아 3D PC를 하기 전에 적절한 VENC를 찾을 수 있도록 가능하게 하여 시간이 많이 걸리는 3D PC를 적절하게 할 수 있는 장점이 있으나 다양한 재투사영상이 불가능하고 voxel 크기가 클수록 intravoxel dephasing이 증가한다는 단점이 있다.

Clinical applications

- Generating vascular localizer prior to more lengthy 3D PC angiography
- Detection of flow rates in AVMs and aneurysms, using variable velocity encoding

2) 3D PC

혈류속도의 정량적 평가가 가능하여 검사하고자 하는 부위, 혈관질환의 종류에 따라 VENC를 조절하여 검사할 수 있으며, intravoxel dephasing이 적고, 배후잡상억제가 뛰어나며, 신호 대 잡음비가 높고, 3D TOF에 비해 volume의 크기가 커도 saturation효과가 극히 적으며, 조영제를 주입하여 동맥과 정맥구조물들을 잘 볼 수 있는 장점이 있다. 그러나 언급한 것처럼 영상획득시간이 길며, 2D PC를 먼저 시행하여 적절한 VENC를 알아야 하고, 와류(turbulent flow)가 있을 때 TOF보다 민감하여 신호소실을 초래하는 단점이 있다.

Clinical applications

preoperative and post-treatment AVM assesment

Evaluation of intracranial aneurysm

Demonstration of venous occlusions and malformations

Large volume imaging(e. g, whole head)

Examination of congenital intracranial vascular injuries

Evaluation of traumatic intracranial vascular injuries

3. MRA Planning and Post-Processing

MRA로 얻어진 data를 conventional angiography와 같은 형태로 재구성 하는 것을 post-processing이라 하는데 MIP(maximum intensity projection)법이 널리 쓰인다.

4. Contrast Enhanced 3D MR Angiography with short TR/TE

최근 software의 발전으로 TR/TE를 짧게 하므로서 fast 3D MRA scan 이 되어 짧은 시간내에 촬영이 가능하게 되었다. 이렇게 short TR/TE MRA 기법을 사용하는 경우 inflow effect가 없어지게 되므로, paramagnet contrast agent의 intravascular T1 shortening 효과로 주위 조직에 대한 상대적 조영이 되게 정맥으로 조영제 주입후 MRA 촬영을 한다. 원하는 동맥의 적절한 조영도를 얻기 위해서 두배 용량인 0.2mmol/kg의 조영제를 antecubital vein으로 급속 주입하는 것이 중요하다. 정맥주입된 조영제의 first pass 가 주입후 대개 5초 후에 경동맥에 도착하게 되므로 이때 k space의 중심 dat가 얻어질 수 있게 적절한 시간에 촬영하여야 한다. 필요에 따라 기왕에 발표된 공식을 이용하거나 test dose(1cc)를 주입한 후 1초간격의 dynamic scan을 하여 적당한 peak point까지의 시간을 구할 수 있다. short TR/TE MRA의 장점으로 1) 짧은 시간에 촬영이 가능하므로 multiphase 촬영시 동맥기와 정맥기의 영상을 분리하여 관찰할 수 있으며, 2) breath-hold가 가능하므로 종전 MRA의 호흡운동에 의한 artifact나 영상의 흐름을 방지 할 수 있다. 3) 조영제의 T1 shortening 효과로 촬영이 가능하므로 종전 MRA에서 와류나 역류 등에 의한 신호소실의 가능성이 배제되며, 4) 동맥내 조영제의 순환에 따라 최종 기관도 나타나므로 복부에서 kidney 등에서 상대적 perfusion의 차이를 알 수 있으며, 5) 종래의 MRA보다 S/N과 C/N이 월등히 향상되는 장점이 있다. 그러나, 1) 18gauge이상의 도관으로 다량의 조영제를 정맥주사하는 것이 필요하며, 2) 촬영까지 적절한 시간차를 맞춰야 좋은 영상을 얻을 수 있으며, 3) 상대적으로 관찰면이 넓으므로 contrast는 좋으나 resolution이 나쁜 단

점이 있다. 경동맥 협착 정도를 평가하는데 유용한 것으로 보고되고 있다.

III. Neuroradiologic Applications

1. Occlusive arterial disease

Thromboembolic disease를 갖고 있는 환자들에서 MRA에 나타나는 양상은 vascular lesion site와 parenchymal insult의 정도에 의존한다. 따라서 적절한 기법을 사용하여 진단에 도움을 줄 수 있도록 한다.

2D TOF는 비교적 slow flow에 민감하므로 nearly occluded internal carotid 혹은 vertebral artery를 평가하는데, 3D TOF는 spatial resolution이 뛰어나고, 조영증강, MOTSA, Magnetization transfer등의 기법응용으로 slow flow도 민감도를 높일 수 있어 atherosclerotic disease나 nearly occluded artery의 slow flow도 인지를 가능하게 한다. 2D PC기법은 flow direction, longer acquisition을 하기 전 localizer로, 그리고 flow velocity 나 volume flow rate등을 파악할 수 있게 한다.

2. MRA Evaluation of Patients with suspected Aneurysms

3D TOF MRA는 small aneurysm in region of Circle of Willis를 인지하는데 우수하며 multiple thin overlapping slabs 혹은 magnetization transfer 기법으로 자세한 혈관영상을 얻을 수 있다.

PC기법은 velocity encoding(VENC)을 하여 aneurysm의 빠른 inflow jet혹은 slower circulating central vortex flow를 알아낼 수 있으며, 또한 residual lumen을 파악하는데 유용하다.

그렇지만 MRA는 short T1 relaxation time을 갖는 물질(e. g methemoglobin)이 병적인 flow conditions로 오인할 수 있고, intravoxel dephasing으로 parent artery와 aneurysmal neck과의 관계파악이 어려울 때도 있으며, high spatial resolution을 요구하고, labor-intensive process인 단점이 있다.

3. AV Malformations

AV malformation이 있는 환자의 MRA에서(a) define the arterial supply to the AVM, (b)delineate the size and location of the AVM nidus, (c) determine whether the venous drainage is central or peripheral, (d) identify high flow fistulas or aneurysms, (e) assess the hemodynamic impact of the malformation on the adjacent brain parenchyme등의 요소들을 파악하는 것이 중요하다.

