

磁氣共鳴映像裝置에서 움직임虛像의 位置制御에 關한 研究

東南保健專門大學 放射線科

李 厚 敏

Abstract

A Study on Locational Control of Motion Ghost in Magnetic Imaging System

Who Min Lee

Dept. of Radiotechnology, Dong Nam Junior Health College

Magnetic Resonance Image represents three-dimensional diagnostic imaging technique using both nuclear magnetic resonance phenomenon and computer. Compared with computed tomography (CT), MRI have advantages harmless to patient's body, three-dimensional image with high resolution and disadvantages long data acquisition time because of long T1 relaxation time, relatively low signal to noise ratio, high cost of setting, also. As physiologic motion of tissue results in motion ghost in MRI, high 2.0Tesla make improve low signal to noise ratio. This study have aim to improve image quality with controlling motion ghost of tissue.

Supposing a moving pixel in constant frequency, one pixel make two ghosts which are same size and different anti-phase. So, this study will show adjust parameter on locational control of motion ghost.

Author made moving phantom replaced by respiratory movement of human, researched change of motion frequency, FOV by location shift, and them decided optimal FOV (field of view).

The results are as follows:

1. The frequency content of the motion determines how far the image always appear in phase -encoding direction, the morphology of the ghost image is characteristic of the direction of the motion and its amplitude.
2. Double FOV of fixed signal object for locational control of motion ghost is recommended. Decreasement of spatial resolution by increasing FOV can compensate on increasing of matrix in spite of scan time increasement.

I. 서 론

자기공명영상장치(magnetic resonance imaging system)는 핵자기공명(NMR) 현상을 이용하는 3차원적 영상진단기법이다.

자기공명이란 자기모멘트(magnetic moment)와 각운동량을 갖는 magnetic system에서 발견되는 현상이다. 또한 영상진단(imaging diagnosis)이라 함은 X-ray 사진처럼 피검사체 자체를 사진으로 찍어서 진단하는 방법이 아니고 인체의 NMR 신호를 검출해서 인체를 구성하고 있는 물질(원소)의 분포 및 함유정도를 컴퓨터에 의하여 재구성해서 나타나는 영상을 진단에 이용하는 것이다.

1946년 미국의 Bloch와 Purcell 두 사람이 각기 연구하여 거의 동시에 NMR 현상을 발표했고 이것으로 노벨물리학상을 수상했다. 이후 NMR 현상을 이용한 NMR spectrometer 등이 개발되어 화학 또는 물리학 실험에서 물질의 분석에 사용되고 있다.

1967년 Jasper Jackson에 의해 처음으로 NMR을 인체에 적용하자는 생각이 제안되었고 동물실험을 통해 NMR 신호를 얻어내게 되었다.

1971년 Damadian이 NMR을 암진단에 적용했을 때 병변조직의 이완시간(relaxation time)이 길다는 현상을 발견, 1973년 뉴욕주립대의 Lauterbur는 처음으로 물 phantom의 2차원적 NMR signal을 영상화하였고, 1978년 영국 노팅검대에서 오렌지 입체상을 만들어 내면서부터 NMR 현상과 컴퓨터를 이용한 의료기기로써 최첨단 기술에 속하게 되었다^{1, 2, 3)}.

우리나라의 경우 한국과학기술원(KAIST)에서 1979년도부터 NMR-CT의 개발을 위한 연구를 해온 이래 상자석을 이용한 NMR-CT를 개발하였고, 1986년에는 2.0Tesla의 강자장 NMR-CT 개발에 성공하였다^{4, 5)}.

MRI의 장점은 X-선 CT에 비하여 방사선을 사용하지 않음으로 인체에 무해하며 높은 해상력(resolution)을 갖고 3차원적 영상을 얻을 수

있다는데 있다. 반면 T1 이완시간(relaxation time)이 길므로 데이터 획득시간(data acquisition time)이 길어지고 상대적으로 신호대잡음비(S/N ratio)가 떨어지며 설치비용이 높은점 등이 단점이다. 하지만 새로운 고속영상법(high-speed imaging method)의 개발을 통해 데이터 획득문제를 해결하고, 2.0Tesla 정도의 고자장을 사용하므로 낮은 SNR 문제를 해결하고 있다⁶⁾.

