
Frequency Filter를 사용한 MRI 영상 화질의 향상

Improving Image Quality of MRI using Frequency Filter

김동현
부산대학교병원 영상의학과

Dong-Hyun Kim(dhkim1133@hanmail.net)

요약

MRI로부터 얻어지는 영상신호는 주파수 영역 데이터에 주파수 필터를 적용한 후 이를 역 푸리에 변환하여 영상을 재구성하는 방법을 적용하고 있다. 의료 영상들을 임상에서 효율적으로 활용할 수 있도록 하기 위해 다양한 영상처리 기법들이 사용되고 있다. 즉 영상 진단 장비로 획득한 영상을 전처리과정(Preprocessing)을 수행하는 영상처리 기법과 이차원 영상을 삼차원으로 나타내는 영상 재구성 방법, 영상을 효율적으로 저장하고 전송하기 위한 영상 압축 기법과 복원 기법 등이 있다. 그리고 다양한 영상기들로부터 획득한 영상을 조합하여 진단에 활용하는 기법, 영상기기 또는 주위 환경으로부터 발생한 노이즈 및 이물질의 제거, 영상의 신호강도와 신호대잡음비(SNR, Signal to Noise Ratio)를 증가시키고 대조도를 향상시켜 영상의 화질을 개선하는 기법 등이 있다. 본 논문에서는 MRI로부터 획득한 k-space 데이터의 주파수 및 위상 성분을 변화시킬 수 있는 필터들을 설계한 후 각각의 특성을 비교·분석하여 임상에서 질환의 진단에 적용 가능한 최적의 필터, 즉 변형된 Fermi-Dirac 필터를 고안하였고 이 필터는 기존 MR 영상보다 영상의 화질을 개선시키는 것을 알 수 있었다.

■ 중심어 : MRI | 필터링 | 신호대잡음비 | Fermi-Dirac 필터 |

Abstract

Image reconstruction of Inverse Fourier Transform after Frequency Domain Data is filtered applies to Image signal acquired from MR. There are various kinds of image processing techniques; image preprocessing, image reconstruction, image compression, image restoration, image mixture, noise and artifact elimination, and image quality improvement. In this paper, optimum filter applicable to diagnosis in clinic by comparing and analyzing the characteristics of the filter will be explained. Fermi-Dirac filter will improve the image quality better than the previous MR image.

■ keyword : MRI | Filing | SNR(Signal to Noise Ratio) | Fermi-Dirac Filter |

I. 서론

영상처리 분야에서의 필터링은 특정 목적에 따른 영상의 화질을 개선하기 위하여 사용된다. 영상의 화질

개선이란 잡음 제거, 경계면 표출, 대조도 및 선에도 향상, 해상도 증가 등과 같은 효과를 나타낼 수 있도록 영상을 처리하는 과정을 말한다. 이러한 목적으로 사용되는 필터들은 크게 영상의 각 픽셀값에 변화를 주어서

적용하는 공간적 필터와 주파수 및 위상의 특성을 이용하여 변화를 주는 주파수 필터로 구분할 수 있다.

일반적인 영상 처리에 있어서 공간적 필터가 보편적으로 사용되고 있지만, MRI의 특성상 데이터 획득 과정에서 흔히 발생할 수 있는 Truncation Artifact에 대해서는 큰 효과를 나타내지 못하고 있다[1].

본 연구에서는 이러한 단점을 보완하는 목적과 [그림 1]에서 나타낸 바와 같이 MR 영상을 획득하는 과정에서 맨 처음 구해진 최초의 데이터인 k-space 데이터의 주파수 및 위상 성분을 변화시킬 수 있는 필터들을 설계한 후 각각의 특성을 비교·분석하여 신호대잡음비(SNR)를 향상시킬 수 있는 필터를 구현하였다.

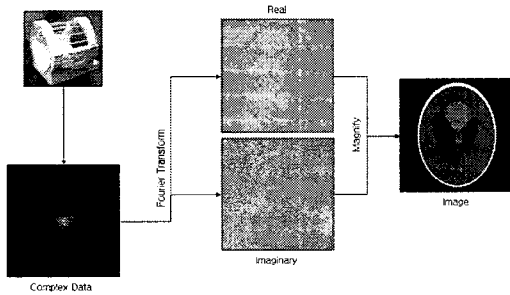


그림 1. Pathway of MR image acquisition.