Parenchymal type에서 3D TOF기법은 feeding artery와 draining vein, nidus등을 잘 파악할 수 있는 유용한 기법이며, PC기법은 velocity determination, directional flow information of feeding vessels를 얻을 수 있고, very small AVMs도 인지할 수 있다. AVM이 있는 환자에서 volume flow rate(ml/min), mean velocity(cm/s), peak systolic velocity(cm/s)는 ipsilateral carotid artery는 563 ± 48 , 90.0 ± 7.8 , 117.2 ± 9.2 , 그리고 contralateral carotid artery는 422 ± 29 , 83.3 ± 7.6 , 111.3 ± 9.7 이며, basilar artery는 385 ± 42 , 83.6 ± 7.2 , 105.3 ± 9.0 으로 알

려져있다.

Dural type에서 PC기법은 flow direction in draining veins and dural sinus를 파악하는데 유용하다.

4. MR Venogram

MR 스핀에코영상에서 intraluminal thrombus는 시기별로 다양하게 나타나는데 Acute phase(1 to 3 days)에서 isointense thrombus on T1 WI로, reduced SI on T2 WI로 나타나게되어 flow void와의 감별이 어려워진다.

Early subacute thrombus(4 to 7 days)는 hyperintense on T1 WI로 관찰되고, 특히 "cord sign" of straight sinus를 볼 수 있는데 이는 rope like configuration of thrombus 때문이다. iso- or slightly hypo- intense on T2 WI로 관찰된다.

Late subacute thrombus(7 to 10 days)는 hyperintense on both T1 and T2 WI로 나타난다.

Chronic phase는 T1 WI에서 hyperintense (10 to 30 days) 그리고 isointense (after 30 days)로 나타난다.

Contrast enhancement를 하게 될 때, dural sinuses주위로 inflammatory or neoplastic lesions를 파악하는데 유용하다. 즉, intense shaggy enhancement of the walls of the sagittal sinus를 볼 수 있는데, 이는 enhanced collateral venous channels와 dural congestion때문이다.

1) Sagittal sinus thrombosis

증상은 severe headache resistant to analgesic therapy, malaise, nausea, vomiting and irritability와 침범지역에 따라 다양하게 seizure, focal neurologic deficits가 나타난다.

원인질환으로서 Local diseases로 Infection(Extradural: mastoiditis, sinusitis cellulitis, osteomyelitis, Intradural: acute bacterial and chronic granulomatous meningitis, Intraparenchymal: abscess)등이 있고, Trauma(fracture overlying a dural sinus), Neoplasm(meningioma, calvarium metastasis, carcinomatous meningitis), Arterial infarction and subarachnoid hemorrhage등이 있으며, Systemic disease로 Pregnancy, puerperium, oral contraceptives, Collagen vascular disease, SLE, Migratory thrombophlebitis, Inflammatory bowel disease, Cardiac disease(cyanotic heart disease, congestive heart failure), Hematologic disorders(polycythemia, leukemia/lymphoma, sickle cell anemia, DIC, hemolytic anemia), Idiopathic등이 있다.

2) Lateral sinus thrombosis

증상은 headache와 fever이며, 주원인은 secondary to infectious process, such as otitis media, mastoiditis, or tonsillitis이다.

3) Cavernous sinus thrombosis

venous thrombus가 의심될 때는 2D 혹은 3D TOF를 적절하게 이용하며 intraluminal thrombus는 저신호강도로 유입혈류(inflowing blood)는 고신호강도로 나타난다.

주로 thrombosis는 MIP 나 source images에서 absence of flow signal로 나타나며, contrast enhancement를 하게될 때 wall of sagittal sinus가 intensely enhancement되는데 이는 dilated venous collaterals 와 dural

congestion때문이다.

2D PC도 유용한 기법이며 complete thrombosis 일 때는 absence of flow로, partial thrombosis 일 때는 irregular flow patterns and intraluminal thrombosis가 나타난다. Contrast enhancement를 하면 significant increase in the intraluminal signal intensity for slow flow의 효과를 보고 collateral pathways와 flow around localized thrombus를 잘 볼 수 있게된다.

MRA의 질은 높은 공간분해능(spatial resolution)과 배후억제(background suppression)에 의해 향상될 수 있으며, 높은 공간분해능은 pixel size를 증가시킴으로써 얻을 수 있고 배후억제는 자화전이(magnetization transfer) 등 여러 방법에 의해 효과적으로 이를 수 있다. MRA는 점점 속도가 빨라지는 급속 스핀에코 및 gradient echo와 EPI 등의 개발과 더불어 영상에 질을 향상시키는 소프트웨어의 개발로 발전이 급속도로 이루어지고 있어 임상이용도 극대화 될 것이다. 결론적으로 MR angiography는 혈관질환을 평가하는 비침습적인 검사로써 매력적인 기법이라 할 수 있다. 그것은 혈관병리상태에 관한 정보제공뿐 아니라 혈관질환의 혈액역학적 연구나성을 결정하는 데에 있어 충분한 잠재성을 갖고 있다. 따라서 end organ을 평가하는데 있어서 MR 영상과 함께, MR angiography는 혈관질환의 임상적 평가에 있어 강력한 도구가 될 것이다.

B. Spiral CT Angiography(CTA)

CTA는 spiral CT scan에서 얻어지는 volume data를 3차원 영상으로 만들어 마치 혈관촬영과 유사한 영상을 얻는 방법이다. Spiral CT 의 기본원리 및 삼차원적 재구성 방법 그리고 어떠한 혈관질환에 적용할 수 있을 것인지를 알아보겠다.