자기공명영상진단에서 피사체의 물리적 움직임은 허상을 초래하여 영상의 진단가치를 저하시킨다.

일정한 주파수에서 움직이는 하나의 pixel을 가상해 볼 때 하나의 실상(pixel)은 두개의 크기는 같고 위상이 반대인 허상을 만든다.

본 논문에서는 이러한 허상의 위치제어 및 제거에 유리한 parameter에 대해 실험을 하였다.

호흡운동을 모의하는 moving phantom을 제작하여 motion 주파수, FOV(field of view)를 변화시킴으로써 발생하는 허상의 변화를 관찰함과 동시에 허상의 위치제어에 적절한 FOV를 설정하였다.

허상이 실제 image로부터 얼마나 제거 될 것인가는 motion의 주파수 성분에 의해 결정된다. 또한 motion ghost는 항상 주파수방향으로 나타나게 되는데 image ghost의 형태는 motion의 방향과 motion의 진폭에 의해 결정됨을 알 수 있다. 허상의 위치제어를 위한 조건은 고정신호체(fixed signal-object)의 2배에 해당하는 FOV가 최저조건이 된다.

FOV의 증가로 인한 분해능의 저하는 matrix의 증가로 보상할 수 있지만 scan time이 증가되는 단점이 있다.

본 논문은 데이터 획득시간이 길어짐에 따라 발생하는 피사체의 motion에 의한 ghost를 제어함으로써 화질의 개선에 그 목적이 있다.

II. 실험방법

1. Physiologic motion의 영향

물리적 움직임(주기적 또는 비 주기적)은 MR image의 허상을 초래하게 되는데 대부분 움직임 허상의 형태는 호흡과 순환(주기적), 그리고 고의적인 움직임 즉 침 삼킴, 눈의 동작, 장의 연동운동(비 주기적)으로 나뉜다.

수동적이든 능동적이든 patient motion은 MR image에 있어서 image quality 감소의 가장 흔한 원인이 된다. Motion ghost의 양상은 원인과 결과에 있어서 CT motion artifact와 동일하다. 즉 tissue의 voxel은 data acquisition을 통해 tissue voxel 위치의 average를 나타낸다.

Resolution의 감소는 CT와 MRI 양쪽에서 볼 수 있으나 특히 MRI는 CT와는 달리 pulse sequence가 image 당 적어도 몇분의 scan time을 요구하므로 motion ghost를 증가시키고 image resolution의 감소를 나타낸다.

빠른 MR image technique의 출현은 검사하는데 있어서 적은 motion ghost의 감소를 가져온다.

이상과 같이 2-D FFT image에서 사용되는 일반적인 방법은 frequency-encoding 방향과

phase-encoding 방향사이의 지속적인 sampling 과정에서 sampling time의 실질적인 차이가 존재하게 된다.

Frequency-encoding 방향에서 전 K-space line은 몇 msec 내에서 sampling하는 반면 phase-encoding 방향에서는 하나의 sampling을 하는데 걸리는 시간은 수 백 msec 또는 그 이상의 sec가 소요된다. 따라서 움직임은 frequency-encoding 방향에서 보다는 phase-encoding 방향으로 실리게 된다.

주기적 움직임은 진폭변조에 의해 설명될 수 있다. 주기적 형태의 신호체가 움직일 때 각 위치로부터 나오는 image의 개별적 location과 신호강도의 변화를 고려해 보자. 이러한 밝기의 변화는 신호의 진폭변조와 동일하다. 진폭이 변조된 sine 파의 Fourier transform은 그림 3-1과 같이 side band를 만들게 된다. 만일 변조가 정현파라면 2개의 side band를 만들 것이다. 다른 변조의 형태는 side band의 형태가 보다 복잡하다^{14, 17)}.