II. 본론

서론에서 언급한 바와 같이 MRI영상의 획득과정에서 첫 단계로 얻어지는 k-space Data는 [그림 2]에서와 같이 복소수 데이터 영역에 따라 중앙부분은 저주파 대역을 나타내고 바깥쪽은 고주파 대역을 나타낸다[2].

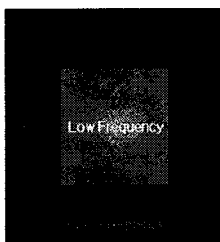


그림 2. Frequency characteristic of k-space in MRI.

이러한 특성을 이용하여 저주파필터 (LPF, Low-Pass Filter)와 고주파필터 (HPF, High-Pass Filter) 또는 대역통과필터 (BPF, Band-Pass Filter)를 구현할 수 있다.

이는 일반적으로 영상처리에서 언급 되듯이 고주파 영역은 영상에서 강도가 급격하게 변하는 경계부분을 의미하고, 저주파 영역은 영상대조와 같이 신호강도가 완만하게 변하는 영상의 특성을 의미하는 k-space의 특성을 이용하여 간단히 필터를 구현하면 [그림 3]과 같은 결과를 얻을 수 있다. k-space의 가운데 영역인 LPF 영역만 통과 시켜 FFT를 수행하면 영상의 경계면이 흐려진다. 반면 k-space의 바깥 영역인 HPF 영역만 통과 시키면 영상의 경계면이 선명해 짐을 알 수 있다.

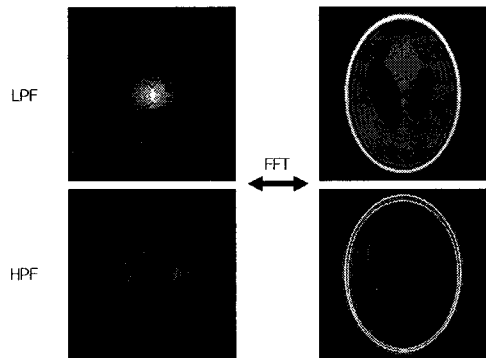


그림 3. Acquired MRI conducted of FFT after LPF and HPF applied to ROI of k-space.

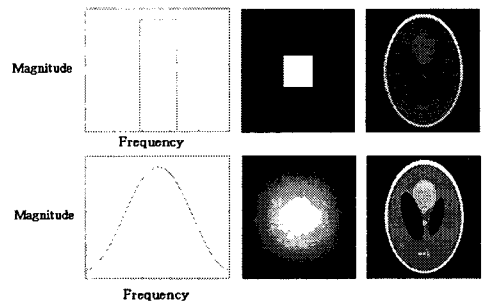


그림 4. Acquired MRI in case of applied to rectangular and gaussian window in ROI of k-space.

이와 같은 특성을 이용하여 k-space에서 데이터를

절단하지 않고 윈도우 커널(기존값에 Weighting을 줄 수 있는 Window Kernel)을 적용하여 원하는 주파수 영역에 가중치를 줄 수 있으며, 주어지는 가중치에 따라 영상의 화질을 원하는 형태로 변형시킬 수 있다[그림 4][3].

Frequency Domain에 가중치를 주기 위해서 일반적으로 사용되는 필터로는 Butterworth, Chebyshev, Elliptical 필터 등이 있으며[4] 이러한 필터들의 1-D Profile은 [그림 5]와 같다.

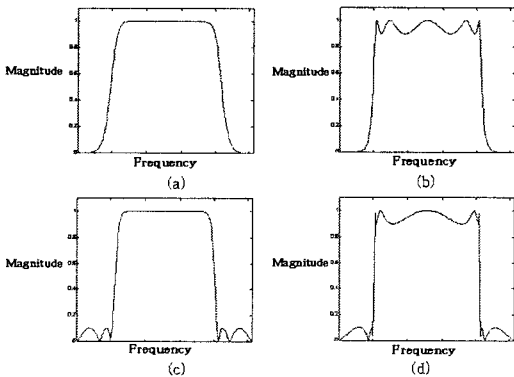


그림 5. 1-D Profile of Filter Kernels

[그림 5]에서 보이는 바와 같이 적용된 필터들은 통과대역과 저지대역에서 각각 다른 특성을 지니고 있다. 즉 Butterworth 필터는 통과대역과 저지대역 내에 등간격 리플이 존재하지 않는 단조평탄(Monotonic)한 특성을 나타내며, 필터의 진폭은 통과대역 내에서 최대 응답을 나타내는 특성을 지닌다. 그러나 차단주파수(Cutoff Frequency)가 일정한 값으로 결정되어 지기 때문에 필터의 선예도(sharpness)를 향상시키기 위해서는 전달함수의 차수를 증가시켜야 하는 단점을 지니고 있다. 만약 차수가 낮을 경우에는 통과대역 및 저지대역 또는 양 대역 모두에서 단조 평탄한 특성을 제대로 반영하지 못한다.