I. Basic Principles of Spiral CT

과거 CT는 generator-tube 및 detector array-컴퓨터사이는 케이블로 연결되어 있어 기계적으로 x-tube-detector array의 연속적인 회전이 불가능하다. 또한 X-ray tube의 회전시 가속과 감속을 반복하여야 하므로 scan time이 2-3초에 이르고, 원래의 위치로 tube가 다시 돌아온 후에야 다음 스캔이 가능하므로 5-10초의 스캔간 지연이 불가피하였다. 그러나 slip-ring gantry system의 도입으로 X-ray tube를 연속적으로 회전을 가능하게 하여 스캔시간을 1초 이내로 감소시킬 수 있었으며 volume data를 얻을 수 있게 되었다.

Slip-ring technology를 이용한 Spiral CT는 X-ray tube가 회전하면서 환자 테이블도 일정한 속도로 움직이면서 나선형의 Raw data가 얻고 이를 interpolation의 과정을 거쳐 영상화한다(Fig 1).

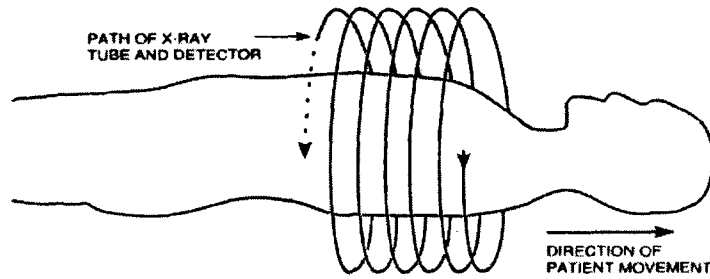


Fig 1 Schematic drawing of the scanning geometry used in spiral CT: The Z-axis parallels the long axis of the patients.

가) Interpolation Algorithm

1. 360° linear interpolation

인접한 두 projection data(Z' , $Z'+d$)로 부터 재구성하고자 하는 Z에서의 거리에 따라 비례적으로 가중치를 (Z-axis weighting) 주어 평균하는 방법으로 X-ray tube가 두 번 회전한 720° data가 필요하다. volume averaging artifact에 의한 longitudinal resolution(Z-direction)이 감소한다(Fig 2a).

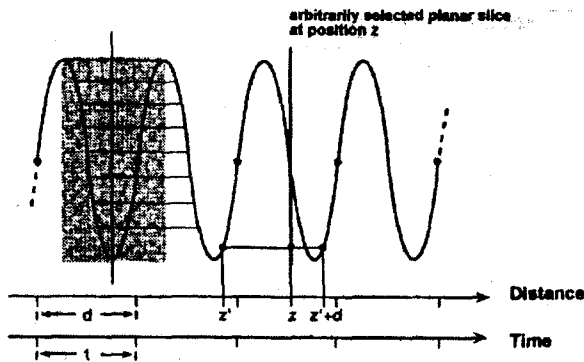


Fig 2a 360° linear interpolation

2. 180° linear interpolation

원래의 spiral raw data의 임의의 점에서 180° 반대방향에 있는 점으로부터의 가상적인 data를 구하여 재구성 하고자하는 임의의 plane(Z)에서 원래 spiral data point($Z'+d$)와 가상적인 spiral data point(Z')사이의 거리를 계산하고 Z에서의 거리에 따라 비례적으로 가중치를 주어 평균하는 방법으로 한 번의 X-tube의 회전으

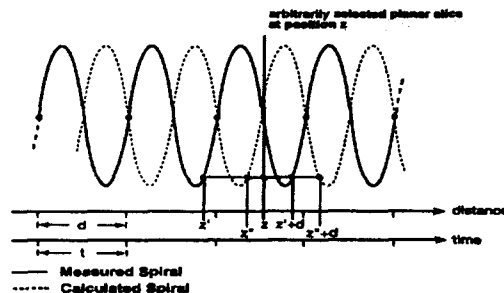


그림 2b. 180° linear interpolation

로도 영상재구성이 가능하다. 360° linear interpolation에 비하여 longitudinal resolution(Z-direction)이 향상되

있으나 noise가 증가한다(Fig 2b).

3. Interpolation artifacts

1) Stairstep artifact

테이블이동방향과 사선으로 위치한 혈관은 계단모양의 단절이 보인다. 이 현상은 테이블 이동방향과 평행할수록 적게 나타난다(Fig 2c).

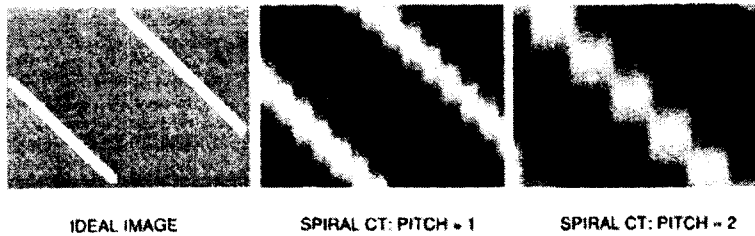


Fig 2c. "Stairstep" artifact.

Longitudinal reformations from spiral CT(eight mm collimation, eight and 16mm table increment(middle and right, respectively), one mm reconstruction interval of aluminum plates oriented oblique to the direction of patient travel. This should appear as straight lines in ideal reformations(left), but appears as discontinuous surfaces or "stairsteps"(middle, right). The height of the "stairstep" is proportional to the table incrementation

2) Break-up artifact

longitudinal reformation에서 나타나는 현상으로 surface가 irregular disruption으로 나타난다. 180° higher-order interpolation method에서만 보인다(Fig 2d).

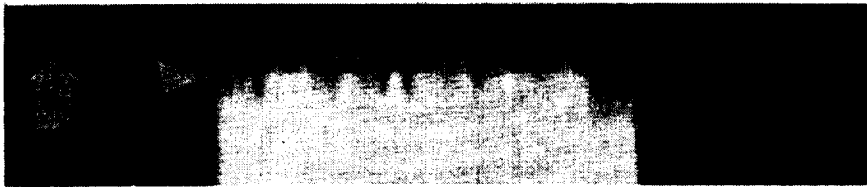


Fig 2d "Break-up" artifact.

Multiplanar reformation of fracture displacement phantom scan acquired with spiral technique(Two mm collimation. Pitch=1, 180° cubic-spline interpolation) reveals discontinuity of the phantom surface(arrowhead) orthogonal to direction of table travel(arrow). The artifact was seen when 180° higher-order(cubic-spline) interpolation was used but not with 360° linear or 180° linear interpolation.