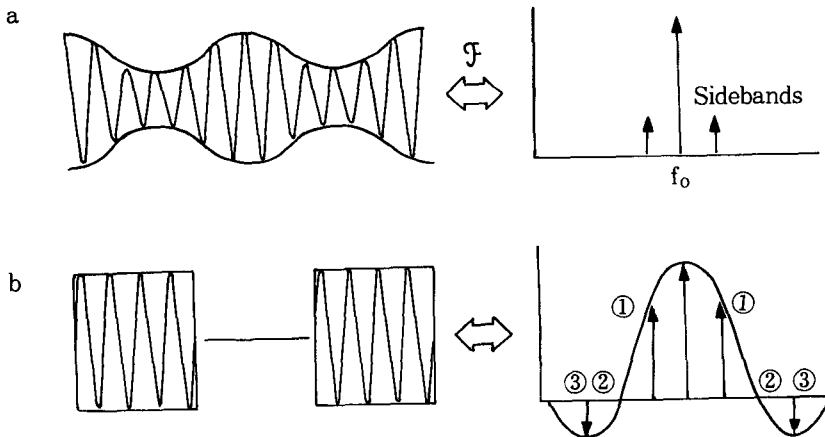


그림 1. 주기적 motion에 의한 허상
(a) Sinusoidal (b) Square wave modulation

2. Moving phantom의 제작

영상 image에서는 신호체가 영상의 중심을 차지하므로 허상의 정확한 관찰을 위해 호흡운동을 모의하는 moving phantom을 제작하여 주기적인 진폭운동을 실험한다.

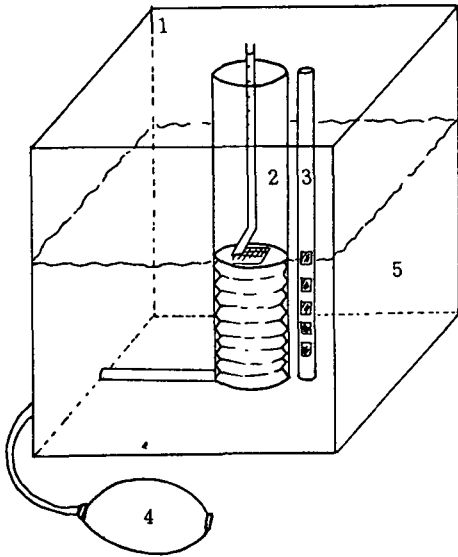


그림 2. Phantom의 구성

1) Phantom 재료

1. 아크릴 (상자, 원통)
2. L-원통: Ventilator meter. 움직임 신호체. 자 (진폭제어)
3. S-원통: 소세지 (고정신호체)
4. Ambu: Motion 주파수 제어



그림 3. Phantom

5. 상자 안쪽과 원통의 바깥은 물로 채움 (영상화 신호체)

3. Imaging

호흡운동을 모의하는 moving phantom을 이용하여 주기적인 진폭운동을 SE(spin echo) 방법으로 영상화 한다.

움직임 신호체의 motion 주파수 및 FOV를 변화시켜서 발생하는 허상의 변화를 검토함과 동시에 허상의 제거에 유리한 FOV를 설정한다.

실험기기 : Supertec-5000 금성사 0.5T 초전도형 장치

고정 영상화 조건 : Phase-Encoding: 256 × 256 matrix

AVE (average): 1번

모의 호흡운동의 진폭: 10mm

1) Motion 주파수의 변화

TR/TE: 1000/30 (mSec)

FOV: 300 (mm)

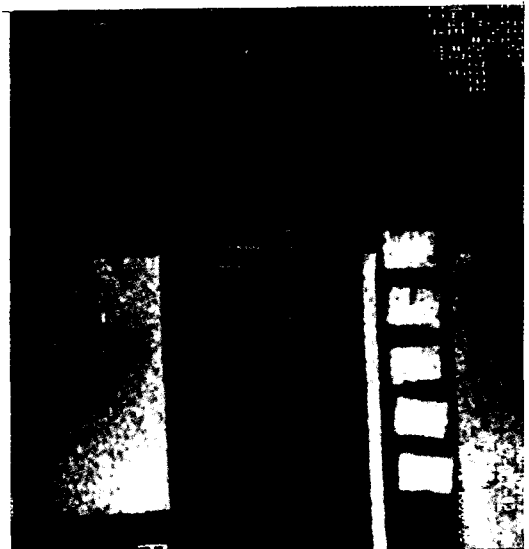
진폭주기: 30회/분, 15회/분

2) Field of view의 변화

TR/TE: 2000/40 (mSec)