Chebyshev 필터는 통과대역 또는 저지대역 내에 등간격 리플이 존재하며, 등간격 리플이 존재하지 않은 대역은 단조 평탄한 특성을 지닌다. 그리고 허용될 수 있는 리플의 크기와 통과대역의 영역은 차단주파수에

의해 결정함으로써 리플의 수 및 크기와 통과대역폭을 조정할 수 있는 수는 장점을 지니고 있다. 또한 Butterworth 필터의 차수에 의한 단점을 보완하는 기능도 지니고 있다. 그러나 차수가 낮을 경우에는 등간격 리플이 존재하지 않은 대역에서 단조 평탄한 특성을 제대로 반영하지 못하는 단점을 지니고 있다. Elliptic 필터는 통과대역과 저지대역 내에 등간격 리플이 존재하며, 리플의 수 및 크기와 통과대역폭을 조정할 수 있는 장점을 지니고 있다[5][6]. 이러한 특성들은 필터의 차수와 파라미터들의 선정에 의해 조절이 가능하지만 실제의 구현에는 한계점을 지니고 있다.

이러한 필터들의 응용에 있어서 발생할 수 있는 문제는 MRI로부터 획득한 k-space 데이터에 각각의 필터를 적용할 때 원하지 않는 필터 특성을 나타낼 수 있다는 점이다. 예를 들면 통과대역에 리플이 있는 Chebyshev 필터와 Elliptic 필터의 경우에는 통과대역의 차단주파수를 적절하지 않게 선정할 경우 k-space의 저주파 영역 데이터에 왜곡이 발생하여 영상의 대조도나 SNR에 원치 않는 영향을 야기할 수 있으며, 저지대역에 리플이 있는 Inverse Chebyshev 필터와 Elliptic 필터의 경우에는 고주파 영역 데이터에 영향을 주어 영상의 경계면 부분에 흐려지는 현상이 발생할 수 있다[7].

MRI로부터 획득한 k-space 데이터에 각각의 필터를 적용한 경우의 장·단점을 정리하면 [표 1]과 같다.

표 1. Advantages and disadvantages of various filters

	Advantage	Disadvantage
Butterworth	Flat Passband	Fixed cutoff frequency
Chebyshev	Equiripple in passband Ripple number and allowable error are controllable	Stopband is not flat if N is low
Inverse Chebyshev	Equiripple in stopband Ripple number and allowable error are controllable	Passband is not flat if N is low
Elliptic	Equiripple in passband and stopband Ripple number and allowable error are controllable in both band	Passband and stopband is not fixed

본 연구에서는 [표 1]에서 제시된 Filter들의 단점을 보완하기 위하여 Fermi-Dirac 필터를 제시하였다. Fermi-Dirac 필터는 영상처리에 있어서 널리 사용되고 있는 필터의 한 가지 기법이며, Fermi-Dirac 분포곡선을 이용하여 필터의 기울기 조정률 (Roll-off Rate)을 변화시킬 수 있는 필터이다[8]. Fermi-Dirac 필터는 여러 형태의 윈도우, 즉 가우시안, 해닝 (Hanning), 해밍 (Hamming), 블랙먼 (Blackman), 버터렛 (Bartlett) 등을 적용하여 필터의 형태를 변화시킬 수 있으며, [표 1]에 제시된 각 필터의 차단주파수와 유사한 개념으로 필터의 선예도를 변화시킬 수 있다.

앞에서 언급한 바와 같이 다른 주파수 필터들에 비해 Fermi-Dirac 필터의 유용성을 검증하기 위하여 Matlab에서 제공되는 영상과 임상에서 영상장비의 화질 교정을 위해 사용되는 팬텀을 MRI로 촬영한 MR 영상을 각각의 필터들을 적용하였다. 검증에 사용된 프로그램은 Matlab (Ver. 7.6, MathWorks Inc., USA)이며, 영상 획득에 사용된 장비로는 1.5T Symphony (Siemens, Germany)를 사용하였다.