나) Z-축 분해능(Z-axis resolution)

CT스캔은 axial plane에서의 detector sampling이 longitudinal plane보다 많기 때문에 Z-축 분해능이 저하된다. 기존 CT는 slice thickness의 반 이상을 중첩시켜 스캔하여 보상하지만 spiral CT는 단순히 volume data로 image reconstruction interval을 줄임으로써 더 이상의 방사선 피폭 없이도 Z-축 분해능을 증가시킬 수 있다.

SSP(section sensitivity profile)를 구함으로써 이러한 Z-축 분해능을 구할 수 있는데 FWHM(full width at half maximum)이 가장 많이 사용되는 parameter이다. SSP에 영향을 주는 요소로는 ① interpolation 방법, ② pitch, slice thickness 및 ③ image reconstruction interval이 있다(Fig 3 a, b).

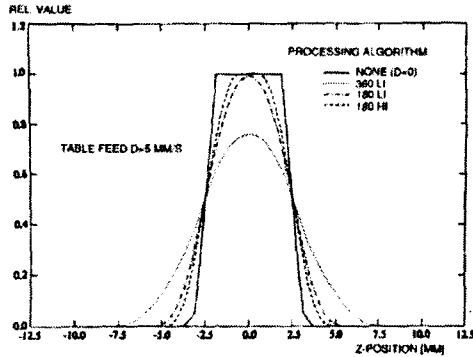


Fig. 3a SSP for different spiral CT interpolation algorithms(five mm collimation, pitch of one).

The profiles for 180° interpolation algorithms nearly approximate that of the rectangularly shaped profile of conventional scanning. 360LI=360° linear interpolation. 180LI=180° linear interpolation. 180HI=180° higher-order(cubic-spline) interpolation, d=table feed(mm/sec), Rel=relative, z-position=longitudinal position(mm).

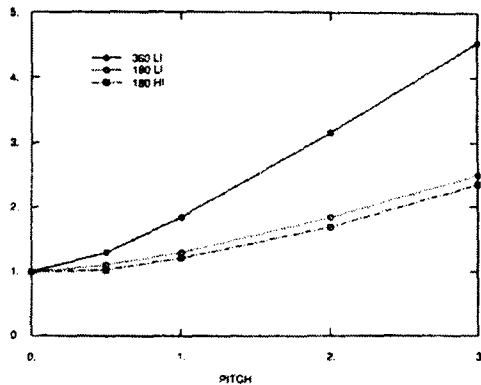


Fig 3b Slice thickness versus pitch for three different interpolation algorithms.

A substantial improvement in slice thickness broadening is seen with 180° interpolation (180LI,180HI) for pitch greater than one as compared to 360° interpolation(360LI). Graph displays simulated slice thickness(defined here) as the FWTM of SSP) for spiral CT performed with five mm collimation. Pitch=zero refers to conventional scanning;360LI=360° linear interpolation;180LI=180° linear interpolation; 180HI=180° high-order (cubic-spline) interpolation.

다) Operator-Controlled Parameters:

mA, collimation, Pitchy, scan time

- ① mA가 높을수록 noise가 감소하나 maximum scan time은 감소한다.
- ② slice thickness를 줄이면 longitudinal resolution은 향상되고 noise는 감소하나 scan range은 감소한다.
- ③ pitch를 늘리면 scan range는 증가하나 longitudinal resolution은 감소한다.
- ④ scan time을 늘리면 scan range는 증가하나 호흡 정지시간이 길어지고, 조영증강기간이 길어져 많은 조영제가 필요하며, X-ray tube의 heat capacity 제한 때문에 높은 mAs를 적용할 수 없다.

라) Advantages and Limitations of Spiral CT

1. Advantages

- ① improved lesion detection
- ② improved densitometry

- ③ optimization of enhancement with intravenous contrast materials
- ④ reduction of total contrast material volume
- ⑤ improved multiplanar and 3-D reconstructions
- ⑥ improved patient throughput

2. Limitations

- ① increased image noise
- ② decreased longitudinal resolution
- ③ increased time for image processing
- ④ increased requirements for data storage

II. 3-D Reconstruction

3-D영상을 얻기 위한 첫 단계는 longitudinal interpolation인데 spiral CT data에서 얻은 anisotropic voxel의 transaxial images를 그 사이에 수많은 slice의 images를 더 얻어 isotropic voxel로 전환한다(Fig 4a). 그 다음 preprocessing 과정을 거쳐 원하지 않은 interpolated image data를 제거하고 surface shade display(SSD) 방식이나 Maximum intensity projection(MIP)방식을 이용하여 3-D영상을 얻을 수 있다.

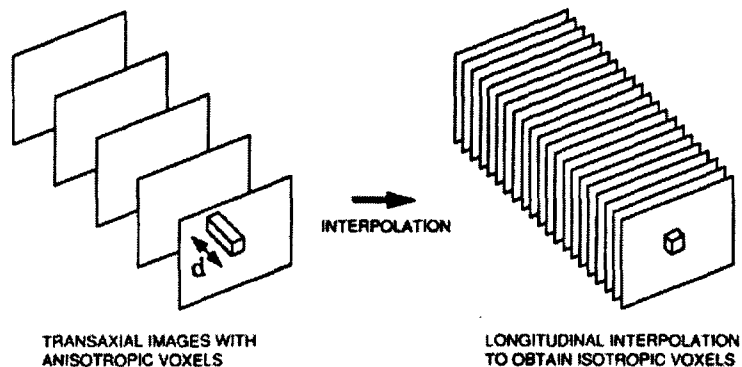


Fig 4a Initial processing step for both 2-D and 3-D reformations. Following reconstruction of the spiral CT data into transaxial images, the voxels are usually anisotropic(their z-axis dimension is greater than their dimensions in the transverse plane). The transaxial image data undergo longitudinal interpolation to generate multiple intervening slices with isotropic voxels(equal in all three dimensions)

1. Surface Shade Display(SSD)

SSD방식은 일정 역치값을 정하여 그 범위 내에 속한 HU의 pixel만 일정한 값으로 치환하고 범위 밖의 pixel은 제거시키고, 가상적인 광원으로 부터 빛을 비추어 입체감을 갖는 흑백(gray scale)의 3-D 영상을 만들어 낸다(Fig 4b). 이때 gray scale은 X-ray attenuation을 의미하지 않는다. 최근에는 각각의 조직에 대해 서로 다른 역치값과 각각을 다른 색깔로 지정한 후 투명도를 조절하여 한꺼번에 적절한 삼차원 영상을 만들어 낼 수 있다.

