

영상 MR영상에 적용된 변형 Fermi-Direc필터의 정량적 평가

Quantitative Analysis of Modified Fermi-Direc Filter applied to Clinical MR Image

김기홍*, 김동현**

춘해보건대학 방사선과*, 부산대학교 영상의학과**

Ki-Hong Kim(khkim@ch.ac.kr)*, Dong-Hyun Kim(dhkim1133@hanmail.net)**

요약

영상처리 분야에서 필터링은 특정 목적에 따른 영상의 화질 개선을 위해 사용되고 있으며, 자기공명영상 분야에서도 여러 가지 필터들이 영상의 질적 향상을 위해 사용되고 있다. 본 논문에서는 최근 연구되어진 변형된 Fermi-Direc 필터를 여러 가지 형태로 다시 변형해 보고 가장 최적화된 형태를 도출해 보았다. 또한 이렇게 제작된 필터를 현재 병원에서 사용되고 있는 MR장비로 환자를 통해서 얻어진 임상 영상(original image)에 적용하였다. 그 결과 임상 영상(original image)들이 필터를 통과한 후 육안으로 보았을 때 화질이 개선되었던 것을 알 수 있었으며, 이들의 정량적인 평가를 위해 각 영상들의 R, G, B 채널의 히스토그램을 구하였다. 결론적으로, 질환에 따른 차이는 다소 있었으나 original image에 비해 필터를 적용한 후 얻어진 영상의 명암비와 선명도가 더 우수한 결과를 보였다. 따라서 변형된 Fermi-Filter의 사용이 실제 환자의 질병을 정확히 진단하여 치료하는데 기여할 수 있음을 알 수 있었다.

■ 중심어 : | Filtering | 변형된 Fermi-Direc 필터 | 히스토그램(R, G, B채널) |

Abstract

Filtering has been used to improve the image quality not only in MRI but in most image processing fields. In this paper, modified Fermi-Direc filter was transformed in various shapes, and then the optimum shape was designed. In addition, Newly made filter was applied in real clinic, which showed the obvious improvement in image quality. In conclusion, filtered image was superior to original image in contrast and sharpness. Then, this was proved by the histogram of R, G, B channel used for the quantitative analysis.

■ keyword : | Filtering | Modified Fermi-Direc Filter | Histogram (R, G, B Channel) |

1. 서론

의학 분야에서 의료기기의 개발로 인해 과거에 비해 질환의 진단은 획기적으로 진일보하게 되었다. 특히 영상을 통한 진단 방법은 인체 내부 장기의 구조 및 형

태학적인 양상을 관찰함으로써 비 침습적인 방법으로 질병을 진단할 수 있다. 이러한 영상기기로부터 획득한 의료영상들을 효율적으로 활용하기 위해서 다양한 영상처리 기법들이 사용된다. 즉, 전처리(preprocessing) 하는 영상처리 기법과 이차원 영상을 삼차원 영상으로

나타내는 영상 재구성 방법, 영상을 효율적으로 저장하고 전송하기 위한 압축기법과 복원기법 등이 있다. 그리고 영상기 또는 주위환경으로부터 발생한 잡음 및 artifact 제거, 영상의 신호 강도와 신호 대 잡음비를 증가시키고 대조도를 향상시켜 영상의 화질을 개선하는 기법 등이 있다[1].

진단의 정확도를 높이기 위해 획득한 영상에 포함된 잡음 및 artifact를 제거하고 대조도를 향상시키기 위해 다양한 필터들이 사용되고 있으며, 이들 중 대표적으로 많이 사용되고 있는 필터는 공간적 필터(spatial filter)와 시간 및 주파수 필터(temporal or frequency filter)이다[2][3].

본 연구에서는 여러 필터들 중에서 변형된 Fermi-Dirc 필터를 여러 가지 형태로 다시 변형해 보고 최적화된 형태를 찾아보고자 하였으며[4-8], 또한 실제 임상에 적용하여 진단적 가치를 평가해 보았다[9].

