

## 류마티스 관절염 환자의 무릎 MR 영상 개선을 위한 변형된 Fermi 필터 설계

김동현<sup>1</sup>, 예수영<sup>2,a</sup>

<sup>1</sup> 부산대학교병원 영상의학과

<sup>2</sup> 동서대학교 메카트로닉스공학과

### Modified Fermi Filter Design to Improve the MR Image of Knee in the Rheumatoid Arthritis Patient

Dong-Hyun Kim<sup>1</sup> and Soo-Young Ye<sup>2,a</sup>

<sup>1</sup> Department of Diagnostic Radiology, Pusan National University Hospital, Pusan 602-739, Korea

<sup>2</sup> Department of Mechatronics Engineering, Dongseo University, Pusan 617-716, Korea

(Received August 17, 2010; Revised September 15, 2010; Accepted September 20, 2010)

**Abstract:** In this study, we intended to design the optimal Fermi filter to apply the k-space data that is knee image of the rheumatoid arthritis patient acquired from the MRI (magnetic resonance imaging) instrument. After deciding the suitable coefficient for the Fermi filter, the results were compared with modified Fermi filter and inverse Chebyshev filter, Chebyshev filter, Elliptic filter and Butterworth filter. Firstly, in comparison to the results, the radiologist confirmed that modified Fermi filter was best decision for boundary of the rheumatoid arthritis images. The number of the black voxels of the histogram showed the quantity of the results. At the proposed filter images, numbers of the blacks voxels were statistically decreased. That meant voxels only appeared the black color were changed to others voxels color. Because the number of the total voxels was fixed, the area appeared block color could be effected to the other areas. If the modified Fermi filter were used for rheumatoid arthritis patient, the result will be better than other filters.

**Keywords:** Modified Fermi filter, Rheumatoid arthritis patient, MR image

#### 1. 서론

인체 내부 장기의 촬영 및 투시 목적으로 사용되는 CT 및 초음파의 단점을 개선한 영상 진단 장비로는 자기공명단층촬영기 (MRI, magnetic resonance imaging)가 있으며 현재 질환 진단에 널리 이용되고 있다. 자기장을 사용하기 때문에 촬영 시 통증은 수반되지 않으며, 뼈나 공기의 영향을 받지 않아 CT나 초음파로 진단하지 못하는 질환 부위에서도 병소를

쉽게 찾아내는 장점을 가진다 [1,2].

MR 영상을 처리하는 분야에서 필터링은 영상을 관독하여 질환의 진단 및 치료를 위하여 매우 중요한 역할을 하고 있다. MR 영상 관독에서 각 영상별 관독 위치가 다르므로 강조해야 될 영역 또한 다르다. 따라서 영상별 정확한 관독을 위하여 최적의 필터와 필터 계수를 찾는 것이 필요하다. MR 영상을 이용한 선행 연구로 2007년 Kim [3]등은 확산텐소르 (DT, diffusion tensor) MR 영상에서 왜곡 (distortion) 현상을 방지하기 위해 단순메디안법 (simple median