배경을 최대한 제거하여 깨끗한 영상을 얻기 위해서는 적절한 역치값을 정해야 하고(역치값을 높이면 작은 혈관을 관찰할 수 없고 협착정도가 과장되며 역치값을 낮추면 배경으로 위치한 연부조직에 의해 혈관이 가릴 수 있다. 적절한 조영증강을 시행하여야 한다. Image reconstruction은 noise-level이 높은 high-frequency algorithm보다는 low-frequency algorithm을 사용하는 것이 바람직하다.

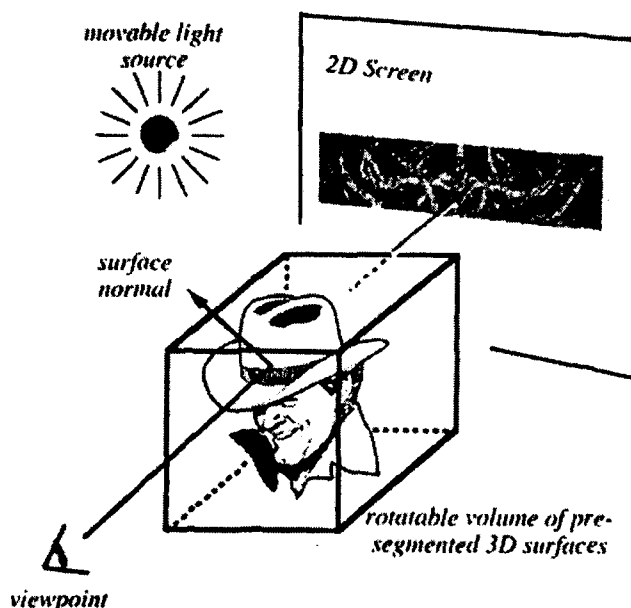


Fig 4b 3-D reconstruction by SSD.

The first step is to segment the volume, usually by using some type of threshold, into mathematical description of surface. Next, the user sets the viewing orientation and the location of one or many simulated lighting sources. As with volume rendering, the algorithm then casts rays along the viewing direction onto a hypothetical 2-D screen. However, as soon as the ray intersects a surface, a lighting model based on the surface normal at the intersection and the location of the light sources is computed. The shaded of grey(or color) assigned to each pixel depends on the lighting model. For example a Lambertian lighting model results in reflections whose brightness depends only on the angle that rays from the light source to the surface location make with the source normal.

SSD방식은 ① 비교적 단순하고 ② 속도가 빠르며 ③ 실질적인 입체적인 영상으로 겹쳐있는 혈관의 검사에 장점이 있다.

그러나 ① 가늘거나 협착이 심한 혈관은 partial volume averaging에 의해 혈관의 CT attenuation이 떨어지면 협착 정도를 과장하거나 존재하지 않은 협착을 만들어 낼 수 있고, ② 조영증강된 혈관내경과 혈관벽의 석회화의 구분이 되지 않아 협착을 과소 평가할 수 있으며, ③ 혈관내강만을 표현하므로 주위장기와의 관계 및 대동맥류의 혈전을 포함하는 true dimension을 알 수 없고, ④ 가상광원이 비추는 방향으로 각을 이루는 혈관은 그늘져 혈관의 협착으로 오인할 수 있으며, ⑤ suboptimal bolus time, reduced flow distal to stenosis, noise등에 의한 영상의 질적 저하 및 왜곡현상이 심한 단점들이 있다.

2. Maximum Intensity Projection(MIP)

MIP방식은 이차원 영상을 Z-axis 방향으로 쌓아 놓은 후 가상 평면에 투사하여 투사 평면에는 투과선의 경로중 가장 밝은 pixel의 값을 표시하는 것이다(Fig 4c). computer를 이용하여 임의의 투사 평면을 정할 수 있고 일정 각도 간격으로 360° 를 돌아가면서 투사 영상을 얻어 cine loop를 만들 수 있다.

MIP방식은 ① 영상의 gray scale은 CT attenuation value로 표현하므로 조영된 혈관, 혈관벽의 석회화, 주위 실질을 쉽게 구분할 수 있고 ② SSD방식에 비해 작은 혈관도 잘 볼 수 있다.

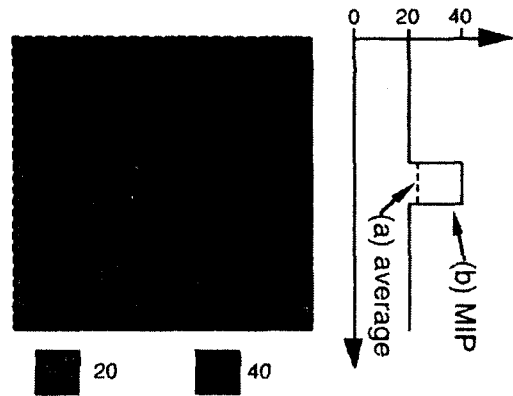


Fig 4c 2-D comparison of (a) average and (b) MIP.

The dark pixel represents a blood vessel perpendicular to the plane with intensity 40. The gray pixels represent background signal of intensity 20. Plot shows projection through the rows. Note that the MIP in this example results in a vessel-to background ratio of 2:1, whereas the average projection results in 8:7.

Pitfalls of MIP

1) Data loss

투과선의 경로중 가장 높은 값을 취하므로 실제 영상을 얻기 위해 사용한 data는 극소수에 지나지 않을 것이다. 이 같은 data loss로 인하여 ① noise가 증가하고 ② 겹쳐진 혈관이나 좁아진 혈관의 농도가 혈관촬영사진과 달리 똑같은 농도로 표현되는데(Fig 4d) 이는 다양한 각도의 reconstruction으로 극복할 수 있다.

