

뇌의 수직단면에 대한 MR 영상에서 영역 분할에 대한 연구

*성윤창^o *김신용 **한기선 ***송창준 ****노승무 *박종원
*충남대학교 공과대학 정보통신공학과
**충남대학교 의과대학 진단방사선과
***충남대학교 의과대학 일반외과
{ycsung, shkim, jwpark}@crow.chungnam.ac.kr

A Study of Region Segmentation on the Brain MR Image of Coronal Section

*Y. C. Sung^o *S. H. Kim **K. S. Han ***C. J. Song ****S. M. Noh *J. W. Park
*Dept. of Information Communications, Chungnam National University
**Dept. of Multimedia, KeukDong College
***Dept. of Diagnostic Radiology, Chungnam National University
****Dept. of General Surgery, Chungnam National University

요 약

본 논문은 뇌의 수직단면에 대하여 촬영된 자기공명영상에서 뇌 영역을 분리한 후 백질과 회백질 및 뇌척수액을 분리하고 각각의 체적을 산출하기 위한 것이다. 본 연구는 먼저 뇌의 자기공명영상에서 영상의 배경 및 뇌 내부를 둘러싸고 있는 외피 및 지방층으로부터 뇌 영역 전체를 분리 하였으며, 부분체적의 문제(partial volume artifact)에 의해 명암 값의 번진 현상을 보이는 뇌의 내부 영역에서 각 성분의 부분체적을 산출하여 각 조직을 분리하기 위한 명암 값을 결정한 후 백질과 회백질 및 뇌척수액의 영역을 분리하였다. 본 연구는 뇌의 위축을 보이지 않는 정상인의 자기공명영상을 대상으로 하였으며, 향후 이러한 연구 결과는 알츠하이머 병이나 뇌성마비등과 같은 퇴행성 뇌 질환 환자의 뇌 위축정도를 객관적으로 진단하는 방법으로 사용될 수 있도록 하는데 있다

1. 서론

뇌에 대한 MR 영상이 여러 가지 뇌 질환의 질병 진단을 위해 보편적으로 사용되어온 이래 뇌의 MR 영상 획득과 판독을 위한 의학적 기술에 있어서 많은 발전이 있어왔으며, 또한 이러한 영상을 재처리하여 의료영상 처리기술도 많은 발전을 계속하고 있다[1][2][3][4][5]. 현재까지 뇌의 MR 영상에 뇌 영역의 일반적인 분리를 위한 여러 가지 연구가 있어 왔으며[2], 또한 뇌를 구성하고 있는 백질과 회백질 등을 분리하고자 하는 연구도 진행되어왔다[3]. 본 연구에서는 뇌에 대하여 수직단면으로 촬영된 MR 영상에서 번진 현상을 보이는 명암 값의 분석을 통해 백질과 회백질 및 뇌척수액을 분리하고 분리된 각 조직의 체적을 산출하기 위한 방법을 제시하였으며, 이러한 연구결과는 알츠하이머나 뇌성마비 등과 같이 뇌 위축을 수반하는 퇴행성 뇌질환 환자에 있어서 뇌 위축정도를 객관적으로 측정하는데 사용될 수 있다[4][5].

2. MR 영상의 물리적 특징

자기공명영상은 큰 자장 속에 검사하고자 하는 부위가 들어가서 고주파와 인체 속에 있는 수소 원자핵과의 상호작용에 의한 에너지의 방출을 검사하여 만들어지게 된다. 여기서 인체 조직에 함유된 수분의 양은 조직의 특성에 따라 달라지며, 수분 내에 있는 수소원자의 밀도 차이가 자기공명영상에서 조직을 구별할 수 있게 해주는 우선적인 요소가 된다[1].