a. Corresponding author; syye@gdsu.dongseo.ac.kr

method), 경사감소법, 연속필매트법 (successive fermat method) 등을 비교한 후 각각의 특성을 분석하였다. 이 연구는 축삭섬유 (axon)들의 구조를 연구하기 위하여 본 연구와 마찬가지로 여러 가지 필터들을 사용하여 최적의 필터를 찾고자 하였다. Spincemaille [4] 등은 움직임에 의해 잡음이 가장 심하게 나타나는 검사 중의 하나인 심장 MRI 검사에서 내비게이터를 사용하여 영상신호를 획득하였다. 이들 영상에는 호흡에 의해서 발생된 잡음이 포함되어 있기 때문에 잡음을 제거하기 위하여 Kalman 필터를 이용하여 영상들을 개선하였다. 이 연구 또한 심장 MR 영상에 포함된 잡음을 제거하기 위한 최적의 필터 설계에 관한 연구이다. Güler [5] 등은 메디안 필터를 사용하여 소금과 후추 (salt and pepper)같은 잡음을 MR 영상에서 감소시켰으며, 퍼지이론 (fuzzy theory)을 도입하여 멤버쉽 파라미터 (membership parameter)들을 변형한 FAMFAMP (fuzzy adaptive median with membership parameters)를 적용하여 부가되는 임펄스 잡음을 감소시킬 수 있다고 제안하였다. 이 연구 또한 본 연구와 마찬가지로 최적의 필터 설계에 중점을 둔 연구라 할 수 있다. 기존 타 연구들에서는 MR 영상영역에서 픽셀별로 영상을 처리하여 연구를 수행하였으나, 본 실험에서는 MRI 장비의 라디오 주파수 코일을 통해 획득한 데이터인 k-space 데이터를 이용하여 영상처리를 하였다 [6,7]. MRI로부터 획득되는 영상신호는 기본적으로 주파수 영역인 k-space 데이터이기 때문에, 획득된 원영상 (original image)에 주파수 필터를 적용한 후 이를 역푸리에변환 (IFFT, inverse Fourier transform)하여 영상을 재구성하는 방법을 적용하였다. 일반적인 필터의 경우 점 (point) 및 가는 선과 같은 미세부분의 아티팩트는 잘 제거하지 못하는 특성을 지닌다 [8]. 이러한 현상들을 혼합형 (hybrid type) 필터를 적용하여 상당 부분 개선하였으나, 최근 MRI의 추세가 고자장, 고해상도이기 때문에 극히 미소한 영역 및 하나의 복셀 (voxel)도 병변의 소견을 나타낼 수 있으므로 MR 영상처리를 위해 일반적으로 사용하는 이미지 필터의 적용은 적당하지 않다 [9]. 따라서 다양한 질환의 진단을 위해 사용되어지는 MR 영상에서는 영상영역에서 픽셀별로 영상처리를 수행하는 기법 보다는 k-space 영역에서 영상처리 기법들을 사용하는 것이 병변 판별에 적합

하다 [10,11].

본 연구에서는 MRI로부터 획득한 류마티스 관절염 환자의 무릎영상에 대한 k-space 데이터에 적합한 최적의 변형된 Fermi 필터를 설계하고자 하였다.

## 2. 실험 방법

### 2.1 데이터 획득

45세 이상 70세 이하의 류마티스 관절염을 앓고 있는 환자 10명의 무릎 영상을 MRI 장비 (Siemens, A Tim trio: 3T, A Tim Symphony: 1.5T, German)로부터 획득하였다.

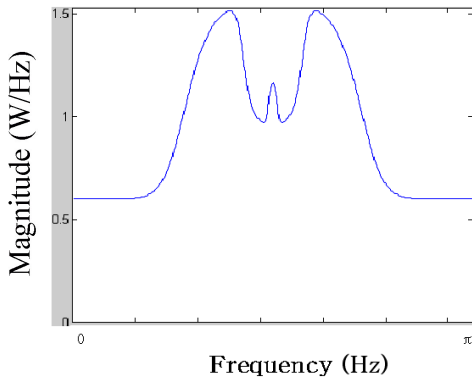
### 2.2 Fermi 필터 설계

본 연구에서 제안한 Fermi 필터는 영상처리에 있어서 널리 사용되고 있는 필터의 한 가지 기법이며, Fermi-Dirac 분포곡선을 이용하여 필터의 기울기 조절율 (roll-off rate)을 변화시킬 수 있는 필터이다 [12]. Fermi 필터의 근간이 되는 Fermi-Dirac 분포는 Enrico Fermi와 Paul Dirac에 의해 정립된 확률적인 분포 특성을 적용하였다 [13]. 변형된 Fermi 필터 설계시 조정 파라미터들은 다음과 같다. 먼저, 변형된 Fermi 필터의 기울기 조절율, 즉 통과대역에서 저지대역으로 지수함수적으로 감소할 때의 기울기를 가변하도록 하였다. 다음으로, 변형된 Fermi 필터의 통과대역과 저지대역 내 설정한 윈도우의 x축과 y축의 반지름, 즉 통과대역과 저지대역 내 윈도우의 폭을 가변하도록 하였다. 마지막으로, 변형된 Fermi 필터의 통과대역 내에 혼입된 저지대역에 싱크파형 형태의 임펄스 파, 즉 리플 (ripple)를 혼입하고 ripple의 진폭을 가변하도록 하였으며, 이는 MR 영상의 대조도와 SNR을 향상시키기 위함이다. 이러한 파라미터들을 적용한 변형된 Fermi 필터의 전달 함수는 식 (1)과 같다.