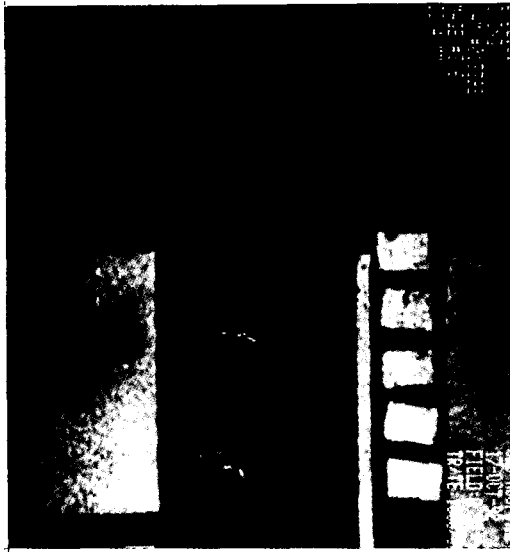
FOV: 200, 350, 400 (mm)

진폭주기: 30회/분

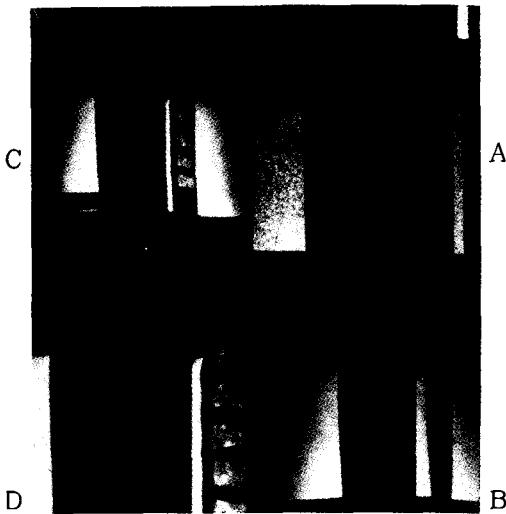


(a) 진폭주기 : 30회 / 분

그림 4. Motion 주파수의 변화



(b) 진폭주기:15회/분
그림 4. Motion 주파수의 변화



FOV:(a)200 (b)350 (c)400
(d)FOV 400, Matrix를 두배로 증가한
Zoom Up Image

그림 5. FOV의 변화

III. 결과 및 고찰

본 논문에서는 움직임 허상에 관한 motion

주기 및 FOV의 실험적 연구를 통해 다음과 같은 결과를 얻었다.

TR:400msec, 128 phase-encoding, 6.4초의 motion 주기의 신호체라는 가정하에 하나의 예를 들어보자.

이것은 128 sampling 동안에 총 8 cycle을 초래하기 때문에 motion 주기당 16 phase-sample을 의미한다. Side band들은 실제 주파수 spectrum의 1/8번째 또는 FOV의 1/16번째의 이동에 해당한다.

따라서 첫번째 허상은 FOV의 1/16 번째에 나타나게 된다. 움직임 신호체의 주파수를 배로하는 것은(motion에 대해 3.2초의 주기로 가정) 허상의 공간을 배로 하게 된다.

결국 얼마나 많은 허상이 실제 image로부터 제거 될 것인가는 motion ghost가 항상 주파수 방향으로 나타나게 됨으로 ghost image의 형태에 의한 motion의 방향과 motion의 진폭에 의해 결정 됨을 알 수 있다.

FOV에 따른 허상의 변화 실험에서는 움직임 신호체는 그 신호체를 중심으로 두 개의 크기는 같고 위상이 반대인 허상을 발생시키기 때문에 그 거리는 제약을 받게 되어 그림 5 (a)의 경우 허상이 고정 신호체의 중심에 나타나게 된다. 그러므로 고정 신호체의 중심으로부터 허상을 분리(제거)시키려면 FOV를 2배로 하지 않으면 안된다(그림 5-(C)).

결국 허상의 위치제어를 위한 조건은 고정 신호체의 2배에 해당하는 FOV가 최저 조건이 된다. FOV의 증가로 인한 분해능의 저하는 matrix의 증가로 보상할 수 있지만 scan time이 증가되는 단점이 있다(그림 5-(D)).

한편 이러한 ghost image의 제거를 위한 기존의 기법들을 고찰해보기로 한다.