2) Increased background mean

① Partial volume효과에 의해 배경에 가려 혈관이 보이지 않을 수 있는데 in-plane resolution보다 2배 이상 작은 혈관이나, 보통 slice thickness가 in-plane resolution 보다 크므로 acquired section에 평행하게 달리는 경우 더 심해진다. 그리고 ② 주위 실질이나 정맥의 조영에 의해서도 혈관이 가려 보이지 않을 수 있다.

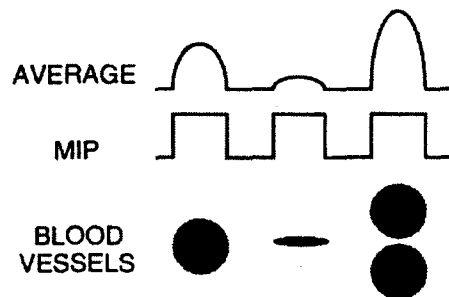
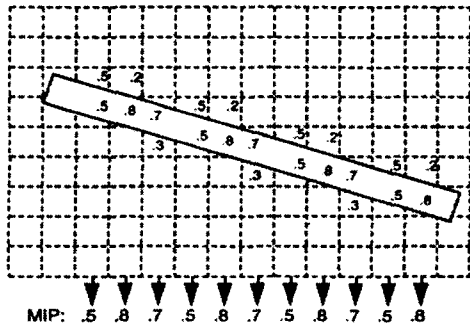


Fig 4d 2-D comparison of average and MIP with regards to vessel cross-section and loops

3) Resampling and MIP artifacts

① Aliasing (stair-step) artifact와 ② MIP artifact(Fig 4e)가 있다.

Fig 4e 2-D example of MIP artifact.



Suppose the white rectangle represents a vessel in plane, and that a MIP is computed down the columns of the pixel grid. Even if the vessel were uniform in intensity, the partial volume effect in the acquired images causes pixels to be shaded with a fraction of the all intensity as shown.(unlabeled pixels are zero.) Note that the example vessel has width on the order of the pixel size: larger vessels at this orientation to the grid may not show this effect. The width required to eliminate the artifact is dependent on the orientation, also note that an average projection would obviate artifact.

III. Neuroradiologic Applications

두경부 혈관에 대한 CTA의 기본원리는 복부 및 기타 부위와 다른 점은 없으나 ① 두개강내 혈관을 보고 지할 경우 뇌혈관의 직경이 가늘어 Z-axis resolution이 1mm 이하의 비교적 높은 해상도가 요구되며 ② 뇌동맥에서 정맥으로의 transit time이 짧아서(10-15sec) scan duration이 길어질수록 정맥혈관이 뚜렷하게 보여 영상의 선명도가 감소하므로 보고지하는 부위를 중심으로 적은 범위를 커버하여 scan duration이 필요없이 길어지지 않도록 해야 한다. ③ 두개골 기저부의 bone density는 두경부 혈관에 대한 CTA의 가장 큰 장애요소의 하나로 각 CT기종이 내장하고 있는 editing program을 이용하여 제거하거나 독립된 영상처리용 워크스 테이션에서 제거할 수 있다.

(1) CT Angiography of the Carotid Bifurcation

1. Initial experience with CT angiography versus other techniques

Table Accuracy of CT angiography of the carotid bifurcation

study	No. of patients/ bifurcations	Correlation % modality	Pt with severe stenosis by CT and angio,(%)
Schwartz et al., 1992	20/40	92, angiography 97, ultrasound	20/20(100)
Marks et al., 1992	14/28	89, angiography	7/7(100)
Dillon et al., 1993	27/50	82, angiography	14/17(82)
Castillo, 1993	10/20	50, angiography	3/6(50)

2. Advantages, Limitations, and pitfalls of carotid CTA

1) Limitations

① 가장 문제거리중 하나는 bifurcation에 있는 석회화이다. 특히 SSD 기법에서는 혈관 협착을 간과할 수

있으므로 MIP기법으로 CTA영상을 재구성하거나 source images를 주의 깊게 살펴보는 것으로 극복할 수 있다.

- ② 정맥조영제의 사용으로 인한 부작용이 일어날 수 있다.
- ③ 협조가 되지 않는 환자는 motion artifact로 인하여 시행하기가 힘들고 좋은 영상을 얻을 수 없다.
- ④ 3차원 혈관영상을 얻기 까지 시간이 많이 걸린다.
- ⑤ 주위 정맥구조도 같이 영상화될 수 있다.
- ⑥ intracranial circulation을 동시에 검사할 수 없다.
- ⑦ 혈관의 해상도가 혈관촬영만큼은 되지 못한다.
- ⑧ 치아에 금속보철로 인하여 혈관이 가려질 수 있다.

2) Advantages(주로 MRA와 비교해서)

- ① data aquisition이 매우 빠르다.
- ② 폐쇄공포증환자에서도 안전하게 시행할 수 있다.
- ③ pacemaker등으로 MRA를 할 수 없는 환자도 시행할 수 있다.
- ④ Conventional angiography에 비해 비침습적이고 다양한 방향으로 혈관을 관찰할 수 있다.