$$f(x,y) = \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^N \frac{1}{1 + e^{\frac{(x-N/2)^2}{w_p \times (N \times r_x)^2}} + e^{\frac{(y-N/2)^2}{w_p \times (N \times r_y)^2}} - 1/w_p} \times amp_p + \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^N \left[ 1 - \frac{1}{1 + e^{\frac{(x-N/2)^2}{w_s \times (N \times r_x)^2}} + e^{\frac{(y-N/2)^2}{w_s \times (N \times r_y)^2}} - 1/w_s} \right] \times amp_s + \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^N \frac{1}{1 + e^{\frac{(x-N/2)^2}{w_a \times (N \times r_x)^2}} + e^{\frac{(y-N/2)^2}{w_a \times (N \times r_y)^2}} - 1/w_a} \times amp_a$$

**Table 1.** Coefficient of the modified Fermi filter.

	$\alpha 1$
$\omega_p$	0.3 Hz
$\omega_{rs}$	0.3 Hz
$\omega_{ra}$	0.9 Hz
$rx_p$	0.3 Hz
$ry_p$	0.3 Hz
$rx_{rs}$	0.1 Hz
$ry_{rs}$	0.1 Hz
$rx_{ra}$	1/80 Hz
$ry_{ra}$	1/80 Hz
$amp_s$	1
$amp_{rs}$	0.6
$amp_{ra}$	0.2

**Fig. 1.** Modified Fermi filter.

여기서,  $N$ 은 영상의 해상도를 결정하는 차수에 관한 파라미터이고,  $\omega_p$ 은 변형된 Fermi 필터의 통과대역 (passband)을 결정하는 파라미터이고 (roll-off rate),  $\omega_{rs}$ 는 통과 대역 내 혼입되는 저지대역 (stopband)을 결정하는 파라미터이고,  $\omega_{ra}$ 는 변형된 Fermi 필터의 중심주파수 영역에 임의로 혼입한 싱크파형 (sinc waveform)의 크기를 결정하는 파라미터이다. 그리고  $rx_p$ 은 k-space의 중심영역에 윈도우를 설정할 때 통과대역의 x 방향 반지름을 의미하며,  $ry_p$ 은 y 방향 반지름을 의미한다. 즉  $rx_p$ 는 변형된 Fermi 필터의 통과대역 내에서 x축의 통과대역의 범위를 나타내고,  $ry_p$ 는 y축의 통과대역의 범위를 나타낸다. 따라서  $rx_p$

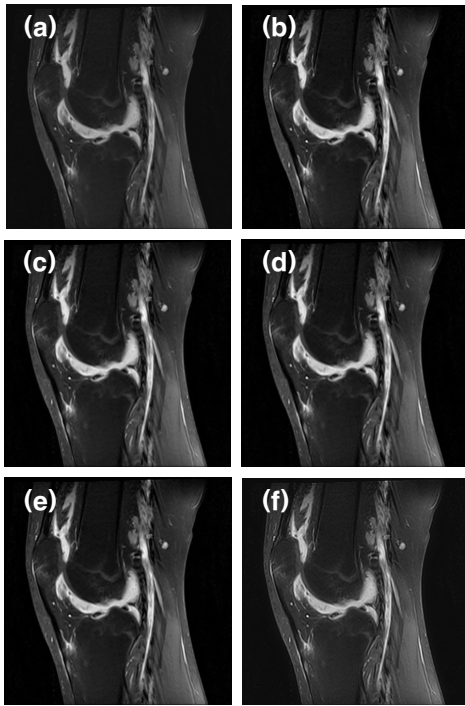
와  $ry_p$ 이 작아지면 작아질수록 통과대역의 폭이 좁아지며,  $rx_p$ 와  $ry_p$ 이 커지면 커질수록 통과대역의 폭이 넓어진다. 즉  $rx_p$ 와  $ry_p$ 이 적어지면 적어질수록 대역 통과 필터의 역의 형태인 대역저지 필터와 유사한 기능을 수행하고,  $rx_p$ 와  $ry_p$ 이 커지면 커질수록 대역 통과 필터의 유사한 기능을 수행하게 된다.  $rx_{rs}$ 는 k-space의 중심영역에 윈도우를 설정할 때 저지대역의 x 방향 반지름을 의미하며,  $ry_{rs}$ 는 y 방향 반지름을 의미한다. 즉  $rx_{rs}$ 는 변형된 Fermi 필터의 통과대역에 혼입된 저지대역 내에서 x축의 범위를 나타내고,  $ry_{rs}$ 는 y축의 저지대역의 범위를 나타낸다.  $rx_{ra}$ 는 변형된 Fermi 필터의 중심주파수 영역, 즉 center ripple의 x축 진폭을 나타내고,  $ry_{ra}$ 는 center ripple의 y축 진폭을 나타낸다. 그리고  $amp_s$ 은 통과대역의 진폭을 나타내고,  $amp_{rs}$ 는 통과 대역 내 저지대역의 진폭,  $amp_{ra}$ 는 변형된 Fermi 필터의 통과대역에 혼입된 저지대역 내 혼입한 싱크파형의 center ripple의 진폭을 의미한다.