본 연구에서는 여러 가지 MR 영상 중 뇌의 수직단면에 대하여 촬영된 양성자 밀도 영상과 T2 강조 영상을 사용하였다. 양성자 밀도영상은 T2 강조영상에 비해 명암 값의 대비가 좋아 백질과 회백질의 육안 인식이 용이하나 뇌의 대부분 영역이 백질과 회백질 및 소량의 뇌척수와 함께 번진 명암 값으로 표현되어 있다[1][3]. 따라서 이러한 양성자 밀도영상에서 번진 명암 값의 해석을 통해 백질과 회백질 및 뇌척수액의 영역을 분리하게 된다. 한편 T2 강조 영상은 양성자 밀도영상보다 전체적으로 어둡게 표현되어 있었

나 뇌 전체에 소량으로 분포되어 있는 뇌척수액 부분이 상대적으로 밝게 표현되어 있으므로 뇌척수액의 추출을 위해 용이하게 사용될 수 있다.

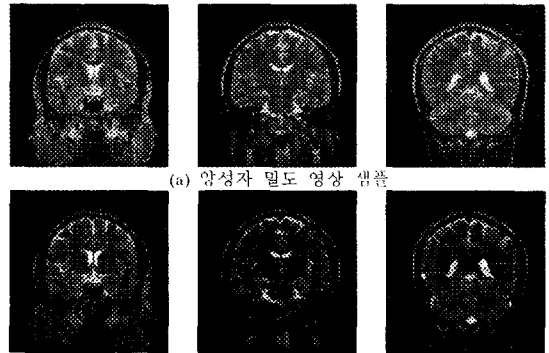


그림 1. 양성자 밀도 영상과 T2 강조 영상

3. 뇌 영역의 추출

뇌 조직을 구성하는 각 부분의 분리는 전체 뇌의 영상 중 뇌 영역의 추출이 먼저 이루어진 후 가능하다. 따라서 먼저 양성자 밀도 영상을 대상으로 검은 배경 및 뇌를 둘러싸고 있는 외피 및 지방층으로부터 뇌 영역을 분리하게 된다.

그림 2는 양성자 밀도 영상에 대한 히스토그램으로 명암 값 0에서 10을 구성하는 높은 피크는 영상의 배경 및 뇌를 둘러싸고 있는 지방층을 구성하고 있는 부분이며, 90 이상의 명암 값을 구성하고 있는 부분은 뇌의 내부 영역을 구성하고 화소들이다. 따라서 이러한 명암 값의 분포를 이용하여 뇌의

내부 영역을 추출할 수 있다[3][6].

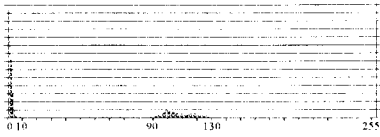


그림 2. 초기 영상과 T2 영상에 대한 히스토그램

뇌의 MR 영상에서 뇌 영역은 전체 256*256 크기의 슬라이스에서 비교적 일정한 위치를 갖고 있으므로 뇌의 내부에 해당되는 몇 개의 위치로부터 90 이상의 명암 값을 갖는 화소들을 4-연결성에 의해 추적하여 제거하면 검은 배경 및 지방층과 뇌의 외피만 남게 된다. 이때 90 이하의 명암 값에 해당되지만 뇌의 내부에 존재하는 일부 화소들은 제외된다. 그러나 다시 영상의 배경을 구성하는 한 화소로부터 4-연결성에 의해 인접한 화소들을 추적한 후 추적된 영역을 초기의 영상으로부터 분리하게 되면 뇌의 내부에 해당되는 영역을 전체 뇌의 영상으로부터 분리할 수 있게 된다[6][7][8][9].



그림 3. 뇌의 내부 영역이 추적된 영상자 밀도 영상



그림 4. 영상자 밀도 영상으로부터 분리된 뇌의 내부 영역

그림 5. T2 강조 영상으로부터 분리된 뇌의 내부 영역

한편 그림 4 과 같이 내부영역이 분리된 영상자 밀도영상을 이용하여 대응되는 T2 강조영상에서도 뇌의 내부에 해당되는 부분을 분리할 수 있으며, 이러한 방법에 의해 뇌의 내부영역이 분리된 T2 강조영상은 그림 5에서 보여주고 있다.

