

# 뇌의 MR 영상에서 번짐 현상의 명암 값 분석을 통한 백질과 회백질의 추출 및 체적 산출

## (Segmentation and Volume Calculation through the Analysis of Blurred Gray Value from the Brain MRI)

성윤창<sup>†</sup> 유승화<sup>†</sup> 송창준<sup>\*\*</sup> 박종원<sup>\*\*\*</sup>

(Yun-chang Sung) (Seung-wha Yoo) (Chang-jun Song) (Jong-won Park)

**요약** 본 연구는 사람의 뇌에 대한 자기공명영상에서 백질과 회백질을 분리하고 각각의 체적을 산출하기 위한 것이다. 일반적으로 치매나 다운증후군 같은 정신질환의 경우 백질 또는 회백질의 위축으로 인해 체적이 감소하게 되므로, 사람의 뇌에 대하여 백질과 회백질의 체적 산출을 통한 크기의 변화를 추적함으로써 여러 정신질환의 진단 및 조기 발견에 유용하게 이용될 수 있다. 그러나 일정한 두께의 단면을 촬영하여 단일의 명암 값으로 표현하는 자기공명영상기기의 특성상 번짐 현상을 보이는 자기공명영상으로부터 원래의 두께 안에 존재하는 각 성분의 부분체적을 산출할 수 없으므로 인해 백질과 회백질의 체적 산출이 현재까지 불가능하였다. 따라서 본 논문에서는 번짐(blurred)을 보이는 자기공명영상에서 번진 명암 값을 해석하는 새로운 알고리즘에 의해 백질과 회백질의 부분체적을 산출하고, 이를 근거로 자기공명영상에서 백질과 회백질을 분리하기 위한 판별값을 결정하였으며, 결정된 판별값에 의해 분리된 영상에서 백질과 회백질의 체적을 산출하였다. 또한 제안된 알고리즘의 검증을 위해 인위적으로 생성된 모델에 알고리즘을 적용하여 산출된 결과를 원래의 모델과 비교하여 보았다.

**Abstract** This study is for the segmentation and volume calculation of the white matter and gray matter from brain MRI. In general, the volume of white and gray matter is reduced by contraction of each components in the case of mental retardation which are Alzheimer's disease and Down's syndrome. As results, it is useful for diagnostic and early detection for various mental retardation through the tracing of variation for its volume from the brain MRI. But, until now, it was very difficult to calculate the partial volume of each components existing in some thickness, because MR image was represented by single gray value after scanning by MR scanner. Accordingly, new segmentation algorithm proposed in this paper is to calculate the partial volume of the white and gray matter existing in some thickness through the analysis of the blurred gray value, and is to determine the threshold for segmentation of white and gray matter, and is to calculate the volume of each segmented component. And finally, proposed algorithm was applied the models which was created manually, and then acquired results was compared with that of original model.

### 1. 서론

의료진단 기술의 발전과 함께 의학 영상의 획득과 분석, 그리고 진단을 위한 기술이 여러 분야에서 많은 발전을 거듭하고 있다. 의학영상 처리기술은 신체의 내부에 대한 이해뿐만 아니라 치료를 위한 계획이나 방법 등의 결정에 매우 중요한 역할을 하고 있으며, 이러한 과정에서 의사의 진단 등의 활동에 도움을 줄 수 있는 다양한 부가정보의 필요성이 높아져 가고 있다. 이러한 부가정보들은 영상 판독의 정확성 및 판독을 통한 진단의 근거를 확보하는데 도움을 주며, 기타 육안에 의해

<sup>†</sup> 학생회원 : 충남대학교 컴퓨터공학과  
yysung@crow.chungnam.ac.kr  
shyoo@crow.chungnam.ac.kr

<sup>\*\*</sup> 비회원 : 충남대학교 진단방사선과 교수  
cjsong@hanbat.chungnam.ac.kr

<sup>\*\*\*</sup> 종신회원 : 충남대학교 정보통신공학과 교수  
jwpark@crow.chungnam.ac.kr

논문접수 : 1999년 9월 29일

심사완료 : 2000년 6월 9일

알 수 있는 정보 이외에 인체 내부에 대한 다양한 정보의 제공 및 분석을 가능케 해준다[1][2][3].