위에서 언급한 다른 주파수 필터와 Fermi-Dirac 필터의 효과를 보다 정확하게 비교·분석하기 위하여 잡음이 혼입된 팬텀 MR 영상을 인위적으로 생성하였다.

잡음은 MR 영상을 획득 할 때 가장 발생하기 쉬운 Truncation Artifact를 적용하였으며, 생성과정은 [그림 6]과 같이 팬텀 영상을 이차원 FFT를 수행하여 k-space 데이터를 생성한 후 생성된 데이터의 특정 영

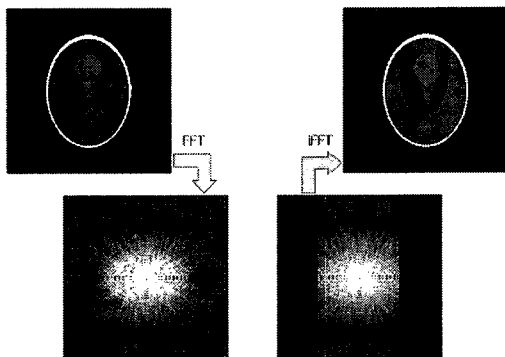


그림 6. Generation of phantom image mixed with truncation artifact in MRI

역에 검정색을 나타내는 0값의 픽셀로 채워서 강제로 Truncation Artifact를 발생시켰다.

그리고 이를 다시 이차원 IFFT(Inverse Fast Fourier Transform)를 수행하여 Truncation Artifact가 존재하는 영상을 구성하였다.

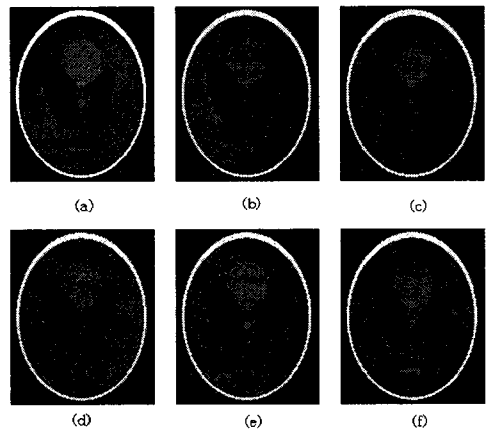


그림 7. Acquired MRI applied to various filters in generated phantom image mixed with truncation artifact: (a) original (b) Butterworth (c) Chebyshev (d) inverse Chebyshev (e) Elliptic, (f) Fermi-Dirac filter.

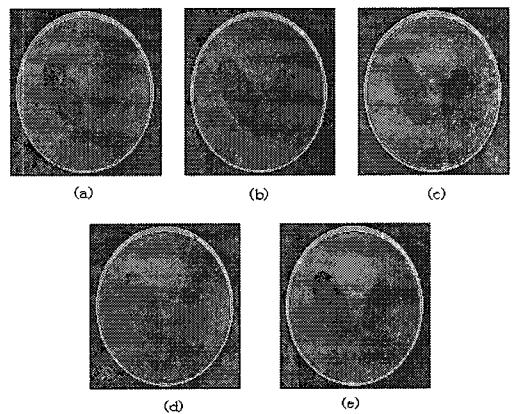


그림 8. Differenced images between generated phantom image mixed truncation artifact and acquired images applied to various filters: (a) Butterworth filter (b) Chebyshev filter (c) inverse Chebyshev filter (d) Elliptic filter (e) Fermi-Dirac filter

표 2. Correlation results of the various analog filters

	Correlation
Butterworth filter	0.9768
Chebyshev filter	0.9753
Inverse Chebyshev filter	0.9738
Elliptic filter	0.9758
Fermi-Dirac filter	0.9842

Truncation Artifact에 의해 영상의 흐릿해진 (Blurring Effect) 정도는 실제 MR 영상에서는 발생하기 어려운 상태이다. 그러나 본 연구의 수행을 위하여 원 데이터에서 많은 부분, 즉 k-space의 좌우 25%씩 전체 50%에 해당하는 영역의 값을 0값의 픽셀로 대체하여 극단적인 Artifact를 발생시켜 각각의 필터를 적용하였으며 [그림 7] Noise를 추가하지 않은 원본 영상과 Noise추가 후 필터를 거친 영상과의 차이 비교를 통하여 Fermi-Dirac Filter가 다른 Filter보다 우수한 효과를 보임을 입증하였다[그림 8][표 2].