Ghost의 원인은 coding 방향으로 정보를 계속 축적해서 신호를 파악해야 하는데 축적되어 가는 과정에서 환자가 움직여서 유발된다.

Edge blurring은 주로 불규칙적인 움직임에 의해 나타나고 ghost image는 cardiac, respiratory, CSF (뇌척수액) pulsation 및 blood ves-

sel motion과 같은 비교적 규칙적인 운동에 의해 나타나게 된다.

1. 허상의 제거기법

1) Physiologic gating

Spin-echo와 physiologic gating 주기를 일치시킨다.

2) Presaturation

단면과 수직방향의 vessel lumen에서 발생하며 첫 단면앞 혈류가 유입되는 단면에서부터 saturation 시킨다.

3) Phase/frequency swapping

Phase-encode gradient와 frequency-encode gradient를 바꾼다.

4) High number of image acquisition averaging

Excitation 수를 증가시키면 ghost image를 줄일 수 있다(통계적으로 진영상은 영상신호 증폭도에 선형적인 비례를 하는데 비해 ghost image는 random noise이며 증폭도는 excitation 수의 평방근에 비례한다). 그러나 everaging은 physiologic motion ghost를 줄이기는 하지만 body blurring과 같은 합성 ghost에 의해 blurring을 증가 시키게 되며 검사시간이 연장됨에 따라 환자의 피로를 불러일으키고 불식간에 움직일 확률을 높이게 된다.

5) Flow compensation gradient application

각 excitation 반복 때에 RF 성분의 파형과 시간 및 gradient pulse의 주기를 잘 조절하여 pixel내 유동성 양성자의 신호를 효과적으로 사용할 수 있다. 이 기법의 기본은 반복 gradient 통상의 spin-echo에 조사하는 동안 일어나는 혈류이동이 재집합되지 않은 spin-phase 변화들의 축적으로 일어나는 것과 관계가 있다. 이 현상은 특히 CSF의 전후 맥동, 동맥류 및 와류 등과 같은 복잡한 혈류 이동에 응용된다.

(1) 심장주기(cardiac motion)

심장의 주기동안에 심장의 각 방실들이 주기적 양상에 따라 수축과 이완을 한다. 따라서 임상적으로 유용한 image를 얻기 위해서는 미리 심장의 주기와 같은 모양에서 simpling 된 각각의 view로 수집된 data가 필요하다.

이것은 전형적으로 ECG의 R wave 같이 심장의 주기를 이용하여 신호에서 얻은 data를 synchronizing 할 수 있다. Trigger와 excitation pluse 사이에서 적당히 지연시간을 선택함으로써 심장주기와 다른 상태에서 image가 얻어질 수도 있다. 심장의 움직임은 간, 흉추 등 인접한 장기에 영향을 미치기도 한다.

(2) 혈류 움직임(blood flow motion)

호흡운동과 심장의 운동은 대조를 이루나 blood flow motion은 비교적 빠르다(예를 들면 수축기 대동맥 혈류속도는 초당 150cm를 움직인다. 150/sec) 이러한 빠른 blood flow proton들은 감지하는데 어려움이 있으므로 영상에 있어서 mismatch가 생길 수 있다. 한편 이와 다른 속도로 움직이는 blood flow는 spin-echo에서 서로 다른 대조도가 나타나나 그 원리는 같다. 즉 phase-encoding ghost 추가로 voxel 내에서 신호는 상이 분산되거나 상의 결합력의 부족으로 인해 없어진다. 추정하건데 flow는 대부분 단면에 수직이기에 flow artifact는 처음 RF에 노출된 enter-slice가 주로 신호로 나타난다. 특히 axial image에서의 동맥의 artifact는 두부단면에서 가장 강하고 반면 정맥 혈류의 artifact는 미부단면에서 두드러진다. blood flow artifact를 없애기 위한 효과적인 방법은 pre-saturation 기법이다.

Pre-saturation은 axial plane (예를 들면 복부, 경부, 심장)에서 가장 효과적인 방법이며 patent vessels과 obstructed vessels 사이에 훌륭한 구분을 할 수 있게 해준다.