여러 종류의 의학영상 중 MR(Magnetic Resonance) 촬영기는 특히 뇌의 영상을 얻는데 주로 쓰이고 있다. MR 촬영기에 의해 촬영된 뇌의 MR 영상에는 크게 뇌를 둘러싸고 있는 두개골 안쪽으로 회백질과 백질 등이 소량의 뇌척수액과 함께 매우 복잡한 파리 모양의 구조로 표현되어 있다[1]. 본 논문에서는 이러한 뇌의 MR 영상으로부터 백질과 회백질을 추출하고 각각의 체적을 구하고자 한다.

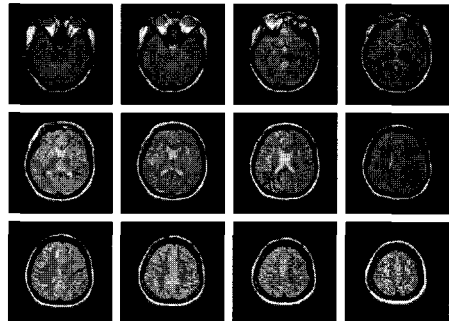
일반적으로 알츠하이머(일명 치매)나 다운증후군등과 같은 정신박약 등의 증세를 갖는 경우 백질 또는 회백질 부분이 위축되어 각 성분의 전체 체적이 감소하게 된다 [1][2][3][4][5]. 따라서 뇌의 MR 영상으로부터 백질과 회백질을 추출하여 각각의 체적을 구한 후 정상인의 체적과 비교하고, 또한 체적의 변화를 추적함으로써 다양한 정신질환의 조기 진단에 유용하게 사용될 수 있다[2][3][4][5][6]. 그러나 사람의 뇌는 백질과 회백질이 매우 복잡한 구조로 섞여 있으며, 이러한 뇌를 일정한 두께(보통 5mm)의 슬라이스로 촬영하여 각 위치에서 단일의 명암 값에 의해 표현하였을 때, 이러한 두께 안에는 백질과 회백질, 그리고 소량의 뇌척수액과 함께 존재함에 따라 실제 MR 영상에서는 이러한 각 성분의 양에 따라 번진 명암 값에 의해 표현된다. 따라서 번진 명암 값으로부터 촬영 전 일정 두께 안에 존재하던 백질 또는 회백질 성분의 부분 체적(partial volume)산출이 해결될 수 없는 문제로 남아 있었다[1][3][4][5][6]. 또한 뇌의 MR 영상은 사람마다 자기 다른 명암 값의 분포를 갖고 있으며 동일한 사람의 경우에도 슬라이스마다 다른 명암 값의 분포를 갖음으로 백질과 회백질을 분리할 수 있는 절대적인 명암 값을 결정 할 수 없었다[7][8].

본 논문에서는 백질과 회백질 등이 서로 혼합되어 번짐 현상을 보이는 MR 영상의 명암 값으로부터 촬영전 일정한 두께의 단면에 존재하던 백질과 회백질 그리고 뇌척수의 부분체적을 알아내고, 이러한 각 성분의 부분체적을 고려하여 슬라이스의 명암 값 분포에 관계없이 백질과 회백질을 분리할 수 있는 판별값(threshold)을 결정하는 새로운 알고리즘을 제시하였다. 또한 결정된 판별값에 의해 백질과 회백질 성분이 서로 분리된 슬라이스로부터 분리된 백질과 회백질의 면적을 구하여 전체 슬라이스로부터 한 사람의 백질과 회백질의 체적을 산출하였으며[3][9][10], 그 결과를 연령별, 성별로 분석하였다. 그리고 최종적으로 3차원 모델을 이용하여 본 논문에서 제시된 일련의 알고리즘에 대한 검증을 실시

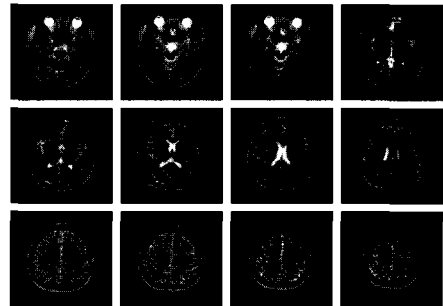
함으로서 본 논문에서 제시된 방법의 정확성을 확인하고자 한다.