II. 본 론

서론에서 언급한 바와 같이 다양한 필터들 중에서 변형된 Fermi-Dirc 필터의 형태를 다양하게 구현해보고자 한다. 먼저, 사용자의 요구에 부합되도록 편리하게 변형할 수 있는 Fermi-Dirc 필터의 파라미터들을 변화시켜 7 가지 형태의 변형된 Fermi-Dirc 필터를 구현하였다. 변형과정은 세 단계로 구분하였으며, 각 단계는 다음과 같다. 첫 단계로 Fermi-Dirc 필터의 기울기 조절률, 즉 통과대역에서 저지대역으로 지수 함수적으로 감소할 때의 기울기를 가변하도록 하였다. 그리고 주파수 필터에서 사용되는 통과대역과 저지대역의 차단 주파수(cutoff frequency)를 조정하였다. 두 번째 단계로는 Fermi-Dirc 필터의 통과대역과 저지대역 내 설정한 윈도우의 x축과 y축의 반지름, 즉 통과대역과 저지대역 내 윈도우의 폭을 가변하도록 하였다. 세 번째 단계로는 Fermi-Dirc 필터의 통과대역 내에 혼입된 저지대역에 싱크파형 형태의 임펄스파(impulse wave), 즉 리플(ripple)을 혼입하고 ripple의 진폭을 가변하도록 하였다.

이와 같은 과정으로 Fermi-Dirc 필터의 파라미터들

을 가변시켜 7 가지 형태의 변형 Fermi-Dirc 필터를 생성한 후 각각을 환자의 MR 영상에 적용하여 변형된 Fermi-Dirc 필터들의 영상화질 개선효과를 검토하였다.[3]

본 연구에서 제안한 Fermi-Dirc 필터의 전달 함수는 아래의 식(1)으로 표현할 수 있다.

$$f(x, y) = \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^N \frac{1}{1 + e^{\frac{(x-N/2)^2}{(\omega_1 \times (N \times \pi))^2}} + e^{\frac{(y-N/2)^2}{(\omega_1 \times (N \times \pi))^2}} - 1/\omega_1} \times \text{amp}\beta_1 + \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^N \left[1 - \frac{1}{1 + e^{\frac{(x-N/2)^2}{(\omega_2 \times (N \times \pi))^2}} + e^{\frac{(y-N/2)^2}{(\omega_2 \times (N \times \pi))^2}} - 1/\omega_2} \right] \times \text{amp}\beta_2 + \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^N \frac{1}{1 + e^{\frac{(x-N/2)^2}{(\omega_3 \times (N \times \pi))^2}} + e^{\frac{(y-N/2)^2}{(\omega_3 \times (N \times \pi))^2}} - 1/\omega_3} \times \text{amp}\beta_3 \quad (1)$$

여기서, N은 영상의 해상도를 결정하는 차수에 관한 파라미터이고, ω_1 은 Fermi-Dirac 필터의 통과대역(passband)을 결정하는 기울기 조절률(roll-off rate), ω_2 는 저지대역(stopband)의 기울기 조절률, ω_3 은 Fermi-Dirac 필터의 중심주파수 영역에 임의로 혼입한 싱크파형(sync waveform)의 기울기 조절률을 의미한다. 즉 ω_1 은 Fermi-Dirac 필터의 기울기를 의미하고, ω_2 는 Fermi-Dirac 필터의 통과대역 내에 혼입되는 저지대역의 기울기를 의미하며, ω_3 은 통과대역에 혼입된 저지대역 내에 혼입되는 싱크파형 형태의 임펄스 파의 기울기를 의미한다. 그리고 μ_x 은 k-space의 중심영역에 윈도우를 설정할 때 통과대역의 x 방향 반지름을 의미하며, μ_y 은 y 방향 반지름을 의미한다.