앞에서의 결과를 통하여 영상의 품질을 향상시키기 위한 기본 Filter로 Fermi-Dirac Filter를 선택하였으며, Fermi-Dirac Filter의 특징(Roll-off Rate, Cut-off Frequency의 변화가 용이함)을 이용하여 새로운 Filter를 구성하였다.

새로이 제안된 Filter는 k-space에서 Center Region(DC Region)이 IFFT를 거쳐 영상으로 재구성되었을 때 영상의 신호대잡음비(SNR)과 Contrast에 관여하는 점에 착안하여 Center Region의 Weight 값을 올려 주는 방법을 택하였다. 필터상관계수(Filter Coefficient)의 선택에 있어서 중요하게 고려된 사항은 재구성된 영상의 포화(Saturate) 되지 않아야 하며 영상의 외곽선(Edge) 부분의 정보가 잃지 않고 영상의 품질을 향상시키는 것이었다. 본 연구에서 제안된 Fermi-Dirac Filter의 1-D Kernel Profile은 [그림 9]와 같다.

영상의 화질을 결정하는 또 다른 기준인 SNR을 확인하기 위하여 인위적으로 Noise를 추가하여 만든 팬텀 영상을 이용하였으며, [그림 10]과 같이 팬텀 이미지를 ROI (Region Of Interest) 1에서부터 ROI 5까지로 구분하고 원 영상과 필터가 적용된 영상의 신호대잡음비

(SNR)를 구하였다[표 3].

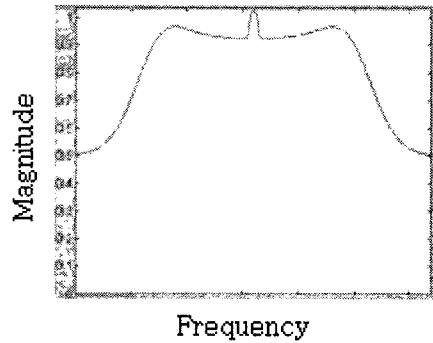


그림 9. Frequency response of modified Fermi-Dvoirac filter

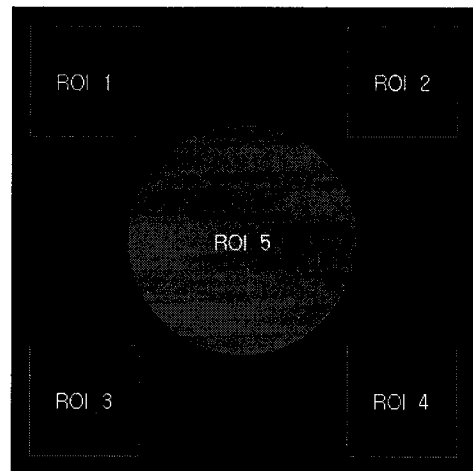


그림 10. Partitioned ROIs of phantom image for comparing SNR.

표 3. Comparison result of SNR between before and after applied to modified Fermi-Dirac filter

	Original		Fermi-Dirac	
	Mean	Std	Mean	Std
ROI 1	0.0069	0.0166	0.0064	0.0259
ROI 2	0.0069	0.0166	0.0064	0.0259
ROI 3	0.0069	0.0166	0.0064	0.0259
ROI 4	0.0069	0.0166	0.0064	0.0259
ROI 5	1140.3	0.0405	1373.2	0.0453
SNR	165260		214560	

또한 위와 같은 방법을 실제 MRI 장비에서 얻어진 팬텀 영상에 적용하여 신호대잡음비(SNR)를 측정하였다[그림 11][표 4][표 4]에서 보이는 바와 같이 변형된 Fermi-Dirac Filter를 적용한 결과의 신호대잡음비(SNR)이 원본 영상보다 약 10% 정도 향상됨을 알 수 있었다.

표 4. Comparison result of SNR between before and after applied to modified Fermi-Dirac filter in real phantom image

	Original	Fermi-Dirac
SNR	11.0677	12.4132
Ratio	10.3892%	

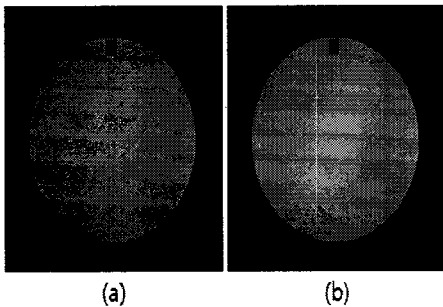


그림 11. (a) Original Image, (b) Fermi-Dirac Filtered Image

III. 결론 및 향후 연구방향

본 논문에서는 MR 영상을 획득하는 과정에서 MRI로부터 획득되는 k-space 데이터에 필터를 적용하여 영상의 화질을 향상시키기 위한 목적으로 신호처리 분야에 적용되는 주파수 필터, 즉 Butterworth 필터, Chebyshev 필터, inverse Chebyshev 필터, Elliptic 필터 등과 영상처리 분야에 적용되는 Fermi 필터를 임상에서 환자로부터 획득한 MR 영상에 적용하여 MR 영상 화질 개선에 관한 실험을 수행하였다. 실험 수행 과정은 아래와 같다.