## 2. MR 영상의 물리적 특징

사람의 뇌에 대하여 촬영된 MR 영상은 ACR/NEMA version 2.0 으로서 DICOM형태의 영상 화일이다. 보통 한 사람에 대하여 다양하게 위치 및 방향을 바꾸어가며 여러 종류의 영상이 100 슬라이스 내외로 얻어지고 있으나, 본 연구에서 백질과 회백질의 추출을 위해 사용하는 영상은 전체 영상 중 대뇌 부분의 동일한 횡단면에 대하여 촬영된 양성자 밀도영상(proton density image)과 T2 강조영상(T2 weighted image)으로 각각 15 슬라이스 내외로 얻어지고 있다. 한 슬라이스는 256 x 256 크기이고, 각 화소는 8 bit로서 0에서 255 범위의 명암 값으로 표현되어 있으며, 본 연구에서는 다시 PGM(Portable Gray Map) 형식의 화일로 변환하여 처리하였다. 그리고 이러한 영상 화일의 헤더 부분에는 영상에 대한 물리적 정보 및 환자의 신상에 대한 정보에 이르기까지 여러 정보들이 유지되어 있다[9].



(a) 초기의 양성자 밀도영상



(b) 초기의 T2 강조영상

그림 1 초기의 양성자 밀도영상과 T2 강조영상 양성자 밀도영상은 뇌의 대부분이 백질과 회백질, 그

리고 소량의 뇌척수액에 의해 번짐 명암 값으로 표현되어 있으며, 백질과 회백질의 최종적인 분리는 이러한 양성자 밀도영상에 대하여 이루어진다. 한편 T2 강조영상은 양성자 밀도영상보다 전체적으로 어둡게 표현되어 있으나 뇌 전체에 분포되어 있는 뇌척수액 부분이 상대적으로 밝게 표현되어 있으므로 뇌척수액의 추출을 위해 용이하게 사용될 수 있다. 그림 1은 대뇌에 부분에 대하여 촬영된 양성자 밀도영상과 T2 강조영상을 보여 주고 있으며 각각 12슬라이스로 구성된 경우이다.

### 3. MR 영상의 처리절차

그림 2는 주어진 MR 영상을 처리하는 전체적인 과정이다. 전 처리(preprocessing) 과정에서는 백질 및 회백질의 추출과는 관계없는 부분들을 제거하게 된다. 이러한 부분으로는 검은 색으로 처리되어 있는 영상의 배경 및 뇌를 둘러싸고 있는 외피와 어둡게 표현되어 있는 지방층, 그리고 하단 부의 일부 슬라이스에서 보이고 있는 눈, 소뇌, 뇌간 등을 들 수 있다[2][6][8]. 이러한 부분들은 본 연구에서 취급하고자하는 백질 및 회백질 부분과 관계없는 부분들로서 최종적으로 산출된 백질과 회백질의 체적 오차를 줄이기 위해 사전에 제거하도록 하였다.

판별값 결정(determine threshold) 과정에서는 번짐 명암 값의 해석을 통해 백질과 회백질의 부분체적을 산출한 후 주어진 영상에서 백질과 회백질을 분리하기 위한 판별값을 결정하게 된다. 판별값이 결정된 후 이에 의해 최종적으로 백질과 회백질을 분리하게 되며 분리된 각 성분을 구성하고 있는 화소수 및 화소의 크기, 슬라이스 사이의 간격등에 대한 정보를 이용하여 분리된 각 성분의 체적을 산출하였다[9].