식(1)을 이용하여 [표 1]과 같이 각 필터의 반면상에서 기울기 조절률, 통과대역 내 윈도우의 범위, 통과대역에 혼입된 저지대역 내 윈도우의 범위, 통과대역에 혼입된 저지대역 내에 혼입되는 싱크파형 형태의 임펄스 파의 기울기, 그리고 각각의 진폭 등을 가변시켜 7 가지 형태의 변형 Fermi-Dirac 필터를 구성하였고 이들을 환자로부터 촬영한 MR 영상에 적용하여 영상 화질을 개선시키는 최적의 파라미터들을 찾고자 하였다.

표 1. 변형 Fermi-Direc필터의 파라미터 변화사례

	ω			β			γ			amp		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Case 1	pass band	0.3		0.3			0.3			1		
	stop band											0.6
	Center			0.9		1/80		1/80				0.2
	ripple											
Case 2	pass band	0.4		0.4			0.4			1		
	stop band											0.7
	Center			1.0		1/70		1/70				0.3
	ripple											
Case 3	pass band	0.5		0.5			0.5			1		
	stop band											0.8
	Center			1.1		1/60		1/60				0.4
	ripple											
Case 4	pass band	0.2		0.2			0.2			1		
	stop band											0.5
	Center			0.8		1/90		1/90				0.15
	ripple											
Case 5	pass band	0.1		0.1			0.1			1		
	stop band											0.1
	Center			0.7		1/100		1/100				0.1
	ripple											
Case 6	pass band	0.35		0.32			0.15			1		
	stop band											0.8
	Center			0.45		1/20		1/50				0.6
	ripple											
Case 7	pass band	0.4		0.4			0.4			1		
	stop band											0.5
	Center			0.45		1/60		1/60				0.1
	ripple											

[표 1]에서의 case 1부터 case 7까지의 파라미터들을 다르게 적용하여 생성된 주파수 응답 특성의 형태는 [그림 1]과 같다. 이러한 주파수 응답 특성을 갖는 변형된 Fermi-Direc 필터들을 실제 MR 영상에 적용하여 비교해보면 [그림 2]와 같다

[그림 2]에서 보여진 영상들을 비교해 보면 case에 따라 차이를 볼 수 있고 육안으로 볼 때 원 영상(original image)에 비해서 case 1과 case 2에서 좌측 뇌에 출혈을 동반한 병변 부위가 경계 및 내부 형태가 더욱 선명하게 관찰되어 지므로 영상의 화질 개선 효과가 가장 잘 나타난 경우로 보인다.