4. 부분체적적 산출

4.1 변진 명암 값의 해석

부분체적적 문제의 의한 명암 값 변진 현상의 문제는 영상의 화적소의 크기에 의해 발생하게 된다[1][3]. 보통 자기공명영상기는 사람의 인체에 대하여 일정한 두께를 갖고 뇌를 촬영하여 영상 슬라이스를 생성하게 된다. 이때 스캔의 두께가 얇은 경우에는 화적소의 크기도 상대적으로 작아지며 스캔의 두께가 두꺼운 경우에는 화적소의 크기도 역시 증가한다. 작은 화적소가 수분이나 지방 같은 한 조직만을 포함하고 있다면 큰 화적소의 경우 두 성분을 모두 포함하게 되며, 따라서 큰 화적소에 포함되어 있는 지방과 수분의 양의 평균 무게와 같은 신호강도를 갖게 된다. 결과적으로 각 성분으로부터 발생된 신호강도의 산술적인 평균에 의해 명암 값을 결정된 후 이차원 슬라이스에서 한 화소의 명암 값으로 결정된다. 따라서 서로 다른 명암 값을 갖는 두 성분이 포함 되었을때 나타나는 명암 값을 계산할 수 있으며, 계산된 명암 값으로부터 각 성분의 부분체적을 산출할 수 있다[3]. 즉, y_1 의 명암 값을 갖

는 성분이 $z\%$, y_2 의 명암 값을 갖는 성분이 $(100-z)\%$ 포함 되었을 때 나타나는 명암 값 G 는 다음과 같다.

$$G = y_1 \cdot \frac{z}{100} + (1 - \frac{z}{100})$$

4.2. 부분체적적 산출

T2 강조영상은 전체적으로 양성자 밀도영상보다 어둡게 표현되어 있으나 뇌척수액 부분은 밝게 강조되어 있다. 따라서 T2 강조영상으로부터 먼저 뇌척수액을 추출한 후 대응되는 양성자 밀도영상에 대하여 T2 강조영상에서 추출된 뇌척수액과 동일한 위치의 화소들을 양성자 밀도영상의 뇌척수액으로 추출하게 된다. 즉 뇌 내부 영역의 T2 강조영상에 대하여 히스토그램을 구한 후 가우시안 분포 곡선과 겹쳐지는 명암 값 중 가장 큰 명암 값을 뇌척수액에 해당되는 화소들이 갖는 명암 값의 하한으로 결정하였다[3]. 그림 6은 T2 강조영상의 뇌 부분에 대한 히스토그램과 가우시안 분포 곡선과 겹쳐진 모습이며 이 경우 뇌척수액 명암 값의 하한으로 112가 결정되었다.

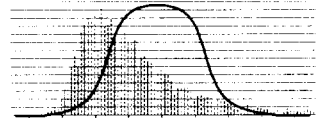


그림 6. T2 강조영상의 뇌척수 명암 값의 하한 결정

T2 강조 영상으로부터 뇌척수액을 추출한 후 대응되는 양성자 밀도영상에서 T2 강조영상의 뇌척수액 부분과 동일 위치의 화소를 추출함으로써 양성자 밀도 영상의 뇌척수액을 추출 할 수 있다.



(a) 뇌척수액이 제거된 영상자 밀도 영상

(b) 양성자 밀도 영상에서 추출된 뇌척수액

그림 7. 뇌척수액이 제거된 영상자 밀도영상과 추출된 뇌척수액

양성자 밀도영상에서 추출된 뇌척수액은 T2 강조영상과는 다른 명암 값 분포를 갖는다. 일정한 두께 내에 순수한 뇌척수액만 존재하는 경우는 비교적 밝게 표현되나 백질 또는 회백질과 함께 섞여 있는 경우에는 이들의 양에 비례하여 어둡게 표현되어 있다. 그림 8은 뇌척수액이 제거된 양성자 밀도영상과 추출된 뇌척수액에 대한 히스토그램을 표현한 것이다.

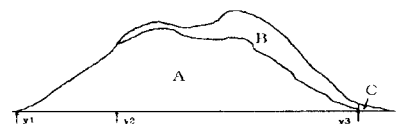


그림 8. 양성자 밀도영상에 대한 히스토그램

그림 8에서 영역 A는 뇌척수액이 제거된 후, 백질과 회백질만으로 구성된 양성자 밀도영상에 대한 히스토그램이며 영역 B와 C는 추출된 뇌척수액에 대한 히스토그램이다.