전처리 과정에 있어서, 초기에 뇌의 영상은 명암 값이 거의 0에 가까운 검은 색의 배경을 갖고 있다. 이러한

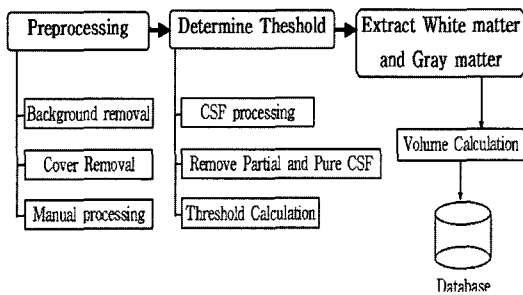
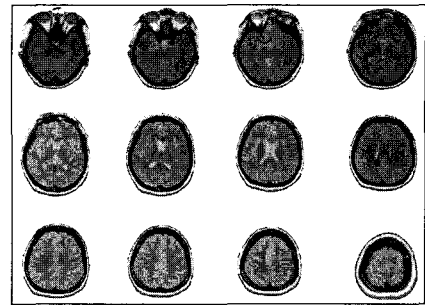
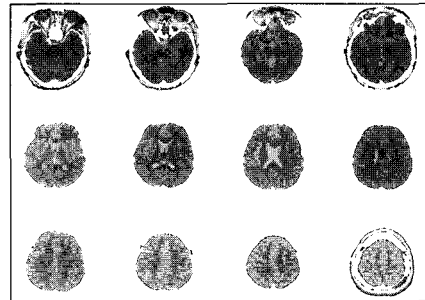


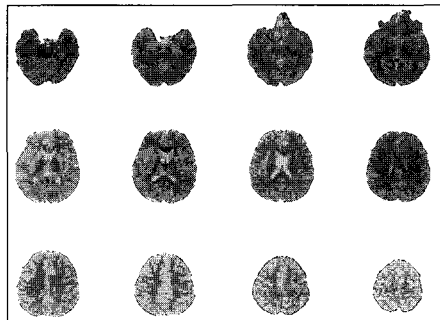
그림 2 뇌의 MR 영상 처리 절차



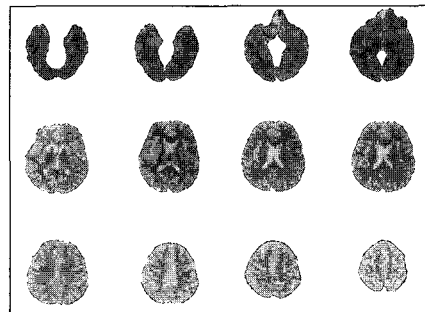
(a) 배경이 제거된 양성자 밀도영상



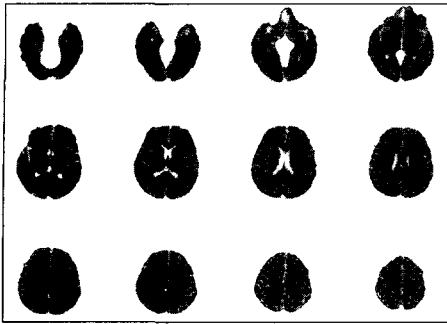
b) 두개골 층 추적 후 외피와 함께 제거한 양성자 밀도영상



c) 트리밍과정 후의 양성자 밀도영상



d) 수작업에 의해 처리된 양성자 밀도 영상



(e) (d)의 영상을 이용하여 처리된 T2강조영상

그림 3 전 처리 과정에 의해 처리된 양성자 밀도영상과 T2 강조영상

부분은 백질 및 회백질의 추출과는 무관한 부분으로 명암 값의 차이를 이용하여 사전에 제거하도록 한다(그림 3의 (a))[10][11]. 배경이 제거되고 남은 뇌의 영상은 뇌의 내부에 있는 백질과 회백질을 타원 형태의 두개골과 함께 외피가 둘러싸고 있다. 이때 뇌의 외피 바로 안쪽에서 내부를 둘러싸고 있는 검은 색의 두개골층을 추적한 후 추적된 두개골과 외피와 함께 제거하였다(그림 3의 (b)). 그러나 하단 부의 일부 슬라이스에 있어서 외피를 구성하는 화소의 일부가 뇌의 내부를 구성하는 화소의 일부와 붙어 있는 경우 외피의 제거가 완벽하게 이루어지지 않는다. 따라서 모폴로지컬 필터(morphological filter)를 이용한 트리밍(trimming) 과정에 의해 미처 제거되지 못한 외피의 일부를 제거하게 된다[13][14][15]. 이러한 트리밍 과정은 일정한 크기의 SE(structuring element)를 뇌의 내부에서 바깥쪽으로 스캔하여 주어진 SE가 들어가지 않는 외부로의 돌출 부분을 제거하도록 하는 과정이며, 그림 3의 (c)는 이러한 트리밍 과정에 의해 미처 제거되지 않은 외피의 일부가 제거된 모습을 보여주고 있다.