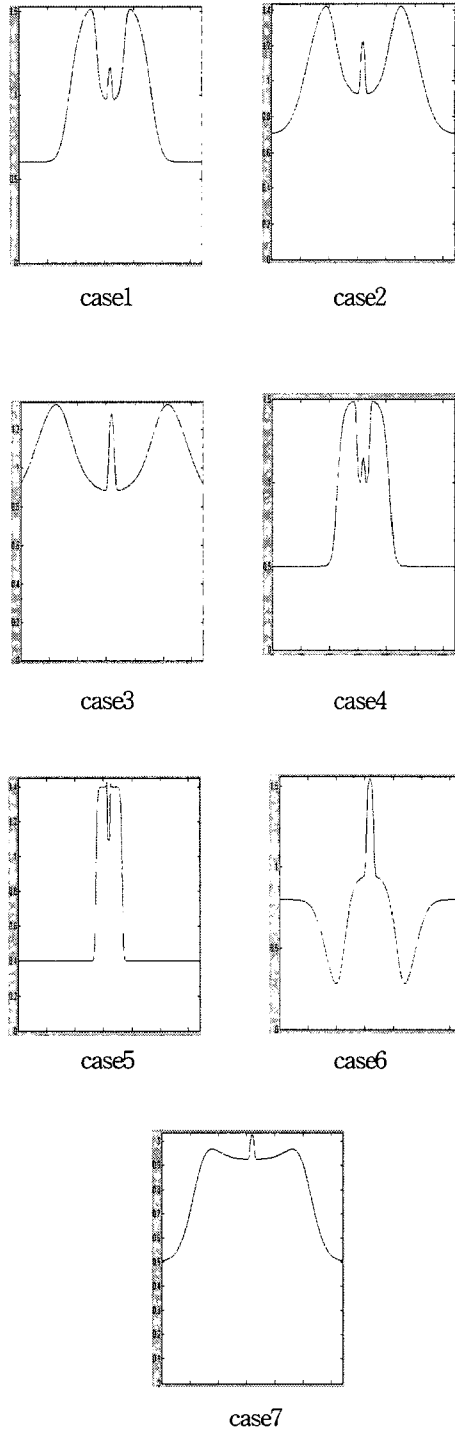


그림 1. 사례별 주파수 응답 특성의 형태

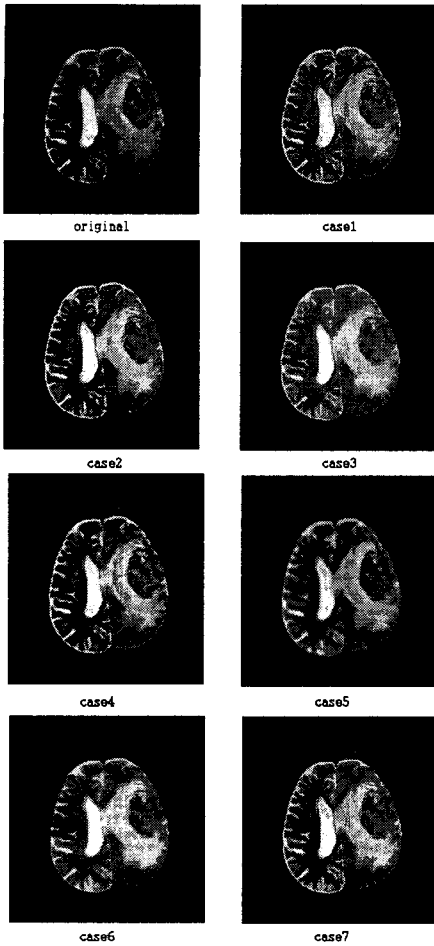


그림 2. 사례별 주파수 필터를 적용한 실제영상

또한 이들의 정량적인 평가를 위해 각각 필터를 적용한 영상들의 히스토그램을 산출하였다[그림 3]. 영상에서 $(R, G, B) = (0, 0, 0)$ 의 값을 가지는 경우는 검정색을 나타내고 $(R, G, B) = (255, 255, 255)$ 일 경우는 흰색을 나타낸다. MR 영상은 흑백으로 표현되기 때문에 컬러 영상과는 달리 R, G, B 채널의 값들이 각 복셀마다 비슷하다. 따라서 각 영상의 G채널의 히스토그램을 통해 성능을 평가하였다. R, G, B 채널 중에 G 채널을 선택한 이유는 R, B 채널보다 보통 2배의 많은 정보량을 담고 있기 때문이다. 히스토그램의 세로는 복셀의 수가 되고 가로는 명암 비를 나타내도록 하였다.