첫째, 일반적으로 신호처리 분야에 많이 적용되고 있는 주파수 필터인 Butterworth 필터, Chebyshev 필터,

inverse Chebyshev 필터, Elliptic 필터와 영상처리 분야에 적용되고 있는 Fermi-Dirac 필터들의 형태 및 적용 결과를 비교하였다.

둘째, 이러한 필터의 효과를 보다 정확하게 비교·분석하기 위하여 잡음이 혼입된 팬텀 MR 영상을 인위적으로 생성하였다. 잡음은 MR 영상을 획득 할 때 가장 발생하기 쉬운 Truncation Artifact를 적용하였으며, 생성과정은 팬텀 영상을 이차원 FFT를 수행하여 k-space 데이터를 생성한 후 생성된 데이터의 특정 영역에 검정색을 나타내는 0값의 Voxel로 채워서 강제로 Truncation Artifact를 발생시켰다. 그리고 이를 다시 이차원 IFFT를 수행하여 Artifact가 존재하는 영상을 구성하였다. Truncation Artifact에 의해 영상의 흐릿해진 (Blurring Effect) 정도는 실제 MR 영상에서는 발생하기 어려운 상태이다. 그러나 본 연구의 수행을 위하여 원 데이터에서 많은 부분, 즉 k-space의 좌우 25%씩 전체 50%에 해당하는 영역의 값을 0값의 픽셀로 대체하여 극단적인 Truncation Artifact가 혼입된 MR 영상을 생성하여 필터들의 특징을 비교하였다.

셋째, 이러한 필터들 중 특정 목적에 부합되도록 편리하게 변형할 수 있는 변형 Fermi-Dirac 필터를 구현하였다.

향후 연구로는 변형된 Fermi-Dirac 필터들이 적용된 MR 영상의 히스토그램을 정량화 하여 객관적인 자료 제시가 필요하며, 본 연구에서 제시한 Fermi-Dirac 필터 외에 다른 필터들을 적용하여 효과적으로 영상을 향상시킬 수 있는 필터에 대한 실험이 필요하다.

참고문헌

- [1] Robert W. Cox, "k-Space Partition Diagrams: A Graphical Tool for Analysis of MRI Pulse Sequences," *Magnetic Resonance in Medicine*, Vol.43, pp.160-162, 2000.
- [2] Michael Markla and Jürgen Henniga, "Phase contrast MRI with improved temporal resolution by view sharing: k-space related velocity

- mapping properties," *Magnetic Resonance Imaging*, Vol.19, issue 5, pp.669-676, 2001.
- [3] J. G. Pipe, "Reconstructing MR images from undersampled data: data-weighting considerations," *Magnetic Resonance in Medicine*, Vol.43, No.6, pp.867-875, 2000.
- [4] R. Gonzalez and R. Woods, *Digital Image Processing*, Addison-Wesley, Reading, MA. 1992.
- [5] R. Hamming. *Digital Filters*, Prentice-Hall, 1983.
- [6] A. Jain. *Fundamentals of Digital Image Processing*, Prentice-Hall, 1986, Chap. 8.
- [7] Samsonov, Alexey A, "On optimality of parallel MRI reconstruction in k-space," *Magnetic resonance in medicine*, Vol.59, issue 1, pp.156-164, 2008.
- [8] K. P. Pruessmann, M.Weiger, P. Bornert, and P. Boesiger, "Advances in sensitivity encoding with arbitrary with arbrajectories," *Magnetic Resonance in Medicine*, Vol.46, No.4, pp.638-651, 2001.

저자 소개

김 동 현(Dong-Hyun Kim)

정회원



- 2009년 2월 : 부산대학교 의공학 협동과정(공학박사)
 - 1994년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 병원 영상의학과
- <관심분야> : 내용기반 영상검색, 의료영상