한편 뇌를 둘러싸고 있는 두개골 층 및 외피가 제거된 후 하단 부의 일부 슬라이스에는 소뇌 및 뇌간 등이 존재하고 있다. 이러한 부분 역시 백질과 회백질의 추출과는 무관한 부분이므로 판별값의 정확한 결정 및 최종적으로 산출되는 백질과 회백질의 체적 오차의 감소를 위해 제거하였다. 그러나 이러한 소뇌 및 뇌간 등은 하단 부의 일부 슬라이스에만 존재하며 그 형태 및 크기가 일정치 않은 관계로 적절한 이미지 뷰어를 이용하여 작업에 의해 제거하였다. 그림 3의 (d)는 수 작업에 의해 소뇌 및 뇌간 등이 제거된 양성자 밀도영상이다.

전 처리의 마지막 과정으로 그림 3의 (d)와 같이 처

리된 양성자 밀도영상을 이용하여 대응되는 T2 강조영상의 배경 및 외피, 소뇌 그리고 뇌간 등을 제거한다. 그림 3의 (e)는 전 처리 과정을 마친 양성자 밀도영상을 이용하여 처리된 T2 강조영상을 보여주고 있다.

#### 4. 번진(Blurred) 명암 값의 해석

MR 영상은 큰 자장 속에 검사하고자 하는 부위가 들어가서 고주파와 인체 속에 있는 수소 핵과의 상호작용에 의한 에너지의 방출을 검사하여 만들어진 것이다. 즉 MRI 검사를 한다는 것은 피 검사자에 자석을 투입시켜 원자핵을 자화시킨 후, 고주파를 가하여 원자핵을 공명시키게되며, 다시 고주파를 끊어 공명된 원자핵을 이완시킨 후, 이때 피 검사자에서 방출되는 신호를 받아 이를 영상으로 구성하는 과정이다.

이러한 과정에 의해 얻어지는 MR 영상은 수소원자핵의 밀도, T1 이완시간, T2 이완시간 및 혈류 등의 4가지 요소가 영상의 명암 값을 결정하는 중요한 인자이다. 여기서 인체조직의 수분 양은 조직의 특성에 따라 달라지며, 일반적으로 병든 조직이 건강한 조직보다 더 많은 수분을 함유하고 있다. 이로서 수분 내에 있는 수소원자의 밀도차이가 자기공명영상에서 조직을 구별할 수 있게 해준다[1].

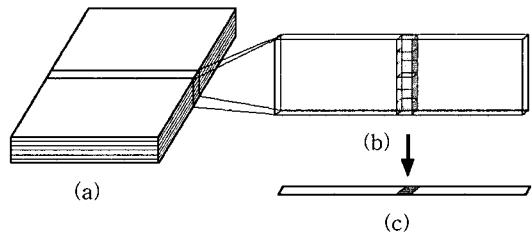


그림 4 (a) 인체내부를 통과하는 일정한 두께를 갖는 단면 (b) 일정한 두께의 한 위치에서 서로 다른 명암 값으로 결정된 화적소들 (c) 각 화적소의 명암 값의 평균이 하나의 명암 값을 갖는 화소로 표현됨

한편 뇌의 MR 영상에서 명암 값의 번진 현상은 자장이 통과하는 일정한 두께 안에 서로 다른 양의 수소원자를 갖고 있는 백질과 회백질 또는 뇌척수액등이 함께 존재함으로써 나타난다. 즉 일정한 두께 안에 존재하는 각기 다른 조직은 원자핵의 이완시간 동안 각각 다른 양의 에너지를 방출하게 되며 방출된 에너지의 양에 따라 서로 다른 명암 값으로 결정된다[1]. 이때 MR 촬영기는 일정한 두께 안에서 결정된 각 화적소의 명암 값

의 평균을 취하여 하나의 명암 값으로 생성하게 되고, 이러한 결과로서 이차원의 MR 영상에서 번짐 현상을 나타내게 된다[1][2]. 그림 4는 이러한 MR 영상의 생성과정을 보여주고 있다.