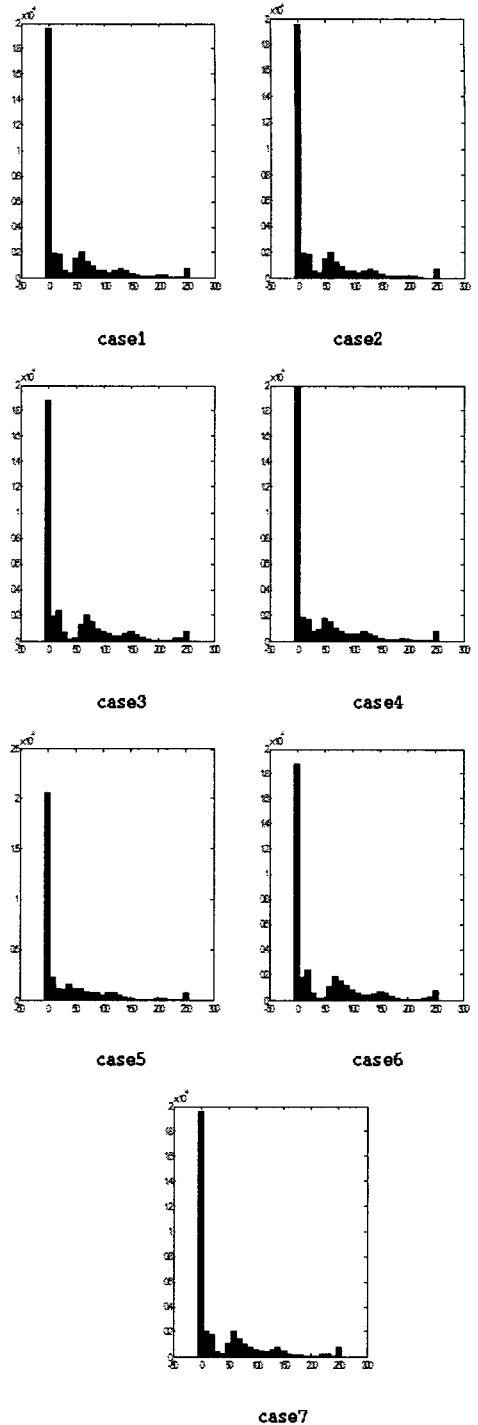


그림 3. 사례별 영상 영상의 G 채널 히스토그램

[그림 3]에서와 같이 case 1에서 case7까지의 영상들의 히스토그램을 비교해보면, case 4, case 5와 case 7의 경우는 x축의 검정색 복셀 수가 $2 * 104$ 을 초과 하여 명암의 구분이 안 되는 부분이 가장 많이 존재하였고 case1, case2 와 case3 에서는 x축의 검정색 복셀 수가 $2 * 104$ 이하로 검정색으로만 표시되던 복셀 값들이 다른 복셀 값에 영향을 미쳤음을 의미한다. 즉, 동일한 복셀 수의 영상에서 한 가지의 검정색으로 표현되던 부분이 다른 명암으로 분포 되어 졌음을 알 수 있다. 그 중에서도 case 1의 경우 x축의 값이 200 부근에 복셀의 수가 많아져 영상의 밝은 부분, 즉 뇌척수액과 병변의 경계부분의 표현이 더욱 명확해 졌음을 확인하였다. 따라서 case 1의 필터가 다른 case들에 비해 명암비의 개선에 가장 효과가 있음을 나타내었다.

III. 결론 및 향후 연구방향

본 논문에서는 MR 영상의 화질을 향상시키기 위해 적용 되어지는 여러 종류의 주파수 필터 중에서 최근 연구 되어진 변형 Fermi-Dirac 필터를 여러 형태로 다시 변형해보고, 그 중 가장 우수한 형태의 필터를 찾자 하였다. 변형 과정은 세 단계로 구분하였으며, 각 단계는 다음과 같다. 먼저, 첫 단계로 Fermi-Dirac 필터의 기울기 조정률, 즉 통과대역에서 저지대역으로 지수함수적으로 감소할 때의 기울기를 가변하도록 하였다. 그리고 주파수 필터에서 사용되는 통과대역과 저지대역의 차단주파수 (cutoff frequency)를 조정하였다. 다음으로, 두 번째 단계로는 Fermi-Dirac 필터의 통과대역과 저지대역 내 설정한 윈도우의 x축과 y축의 반지름, 즉 통과대역과 저지대역 내 윈도우의 폭을 가변하도록 하였다. 마지막으로, 세 번째 단계는 Fermi-Dirac 필터의 통과대역 내에 혼입된 저지대역에 싱크파형 형태의 임펄스파 (impulse wave), 즉 리플 (ripple)을 혼입하고 ripple의 진폭을 가변하도록 하였다. 왜냐 하면 MR 영상의 대조도와 SNR을 향상시키기 위함이다. 이와 같은 과정으로 Fermi-Dirac 필터의 파라미터들을 가변시켜 7 가지 형태의 변형 Fermi-Dirac 필터를 생성