그림 8의 히스토그램에서 C는 순수한 뇌척수액에 해당되며 B는 백질 및 회백질과 섞여 있는 뇌척수액에 대한 부분이다. 여기서 y_1 은 백질이 갖을 수 있는 명암 값의 하한이며, y_3 는 회백질이 갖을 수 있는 명암 값의 상한인 동시에 순수한 뇌척수액이 갖을 수 있는 명암 값의 하한으로 간주된다[3].

영역 A에 대한 히스토그램의 분포함수를 H라 할 때, 여기서 일정한 두께 안에 y_1 의 명암 값을 갖는 성분이 $z\%$, y_3 의 명암 값을 갖는 성분이 $(100-z)\%$ 포함되어 있을 때 번짐효과(Blurring effects)에 의해 나타나는 명암 값 G는 다음과 같다.

$$G = y_1 \cdot \frac{z}{100} + y_3 \cdot (1 - \frac{z}{100})$$

만약 명암 값 G가 y_1 과 y_3 의 중간에 해당되는 명암 값을 나타낸다면 이러한 명암 값에 해당되는 화소중 50%는 백질에 해당되고 나머지 50%는 회백질에 해당되는 성분으로 볼 수 있다. 따라서 영역 A에서 백질의 부분체적에 해당되는 화소의 수는 다음과 같이 계산된다.

$$PV1 = \int_{y_1}^{y_3} H(y_1 \cdot \frac{z}{100} + y_3 \cdot (1 - \frac{z}{100})) \cdot \frac{z}{100} dy$$

백질의 부분체적은 영역 B로부터도 산출되어야 한다. 그러나 이러한 부분은 뇌척수액과 함께 섞여 있는 부분으로 먼저 뇌척수액의 부분체적에 해당되는 화소를 제거하여야 한다.

W를 영역 B와 C에 대한 분포 함수라 할 때, 먼저 y_3 이상의 명암 값에 해당되는 화소를 순수한 뇌척수액으로 추출하게 되며, 또한 영역 B에서 뇌척수액의 부분체적을 산출하게 된다. 산출된 뇌척수액에 해당되는 화소의 수는 다음과 같다

$$PCSF = \int_{y_2}^{y_3} W(y_2 \cdot (1 - \frac{z}{100}) + y_3 \cdot \frac{z}{100}) \cdot \frac{z}{100} dy + \int_{y_3}^{254} W(G) dy$$

W를 영역 B에서 뇌척수액의 부분체적에 해당되는 화소를 제거하고 난 후 남은 부분에 대한 히스토그램의 분포 함수라 할 때, 영역 B에서 백질의 부분체적에 해당되는 화소의 수는 다음과 같다.

$$PV2 = \int_{y_1}^{y_3} W(y_1 \cdot \frac{z}{100} + y_3 \cdot (1 - \frac{z}{100})) \cdot \frac{z}{100} dy$$

PV1과 PV2의 합 PV는 주어진 PD 영상에서 백질에 해당되는 화소의 수이며, 이때 회백질에 해당되는 화소의 수는 다음과 같이 계산될 수 있다. 그림 9는 지금까지 설명된 백질의 부분체적을 산출하는 과정을 보여주는 히스토그램이다.

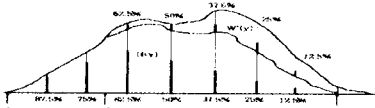


그림 9. 백질의 부분체적을 산출하는 히스토그램

주어진 양성자 밀도영상에서 순수한 그리고 부분체적에 해당되는 뇌척수액을 제거한 후 백질과 회백질을 분리할 명암 값을 결정하게 된다. T를 뇌척수의 영향을 제거한 양성자 밀도영상에 대한 히스토그램이라 할 때, 백질 성분에 대한 명암 값의 하한인 y_1 으로부터 각 명암 값에서의 화소의 수를 누적하여 누적된 화소의 수가 PV1과 PV2의 합을 처음으로 포함하게 되는 명암 값 t를 판별값으로 결정하였다.