결과적으로 이러한 MR 영상을 대상으로 두 성분을 분리하고자 할 경우, 번짐 현상을 보이고 있는 영역에 나타나고 있는 명암 값 중 적당한 명암 값을 판별값으로 결정하여 두 성분을 분리하게 되며, 분리된 후 번짐 현상을 보이고 있는 부분은 각각의 명암에 따라 특정 성분으로 취급되게 된다[13][14][15].

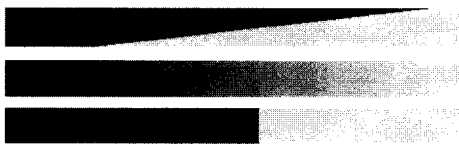


그림 5 (a) 일정한 두께 안에 서로 다른 두 성분이 존재하는 단면 (b) 두 성분의 비율에 따라 번짐 현상을 보여주는 영상 (c) 판별값에 의해 분리된 영상

그림 5의 (a)는 일정한 두께 안에 서로 다른 명암 값을 갖는 두 성분이 존재하는 것을 보여주고 있으며, (b)는 이러한 단면이 MR 촬영기에 의해 촬영되고 난 후 각 성분의 포함 비에 따라 번짐 상태로 나타난 모습을 보여주고 있다. (c)는 (b)의 영상이 결정된 판별 값에 의해 분리된 모습을 보여주고 있으며, 이때 (c)와 같은 분리된 영상으로부터 그림 (a)와 같은 원래의 단면에 있는 모습은 알 수 없으나 각 위치에서 나타난 명암 값으로부터 각 성분의 양은 역으로 산출할 수 있게 된다.

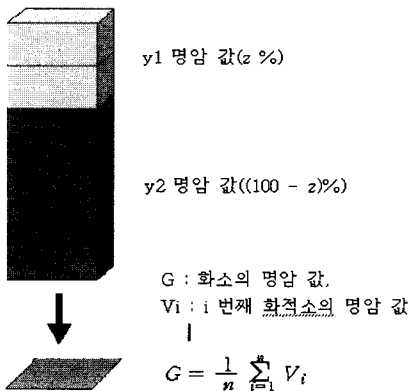


그림 6 일정한 두께를 구성하는 화소들의 명암 값으로부터 한 화소의 명암 값 결정

지금까지 언급된 이러한 사실을 기준으로 본 연구에서는 그림 6과 같이 일정한 두께 안에  $y_1$ 의 명암 값을 갖는 성분이  $z\%$ ,  $y_2$ 의 명암 값을 갖는 성분이  $(100-z)\%$  포함되었을 경우 나타나는 명암 값  $G$ 는 두 명암 값의 비율에 의한 산술적인 평균에 의해 생성된다는 원리에 의해 다음의 식에 의해 산출하였으며, 최종적으로 번짐 현상에 의해 나타나는 명암 값  $G$ 로부터 역으로 각 성분의 포함 비율을 산출하게 된다.

$$\therefore G = y_1 \cdot \frac{z}{100} + y_2 \cdot \left(1 - \frac{z}{100}\right)$$

### 5. 부분체적 산출 및 판별값 결정

#### 5.1 뇌척수액(cerebrospinal fluid)의 처리

T2 강조영상에 있어서 백질과 회백질의 구별은 어려우나 뇌척수액의 경우 밝게 강조되어 있음은 이미 언급하였다. 따라서 먼저 T2 강조영상에서 명암 값의 분포를 이용하여 뇌척수액을 분리하게 되며, 뇌척수액을 분리한 T2 강조영상을 이용하여 대응되는 양성자 밀도영상에서 T2 강조영상의 뇌척수액 부분과 동일한 위치의 화소를 양성자 밀도영상의 뇌척수액으로 분리하게 된다.

그림 7의 (a)는 전체 슬라이스 중 8 번째와 9 번째에 해당되는 T2 강조영상이며, (b)는 이러한 T2 강조영상에서 뇌척수액이 제거된 영상이다. 그림 7의 (c)는 T2 강조영상에 대응되는 양성자 밀도영상에서 (b)의 T2 강조영상을 이용하여 뇌척수액을 제거한 영상이며, (d)는 양성자 밀도영상에서 추출된 뇌척수액의 영상이다.

양성자 밀도영상으로부터 추출된 뇌척수액은 T2 강조영상과는 다르게 표현된다. 일정한 두께 내에 순수한 뇌척수만 존재하는 경우 비교적 밝은 색으로 표현되나, 백질 또는 회백질과 함께 섞여있는 경우 백질의 양에 비례하여 어둡게 표현된다.