(3) 뇌척수액(CSF pulsation)

Flow motion ghost를 삭제하는 또 다른 방법

은 motion으로 인해 phase coherence를 잃은 spin을 rephasing하는 원리에 기초를 둔다. 이것은 gradient moment nulling (G.M.N.)이라 불리는 방법에 의해 수행되는데 여분의 gradients를 사용하여 echo delay가 되는 시간에 phase가 정확히 moving spin과 stationary spin 모두 zero로 되는 방법을 이용한다. 이런 경우에 혈관은 고감도이거나 중등도의 감도로 나타난다. GMN technique은 motion ghost를 삭제할 뿐 아니라 T2-weighted image에서 CSF는 초당 몇 cm의 진폭으로 진동을 하므로 경추에서 두드러지며 흉추와 요추쪽으로 향할 수록 점점 약해진다.

(4) 비주기적 움직임(aperiodic motion)

Aperiodic motion의 형태는 환자의 불수운동 즉 호흡, 연동운동, 삼킴 그리고 눈운동등이 ghost의 원인이 되는데 그 중 환자의 motion은 환자에게 협조를 구하거나 적당한 information으로 해결할 수 있으나 연동운동(peristalsis)과 호흡(respiration)으로 인한 artifact는 중요한 image의 감소를 일으킨다. 그 중 연동운동과 연관된 artifact를 감소시키기 위한 방법중 환자에게 금식을 시키고 "glucagon" "buscopan" 등의 이완제를 주사하여 연동운동을 줄일 수 있으며 abdomen, pelvis에서 어느 정도의 성과를 거두고 있다.

IV. 결 론

자기공명영상에서 물리적 움직임허상의 위치 제어에 관하여 검토한 결과, 호흡운동을 모의하는 moving phantom을 제작, 실험을 통해 다음과 같은 결론을 얻었다.

움직이는 pixel은 신호의 변화를 갖게 되는데 이러한 pixel은 두개의 크기는 같고 위상이 반대인 허상을 만들어내며, 그 허상의 위치는 motion의 주파수에 따라 변함을 알 수 있었고 각 허상의 다양한 신호크기는 그 motion의 위상과 주파수 크기에 좌우됨을 확인 할 수 있었

다. 허상은 phase-encoding 방향의 FOV에 비례하여 그 피사체(신호체)에서 떨어져서 발생한다는 것이 판명되었다.

FOV의 증가에 따른 분해능의 저하는 double matrix mode가 허상의 위치제어에 유용함을 보였다.

참 고 문 헌

1. P. C Lauterbur, Nature, 190-242, 1973.
2. R. Damadian, Science, 171-1151, 1971.
3. R. Damadian, Naturwissenschaften, 65-250, 1978.
4. Z. H. Cho, O. Nalcioglut, J. C. Jeong and H. B. Song : Direct Fourier reconstruction techniques in NMR tomography, selected topics in science, 1984.
5. Z. H. CHO, : Fourier transform nuclear magnetic resonance tomographic imaging, proceedings of The IEEE, Vol.70, No. 10, 1982.
6. L. E.Crooks D. A Ortendahl and L. Kaufman et al., Radiology, 123-146, 1983.
7. Thamas L. James, Alexander R. Margulis, : Biomedical magnetic resonance, 7-34, 1983.
8. Margulis, Higgins, Kaufman, Crooks : Clinical magnetic resonance Imaging, Radiology Reserch & Education Foundation, 13-39, 1983.
9. G. NEil Holland : Nuclear magnetic resonance imaging, 128-151
10. T. H. Newton & D. G. Potts : Advanced imaging techniques, Clavadel Press, 7-61, 1983.
11. Syllabus special course. MR 1990, 19-20, 1990.
12. Edalman & Hesselink M.D. : Clinical magnetic resonance imaging W. B. Saunders Co., 74-355, 1990.
13. Development of superconductive NMR-CT

System(I):KAIST Report, 121, 1985.

14. R. James R. Knowles, & John A. Markisz: Quality assurance and image artifacts in MRI, Little, B and Co., 25-107, 1988.
15. Micheal L. Wood:Restoration of 3-D MRI degraded by restless patients, IEEE engineering in medicine and biology society,

Vol.12, No.1, 1990.

16. Herbert Y. Kressel :Magnetic resonance annual, Raven Press, 71-112, 1988.
17. Principles of MR imaging in a brochure issued by GE medical system, 1989.
18. Signa system guide book by GE Medical Co., 1988.