본 연구에서 실험으로 구한 류마티스 관절염 환자를 위한 최적의 변형 Fermi 필터의 계수는 표 1과 같다.

식 (1)에 표 1의 Fermi 필터를 적용하여 구한 필터를 그림 1에 나타내었다.

### 3. 결과 및 고찰

임상에서 환자의 질환 진단에 활용되고 있는 MRI 장비로부터 류마티스 관절염 환자의 무릎 T1 강조영상에 본 연구에서 제안한 필터 계수들로 설계된 변형된 Fermi 필터를 적용한 후 영상의학과 전문의의 육안으로 영상의 화질 개선 효과를 확인하였다. 그리고 개선되어진 결과를 정량적으로 확인하기 위해 각 영상의 히스토그램을 산출하였다. 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 복셀 마다 비슷하다. 따라서 각 영상의 G 채널의 히스토그램을 통해 성능을 평가하였다. R, G, B 중에 G 채널을 선택한 이유는 R, B 보다 보통 2배의 많은 정보량을 담고 있



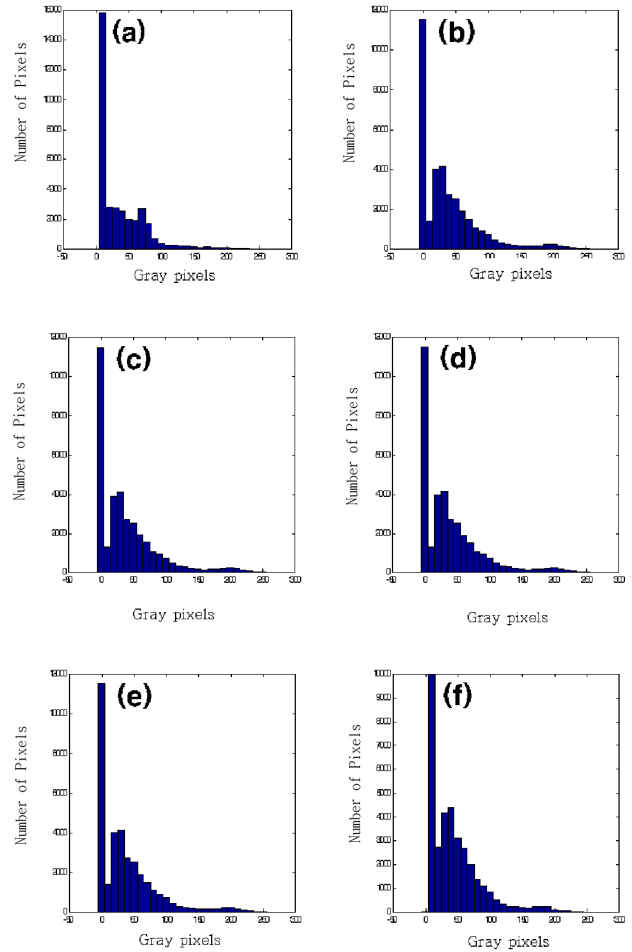
**Fig. 2.** Example of MR image of knee in the rheumatoid arthritis patient : (a) original image, (b) inverse chebyshev, (c) chebyshev, (d) elliptic, (e) butterworh, (f) modified fermi filter.