그림 8의 히스토그램은 T2 강조영상의 뇌척수액과

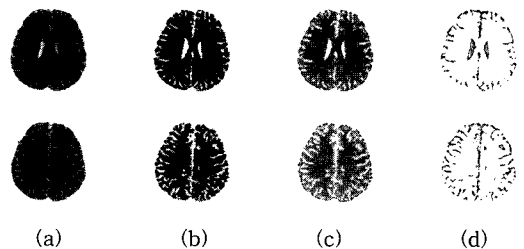


그림 7 (a) T2 강조영상 (b) 뇌척수액이 제거된 T2 강조영상 (c) 뇌척수액이 제거된 양성자 밀도영상 (d) 양성자 밀도영상으로부터 추출된 뇌척수액

대응되는 양성자 밀도영상에서 추출된 뇌척수액의 명암 값 분포를 보여주고 있다. 그림 8에서 위 부분의 히스토그램은 T2 강조영상에 대한 것이며 아래 부분의 히스토그램은 양성자 밀도영상에 대한 것이다. T2 강조영상의 경우 전체적으로 양성자 밀도영상보다 어둡게 표현되어 있으므로 히스토그램의 왼편에 위치하며, 양성자 밀도영상의 경우 상대적으로 T2 강조영상 보다 오른편에 위치하고 있다.

T2 영상에서 추출된 뇌척수액은 112 이상의 밝은 색을 갖고 있으나 양성자 밀도영상에서 추출된 뇌척수액을 구성하는 화소들의 명암 값은 히스토그램의 A에서 C의 영역까지 넓게 분포하고 있다. 이러한 특징으로 다음의 결론을 얻을 수 있다. 첫째, 일정한 두께 안에서 순수한 뇌척수액만 존재하는 경우 그러한 부분은 그림 8의 두 번째 히스토그램의 B에서 C영역의 명암 값으로 대응된다. 둘째, 뇌척수액이 회백질 뿐만 아니라 백질과 함께 존재하는 경우에는 포함된 백질의 양에 따라 어둡게 표현되며 A에서 B의 명암 값에 대응되고 있다. 따라서 A에서 B영역으로 매핑된 뇌척수액에는 백질과 회백질이 포함되어 있으므로, 이들로부터는 각 명암 값에서 뇌척수액의 부분체적에 해당되는 만큼을 제거하고 난 후 다시 백질과 회백질이 추출되어야 한다.

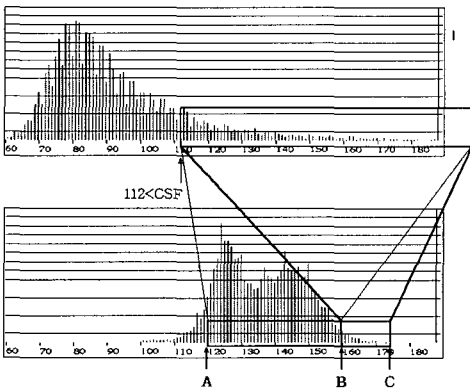


그림 8 T2 영상의 뇌척수액과 PD 영상의 뇌척수액의 대응관계

**5.2 양성자 밀도영상의 히스토그램 분석**

그림 9는 양성자 밀도영상에 대한 히스토그램이다. 이 히스토그램에서 가장 큰 면적으로 나타나고 있는 영역 A는 주어진 양성자 밀도영상에서 대응되는 T2 강조영상을 이용하여 전체 뇌척수액을 제거한 영상(그림 7의 (c))에 대한 히스토그램으로, 이 부분은 백질과 회백질 부분으로 구성되어 있다. 또한 영역 B와 C를 합한 부분

은 양성자 밀도영상에서 추출된 전체 뇌척수액(그림 7의 (d))에 대한 히스토그램이다. 이 부분에서 영역 C에 해당되는 부분은 백질 또는 회백질과 섞이지 않은 순수한 뇌척수액에 해당되는 부분이며, 영역 B는 백질 그리고 회백질과 함께 섞여있는 뇌척수액으로 볼 수 있다. 따라서 영역 B에 해당되는 부분으로부터는 뇌척수액의 부분체적에 해당되는 만큼의 화소를 추출하고 난 후 남은 부분에서 백질과 회백질의 부분체적이 고려되어야 한다.