$$PV1 + PV2 \leq \int_{y_1}^t T(y) dy$$

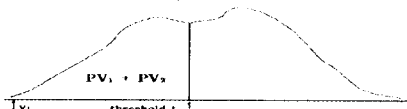


그림 10. 판별값의 결정을 위한 히스토그램

그림 10은 이러한 판별값의 결정을 보여주는 히스토그램이며,

그림 11는 결정된 판별값에 의해 최종적으로 각 성분이 분리된 양성자 밀도영상이다. 뇌의 내부에서 밝게 표현되어 있는 부분은 뇌척수액이며 가장 어두운 부분이 백질 그리고 나머지 부분은 회백질 부분이다.



그림 11. 백질, 회백질, 뇌척수액으로 분리된 양성자 밀도영상

각 슬라이스에서 백질과 회백질 및 뇌척수액이 분리되고 난 후, 분리된 각 성분을 구성하는 화소의 수를 이용하여 백질과 회백질의 체적을 계산할 수 있다. 이때 MR 영상의 헤더에 보관되어 있는 정보 중 각 화소의 크기 및 슬라이스 사이의 간격에 대한 정보가 이용된다[3].

5. 결론

실제 뇌의 구조에서 백질과 회백질은 매우 복잡한 섞여 있으며 소량으로 존재하는 뇌척수액의 영향으로 MR 영상에서 백질과 회백질의 부분체적을 산출하기가 매우 어려웠으므로 백질과 회백질의 전체 체적 산출은 이루어질 수 없었다. 그러나 본 연구에서는 히스토그램 상에 나타나는 특정 명암 값을 대상으로 일정한 두께 내에 포함된 백질과 회백질 및 뇌척수액의 비율을 산출할 수 있도록 해석하였고 해석된 비율에 따라 백질과 회백질에 대한 화소의 수를 구하였으며, 이를 근거로 판별값을 결정후 각 조직을 분리하고 체적을 산출하였다.

본 연구에서 제안한 일련의 방법에 의해 얻어진 백질과 회백질 및 뇌척수액에 대하여 분리된 영상의 정확성 및 체적의 결과에 대한 타당성은 진단 방사선 전문의의 충분한 검증에 의하여 확인할 수 있었으며, 이러한 연구 결과는 뇌 위축을 수반하는 퇴행성 뇌 질환을 앓고 있는 환자의 뇌 위축정도를 객관적으로 측정하여 질환의 조기진단을 위해 이용될 수 있을 것으로 본다.

참고문헌

- [1] A. Carrington and A. D. McLachlan, "Introduction to Magnetic Resonance", Chapman and Hall, London 1967
- [2] J. Szumowski and D. B. Plewes, "Separation of Lipid and Water MR Imaging Signals by Chopper Averaging in the Time Domain" Radiology 165, pp247-250, 198
- [3] Y. C. Sung, et al, "Partial Volume Effects on Segmentation of White Matter from the Brain," Proceedings of the 4th Asia-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering, pp210-212, 1999
- [4] A. Brun and L. Gustafson, "Distribution of cerebral degeneration in Alzheimer's disease," Arch. Psychiatry 223, 15-33, 1976.
- [5] B. E. Tomlinson, G. Blessed, and M. Roth, "Observations on the brains of demented old people," J. Neurol. Sci. 11, 205 - 242, 1970.
- [6] M. I. John, N. K. Tanna, and G. T. Herman, "Analysis of brain and cerebrospinal volumes with MR imaging," Radiology 178, 115 - 122, 1991.
- [7] N. Shareef and D. L. Wang, "Segmentation of Medical Images Using LEGION", IEEE Transaction on Medical Imaging, Vol. 18, No 1, pp. 74-91, 1999.
- [8] M. J. Carlotto, "Histogram Analysis Using a Scale-Space Approach" IEEE Trans on PAMI, pp. 121-129, Jan 1987.
- [9] S. E. Umbaugh "Computer Vision and Image Processing: A Practical Approach Using C++" Prentice Hall PTR, pp.12-36, 1998