기 때문이다. 히스토그램의 세로는 복셀의 수가 되고 가로는 명암값을 나타내도록 하였다.

그림 2는 류마티스 관절염 환자의 무릎에 대한 T1 강조 영상을 나타내었다. 본 연구에서 제안한 변형된 Fermi 필터의 유용성을 증명하기 위해 일반적인 필터 즉, Chebyshev, Elliptic와 Butterworth 필터들을 적용한 후 비교 하였다. 그림 2의 (a)는 류마티스 관절염 환자의 무릎에 대한 원 영상을 나타내고, (b)는 역변환 Chebyshev 영상을, (c)는 Chebyshev 필터를 적용한 영상, (d)는 Elliptic가 적용된 필터 (e)는 Butterworth 필터가 적용된 영상, (f)는 본 연구에서 제안한 필터의 결과를 나타내었다.

그림 2의 결과는 원 영상에 비해서 본 연구에서 제안된 변형된 Fermi 필터가 무릎관절의 활액 증가 경계선 구별이 용이해졌음을 나타낼 뿐만 아니라 선명해 졌음을 영상의학과 전문의에 의하여 확인 하였다.

그림 3은 영상의 명암에 대한 정보를 정량적으로 구분하기 위해 히스토그램으로 나타내었다. 그림 3(a)



**Fig. 3.** Histogram MR image of knee in the rheumatoid arthritis patient.: (a) original, (b) inverse chebyshev, (c) chebyshev, (d) elliptic, (e) butterworth, (f) modified fermi filter

는 x축의 검정색 복셀의 수가  $1.6 \times 10^4$ 에 상당하는 값을 나타내었고, 그림 3(b)에서 그림 3(e)까지는  $1.2 \times 10^4$ 에 상당하는 값을 나타내었으며, 그림 3(f)는  $1.0 \times 10^4$ 에 상당하는 값을 나타내었다. 제안된 필터를 나타내는 그림 3(f) 필터에서 검정색 복셀의 수가 가장 많이 감소하였음을 알 수 있었다.

그림 4는 10명의 류마티스 관절염 환자의 무릎 영상에서 검정색 복셀의 개수를 표로 나타내었다. 그림 3에서 히스토그램으로 나타낸 것과 같이 0-10의 값을 갖는 복셀을 검정색으로 가정 한 후 10명에 대한 평균과 표준편차에 대한 값을 그림 4에 나타내었다.

그림 4에서 원 영상과 역 Chebyshev, Chebyshev,

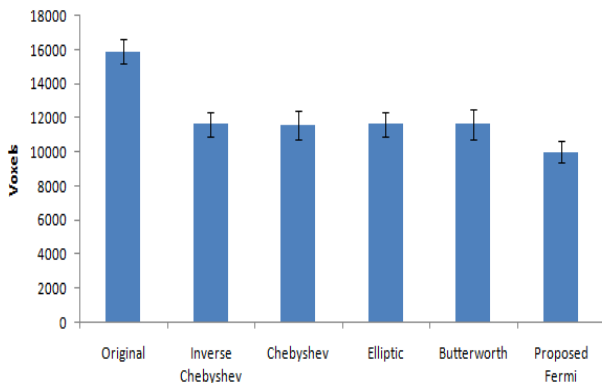


Fig. 4. Block color voxels of MR image of knee in the rheumatoid arthritis patient (\*,  $p < 0.05$ ).

Elliptic, Butterworth 필터들을 통과한 영상들의 검정색 복셀의 값을 비교하였을 때 통계적으로 유의한 차이를 확인 할 수 있었으나, 본 연구에서 제안한 Fermi 필터를 원 영상과 비교하였을 때 통계적으로 가장 크게 검정색 복셀의 양이 줄어들었음을 확인 할 수 있었다 (\*,  $p < 0.05$ ).