3. scanning technique

Protocol for CTA of the carotid bifurcation

Scan mode	spiral
Gantry angulation	None
Scan parameters	120kVp, 280mA, 1sec
FOV	15 cm
Pitch	1:1
Collimation	3mm
No. of axial images	60(may be less)
Area of interest	C6-7 to skull base
Patient instruction	Quiet breathing, no swallowing
Contrast	Nonionic,
Amount	75mL
Route	Intravenous via antecubital vein
Rate	2mL/sec
Scan delay	25sec
Reconstruction algorithm	Standard
Images used for rendering	Overlapping-1mm spacing
Threshold for 3-D rendering	100HU
3-D display modes	SSD, MIP

(2) CT Angiography of Cerebrovascular Circulations

1. Circle of Willis: Scanning technique

Protocol for CTA of the circle of Willis(*Chonnam National Univ. Hospital*)

Scan mode	spiral
Gantry angulation	None
Scan parameters	120kVp, 200mA, 1sec
FOV	22 cm
Pitch	1:1
Collimation	1mm
No. of axial images	35(may be less)
Area of interest	skull base부터 상부로 터키안까지
Patient instruction	Quiet breathing, no swallowing
Contrast	Nonionic,
Amount	150-160mL
Route	Intravenous via antecubital vein
Rate	2.5-3.0mL/sec
Scan delay	30-40sec
Reconstruction algorithm	Standard
Images used for rendering	Overlapping-0.5mm spacing
Threshold for 3-D rendering	100HU
3-D display modes	SSD, MIP

2. Circle of Willis: Intracranial aneurysm

1) Surgically important informations

- ① presence/absence of additional aneurysm,
- ② size,
- ③ characteristics of the aneurysm neck,
- ④ the direction of pointing of aneurysm,
- ⑤ the presence of vasospasm,
- ⑥ the patency of adjacent segments of the circle of Willis

2) size of aneurysm

- Most important indicator of risk of rupture

- ⊙ Although more than half of the aneurysm were 5mm or smaller, these account for only 3% of aneurysmal ruptures on an autopsy study of 191 aneurysms *McComick WF et al*
- ⊙ Critical size of aneurysmal rupture is 4mm on autopsy study *Compton MR et al*
- ⊙ Only those larger than 1 cm unruptured within that period, prospective study of 161

③ 환자의 움직임에 예민하다.

3)Complications of aneurysm

- ① Vasospasm: SAH환자의 약 30%에서 4-11일 정도에 vasospasm이 일어날 수 있는데 그중 절반 정도가 사망하거나 장애가 남을 수 있으므로 Vasospasm의 발견하여 조기에 적절한 치료를 시행하여야 하므로 중요하다. 발견은 주로 혈관촬영이나 transcranial Doppler를 시행하여 병변을 발견하는데 transcranial Doppler는 false negative가 많다. MRA는 aneurysm clip이나 시간이 많이 걸리므로 시행하지는 않고 있다. 최근 CTA와 conventional angiography를 비교한 보고에서 CTA도 진단에 매우 유용하며 혈관의 협착이외에 혈관벽도 검사할 수 있어 spasm 과 dissection을 감별할 수도 있다.
- ② Proper placement of clip: CTA로 clip으로 적절하게 막힌 aneurysm의 내강을 잘 볼 수 있고 clip이 부적절하게 되어 혈관과 통하여 있을 때도 잘 관찰할 수 있다. CTA를 시행하여 검사하는 경우 문제점은 aneurysmal clip에서 발생하는 beam-hardening artifact인데 이 artifact는 1mm이하의 thin collimation을 이용하면 많이 줄일 수 있다.

5)Initial CUH experience with CT angiography versus other techniques

Location of the aneurysm and delineation of aneurysmal neck.

Location	CA		CTA	
	Detection	Neck*	Detection	Neck*
A-com.	10	9	10	10
P-com.	6	4	5	5
MCA	3	2	3	2
ACA	2	2	1	1
Bas.	2	0	2	1
ICA	1	0	1	0
SCA	1	0	1	0
Total	25	17	23	19

*:Numbers of aneurysms with neck delineation

Comparison between CA and CTA in the evaluation of aneurysmal direction and parent artery

Location (No. of aneurysm)	CA>CTA	CA=CTA	CA<CTA
A-com.(10)	1	7	2
P-com.(5)	0	4	1
MCA(3)	0	3	1
ACA(1)	0	0	1
Bas.(2)	0	1	1
ICA(1)	1	0	0
SCA(1)	0	1	0
total(23)	2	15	6

6)Aneurysm screening technique in absence of SAH

일반적인 aneurysm의 발생빈도는 1-2%이다. 특히 adult polycystic kidney disease환자의 유병율은 매우 높

다고 알려져있다. Ruptured aneurysm의 경우 사망율이 50-60%에 이르나 unruptured aneurysm은 적절한 수술로 완치할 수 있다. 이런 screening test로서의 CTA가 유용하다는 예비보고는 몇몇 있으나 앞으로 많은 연구를 해야 할 것이다.

7) Advantages and disadvantages of CTA over MRA

i) Advantages

- ① 빠른 시간에 검사를 시행할 수 있다.
- ② flow related artifacts가 없기 때문에 large aneurysm 이나 small aneurysm을 더 잘 볼 수 있다.
- ③ 기관지 삽관을 시행한 환자나 ferromagnetic vascular clips을 시술 받은 환자에서 시행할 수 있다.

ii) Disadvantages

- ① 조영제를 사용해야 한다.
- ② 방사선 피폭.
- ③ bone, calcium, cavernous sinus에 의해 둘러싸인 intracavernous 나 supraclinoid carotid artery에서 발생하는 aneurysm을 발견하기 위해 이들 구조물로부터 혈관을 분리하기 위한 복잡한 postprocessing 작업이 필요하다.
- ④ SAH에 의해 aneurysm이 보이지 않을 수 있다(TOF MRA 에서도 hemorrhagic clot에 의해 보이지 않을 수 있다).

8) Advantages and Disadvantages over conventional angiography

i) Advantages

- ① 비침습적
- ② 어느 각도의 reconstruction image가 가능하여 아주 복잡한 혈관이나 aneurysmal neck을 평가하는데 유용하다.

ii) Disadvantages

- ① 작은 혈관은 잘 보이지 않는다.
- ② FOV가 제한되어 multiple aneurysm의 검사에 어려움이 있다.