한 후 생성된 변형 Fermi-Dirac 필터 각각을 환자의 MR 영상에 적용하여 변형된 Fermi-Dirac 필터들의 영상 화질 개선 효과를 비교·검토한 후 최적의 변형 Fermi-Dirac 필터를 선정하였다. 선정된 변형 Fermi-Dirac 필터의 파라미터들은 다음과 같다. 기울기 조정률 ($\omega 1$)은 0.3이고, 통과대역의 x축 반지름 ($rx1$)이 0.3이며 y축 반지름 ($ry1$)은 0.3, 필터의 진폭 ($amp1$)은 1로 설정하였다. 그리고 저지대역의 기울기 조정률 ($\omega 2$)은 0.3이고, 저지대역의 x축 반지름 ($rx2$)이 0.1이며 y축의 반지름 ($ry2$)이 0.1, 필터의 진폭 ($amp2$)은 0.6으로 설정하였다. 또한 center ripple의 기울기 조정률 ($\omega 3$)은 0.9이고, x축 반지름 ($rx3$)이 $1/80$ 이며 y축 반지름 ($ry3$)이 $1/80$, 필터의 진폭 ($amp3$)을 0.2로 설정하였다. 설계된 변형 Fermi-Dirac 필터의 특징은 중심주파수 영역에 대역저지 필터와 신호강도의 차이를 나타내는 임펄스 응답 특성을 지니는 싱크파형을 혼입한 형태이고, Fermi-Dirac 필터의 통과대역의 형태와 대역폭이 변경되었으며 통과대역 내의 저지대역의 형태와 대역폭이 변화되었고 또한 싱크파형의 혼입으로 인해 Fermi-Dirac 필터의 통과대역 내에서 신호강도의 차이를 증가시켰다.

이러한 과정으로 생성된 필터를 실제 MR영상에 적용하여 비교해 보고, 정량적인 평가를 위해 히스토그램을 구함으로써 최적의 필터 형태를 구현하였다.

향후 연구로는 변형 Fermi-Dirac 필터를 다양한 임상 질환에 적용하여 질환별 최적의 필터를 확립하는 것이 필요하다고 사료된다.

참고 문헌

- [1] M. T. Vloedingerbroek, J. A. den Voer, *Magnetic Resonance Imaging*, Springer, 1996.
- [2] R. Gonzalez and R. Woods, *Digital Image Processing*, Addison-Wesley, Reading, MA, 1992.
- [3] D. Geman and C. Yang, "Nonlinear image recovery with half-quadratic regularization,"

IEEE Transactions on Image Processing, vol. 4, no. 7, pp. 932~946, 1995.

- [4] A. Jain, *Fundamentals of Digital Image Processing*, Prentice-Hall, 1986, Chap. 8.
- [5] Mahesh, R.K. Gupta, R. Kalyanaraman, S.B. Rao, V.S.N. Kaliprasad, P.V.K. Reddy, R.K.S. Rathore, "Truncation artifact Reduction in MRI with a New Class of Filters.", *Magnetic Resonance in Medicine*, 1999
- [6] R. Archibald and A. Gelb, "A method to reduce the Gibbs ringing artifact in MRI scans while keeping tissue boundary integrity," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, no. 4, pp. 305-319, 2002.
- [7] R. T. Constable and R.M. Henkelman, "Data extrapolation for truncation artifact removal," *Magnetic Resonance in Medicine*, Vol.17, No.1, pp.108-118, 1991.
- [8] S. Amatur and E. M. Haacke, "Modified iterative model based on data extrapolation method to reduce Gibbs ringing," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol.1, No.3, pp.307-317, 1991.
- [9] K. P. Pruessmann, M. Weiger, P. Börnert, and P. Boesiger, "Advances in sensitivity encoding with arbitrary k-space trajectories," *Magnetic Resonance in Medicine*, Vol.46, No.4, pp.638-651, 2001.

저자 소개

김기홍(Ki-Hong Kim)

정회원



- 2009년 9월 : 영남대학교 물리학과(박사수료)
- 2007년 3월 ~ 현재 : 춘해보건대학 방사선과
- <관심분야> : 의료영상, 보건관련

김동현(Dong-Hyun Kim)

정회원



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