#### 4. 결론

본 연구에서는 류마티스 관절염 환자의 무릎 MR 영상을 획득하는 과정에서 MRI로부터 획득되는 k-space 데이터에 inverse Chebyshev 필터, Chebyshev 필터, Elliptic 필터, Butterworth 필터 및 본 연구에서 제안한 변형된 Fermi 필터들을 적용하여 영상의 화질을 개선하고자 하였다. 류마티스 관절염 환자의 무릎영상에 적합한 최적의 파라미터들을 구한 후 변형된 Fermi 필터를 설계하였다.

일반적으로 류마티스 관절염 환자의 무릎 영상은 무릎관절의 활액이 증가 되어 있으며, 그 경계를 명확히 하여야 진단 및 치료에 도움을 줄 수 있다. 따라서 4가지 필터들을 통과 시킨 영상을 영상의학과 전문의 육안으로 원 영상과 비교하였을 때 3가지의 다른 영상들보다 본 연구에서 제안된 필터를 거친 영상이 그 경계가 선명해 졌음을 확인하였다. 또한, 그림 4에서 알 수 있듯이 류마티스 관절염 환자의 무릎 영상은 역 Chebyshev, Chebyshev, Elliptic, Butterworth 필터들을 통과 시켰을 때도 원 영상과 비

교하였을 때 경계선이 선명하게 나타났으나 제안된 필터에서 선명도가 가장 우수함을 알 수 있었다.

이러한 결과를 정량적으로 나타내기 위하여 원 영상 및 필터가 통과된 영상들에 대해 검정색 복셀에 대한 개수를 히스토그램으로 나타내었다. 영상의학과 전문의에 의견과 마찬가지로 다른 필터들에 비해 본 연구에서 제안된 필터를 거친 영상에서 검정색 복셀의 개수가 통계적으로 유의하게 감소함을 알 수 있었다.

본 연구에서 제안된 변형된 Fermi 필터를 사용할 경우 류마티스 관절염 환자의 무릎 T1 강조영상의 경계에서 선명도가 다른 필터들에 비해 가장 큰 효과가 있음을 확인하였다. 추후 기존의 필터들로는 질병을 판단하거나 예측하기에 부적절한 MR 영상에 본 연구에서 제안한 변형된 Fermi 필터를 적용하여 질병 유무의 정확도 및 치료에 어떠한 결과가 나오는지 실험할 필요가 있다.

#### 감사의 글

이 논문은 2010년도 정부 (교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임 (2010-0004311).

#### REFERENCE

- [1] M. A. Brown and R. C. Semelka, *MRI: Basic Principles and Application* (Wiley-Liss, NY, 1995).
- [2] M. T. Vlaardingerbroek, J. A. den Boer, *Magnetic Resonance Imaging*, (Springer, Berlin, 1996).
- [3] S. Kim, K. Kwon, I. Park, B. Han, and D. Kim, *Conf. Proc IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* (IEEE, Lyon, 2007) p. 3454.
- [4] P. Spincemaille, T. D. Nguyen, M. R. Prince, and Y. Wang, *Magn. Reson. Med.* **60**, 158 (2008).
- [5] I. Güler, A. Toprak, A. Demirhan, and R. Karakiş, *J. Med. Syst.* **32**, 229 (2008).
- [6] K. F. Malczewski, *IEEE International Journal of Advanced Media and Communication* **3**, 25 (2009).
- [7] B. Chen and E. W. Hsu, *Magnet. Reson. Med.* **54**, 393 (2005).
- [8] A. Jeffrey, *IEEE Signal Process. Mag.* **27**, 81 (2010).

- [9] J. Song and Q. H. Liu, *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual international Conference*, (IEEE, NY, USA, 2006) p. 3767.
- [10] N. Aggarwal and Y. Bresler, *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro*, (IEEE, VA, USA, 2006) p. 41.
- [11] Bin Chen<sup>1</sup> and Edward W. Hsu, *Magnet. Reson. Med.* **54**, 393 (2005).
- [12] K. P. Pruessmann, M. Weiger, P. Börnert, and P. Boesiger, *Magnet. Reson. Med.* **46**, 638 (2001).
- [13] H. S. Kragh, *Dirac: a scientific biography* (Cambridge University Press, NY, USA, 1990) p. 2.