3. Other intracranial applications

1) Intracranial occlusive diseases

Comparison between CA and CTA in the estimation of intracranial occlusive lesions(n=10)

	stenosis			occlusion
	Mild	Moderate	severe	
CA	0	0	4	6
CTA	0	1	2	7

Note - Numbers are number of lesions

Chonnam University Hospital

2) Vascular malformations

참고문헌

1. MR Angiography

1. 강형근. 고속자기공명영상과 혈관조영술. 1997년도 방사선과 전공의 춘계연수교육 교재 49-68
2. Bradley WG. Flow phenomenon. In : Stark DD, Bradley WG eds. Magnetic resonance imaging. St. Louis: Mosby 1988:108-137
3. Lim TH, Saloner D, Anderson CM. Current applications of magnetic resonance vascular imaging. Cardiology Clinics 1989;7:661-683
4. Wehrli FW, Shimakawa A, Gullberg GT, et al. Time-of-flight MR flow imaging. Selective saturation recovery with gradient refocusing (SSRGR). Radiology 1985;160:781-785
5. von Schulthess GK, Higgins CB. Blood flow imaging with MR : spin-phase phenomena. Radiology 1985;157:687-695
6. Huston III J, Ebman RL. Comparison of time-of-flight and phase-contrast MR neuroangiographic techniques. RadiGraphics 1993;13:5-19
7. Edelman RR. MR angiography : present and future. AJR 1993;161:1-11
8. Anderson CM, Edelman RR, Tuski PA. Clinical magnetic resonance angiography. 1st ed. New York:Raven press, 1993:1-122
9. 김윤현, 강형근, 서정진, 김재규, 문용재, 정현대. 두개내동 정맥 기형에서 자기공명혈관조영술의 유용성. 대한방사선의학회지 1994;31:7-14
10. 문용재, 김준호, 서정진, 조기현, 김윤현, 김재규, 강형근. 뇌경색 환자의 예후평가로서의 자기공명혈관조영술의 유용성. 대한방사선의학회지 1994;31:607-613
11. 정현용, 서정진, 김윤현, 문용재, 김재규, 강형근. 비외상성 두개내 출혈 환자에서 자기공명혈관조영술의 유용성. 대한방사선의학회지 1994;31:799-806

2. CT Angiography

1. Zeman RK, Brink JA, Costello P, Davros WJ, Richmond BJ, Silverman PM, Vieco PT. Helical/Spiral CT: Practical approach. 1st ed. New York. McGraw Hill. 1995:1-85
2. Napel SA. Basic principles of spiral CT: principles, techniques and clinical applications, edited by Fishman EK and Jeffrey RB. Raven Press, Ltd., New York 1995:167-182, 197-207
3. Heiken JP, Brink JA, Vannier MW. Spiral CT. Radiology 1993;189-656
4. Wang G, Vannier MW. Stair-step artifacts in three-dimensional helical CT: An experimental study. Radiology 1994;191:79-83
5. Dillon EH, van Leeuwen MS, Fernandez MA, Mali WPTM. Spiral CT angiography. AJR 1993;160:1273-1278

6. Bluemke DA, Chambers TP. Spiral CT angiography: An alternative to conventional angiography. *Radiology* 1995;195:317-319
7. Napel S, Marks MP, Rubin GD et al. CT angiography with spiral Ct and maximum intensity projection. *Radiology* 1992;185:607-610
8. Marks MP, Napel S, Jordan JE, Enzmann DR. Disgnosis of carotid artery disease: Preliminary experience with maximum-intensity-projection spiral CT angiography. *AJR* 1993;160:1267-1271
9. Schwartz RB, Jones KM, Chernoff DM, et al. Common carotid artery bifurcation:Evaluation with spiral CT.Work in progress. *Radiology* 1992;185:513-519
- 10.Castillo M. Disgnosis of disease of the common carotid artery difurcation: CT angiography vs catheter angiography. *AJR* 1993;161:395-398
- 11.Dilon EH, van Leeuwen MS, Fernandez MA, Eikelboom BC, Mali WPTM. CT angiography: Application to evaluation of carotid artery stenosis. *Radiology* 1993;189:211-219
- 12.김병진,김윤현,서정진,정진용,김재규,박진규,강형근. 윌리스환 주위의 두개내 폐쇄성 혈관질환에서 전산화단층촬영 혈관조영술의 유용성:고식적 혈관조영술과의 비교. *대한방사선의학회지* 1996;35(3):3102-306
- 13.박수민,서정진,김윤현,정용현,김재규,박진규,강형근. 뇌동맥류 진단에 있어서 3차원 전산화단층촬영 혈관조영술의 유용성:고식적 혈관조영술과 비교. *대한방사선의학회지* 1996;34(3):313-319
- 14.Alberico RA, Patel M, Casey S, Jacob B, Maguire W, Decker R. Evaluation of the circle of Willis with three-dimensional CT angiogrphay in patients with susected intracranial aneurysms. *AJNR* 1995;16:1571-1578
- 15.Vieco P, Shuman WP, Alsofrom GF, Gross CE. Detection of circle of Willis aneurysms in patients with acute subarachnoid hemorrhage: A comparison of CT andigital subtraction angiography. *AJR* 1995;165:425-430
- 16.Schwartz RB, Tice HM, Hooten SM, Hsu L, Stieg PE. Evaluation of cerebral aneurysms with helical CT: correlationw ith conventional angiography and MR angiography. *Radiology* 1994;192:717-722
- 17.Aoki S, Sasaki Y, Machida T, Ohkubo T, Minami A, Sasaki Y. Cerebral aneurysms: Detection and delineation using 3-D-CT angiography. *AJNR* 1992;13:1115-1120
- 18.한준구. Helical CT: Volumetric and surface rendering technique.방사선과 전공의 춘계연수교육교재.1997:32-34
- 19.정진욱. Spiral CT angiography.SNUH experiences.울산대학교 방사선과학 연수강좌교재.1994:54-62
- 20.송군식. Principles of spiral CT.울산대학교 방사선과학 연수강좌교재.1994:1-15
- 21.정진욱. 삼차원적 재구성.방사선과 전공의 추계연수교육교재. 1994:51-54
- 22.최충근. Spiral CT angiography:Neuroradiologic application.울산대학교 방사선과학 연수강좌교재.1994:91-95.
- 23.YH Kim, HK Kang, JJ Seo, YY Jeong, JK Kim, JG Park, SM Park. Three-dimensional CT angiography : comparison with conventional angiography in detection of cerebral aneurysm. 1996.12.1-6. 82nd RSNA 1996 Scientific Program pp.461(SE169NR)