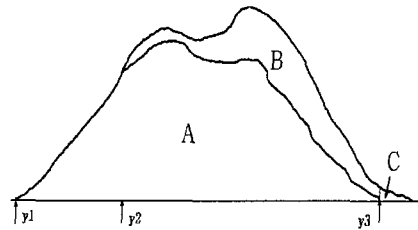


그림 9 양성자 밀도영상에 대한 히스토그램

그림 9에서 명암 값  $y_1$ 은 백질 성분이 가질 수 있는 명암 값의 하한이며,  $y_3$ 는 회백질 성분이 가질 수 있는 명암 값의 상한에 해당되는 동시에 뇌척수액 성분이 갖는 명암 값의 하한이기도 하다.

**5.3 백질, 회백질, 뇌척수액의 부분체적 산출**

그림 9의 히스토그램에서 영역 A는 전체 뇌척수액이 제거되고 난 후 백질과 회백질로만 이루어진 부분이다. 이러한 히스토그램에 대한 분포함수를  $H$ 라 할 때,  $H(G)$ 는 명암 값  $G$ 에 해당되는 화소의 수이다. 여기서 일정한 두께 안에  $y_1$ 의 명암 값을 갖는 성분이  $z\%$ ,  $y_3$ 의 명암 값을 갖는 성분이  $(100-z)\%$  포함되어 있을 때 번짐 효과(Blurring effects)에 의해 나타나는 명암 값  $G$ 는 다음과 같다.

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

만약 명암 값  $G$ 가  $y_1$ 과  $y_3$ 의 중간에 해당되는 명암 값을 나타낸다면 이러한 명암 값에 해당되는 화소 중 50%는 백질에 해당되고 나머지 50%는 회백질에 해당되는 성분으로 볼 수 있다. 따라서 영역 A에서 백질의 부분체적에 해당되는 화소의 수는 다음과 같이 계산되며, 이때  $z$ 는 각 명암 값에 따라 다른 비율로 적용된다. 즉  $y_1$ 의 명암 값에서는 100%로  $y_3$ 의 명암 값에서는 0%로 적용된다.

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

다음으로 영역 B로부터 백질의 부분체적을 구한다. 그러나 이러한 부분은 뇌척수액과 함께 섞여 있는 분으로 먼저 뇌척수액의 부분체적에 해당되는 화소를 제거하여야 한다. W를 영역 B와 C에 대한 분포함수라 할 때 W(G)는 명암 값 G에 해당되는 화소의 수이다. 여기서 먼저 y3 이상의 명암 값에 해당되는 화소는 순수한 뇌척수액으로 추출하게 되며 추출된 순수한 뇌척수액의 화소의 수는 다음과 같다.

$$PCSF1 = \int_{y3}^{255} W(G) dy$$

다음으로 영역 B의 각 명암 값에서 뇌척수액의 부분체적에 해당되는 화소를 추출하여 제거한다. 만약 일정한 두께 안에 y3의 명암 값을 갖는 뇌척수액이 z%, y2의 명암 값을 갖는 백질 및 회백질 성분이 (100-z)% 포함되었을 때 나타나는 명암 값 G는 다음과 같으며, 이때 영역 B의 명암 값 y2에서 y3까지의 각 명암 값에서 뇌척수액의 부분체적에 해당되는 화소의 수 PCSF2는 다음과 같다.

$$G = y2 \cdot (1 - \frac{z}{100}) + y3 \cdot \frac{z}{100}$$

$$PCSF2 = \int_{y2}^{y3} W(y2 \cdot (1 - \frac{z}{100}) + y3 \cdot \frac{z}{100}) \cdot \frac{z}{100} dy$$

따라서 PCSF1과 PCSF2의 합 PCSF는 주어진 양성자 밀도영상에서 전체 뇌척수액에 해당되는 화소의 수이다.

$$PCSF = PCSF1 + PCSF2$$

이제 영역 B로부터 백질과 회백질의 부분체적에 해당되는 화소의 수를 계산할 수 있다. W'를 영역 B에서 뇌척수액의 부분체적에 해당되는 화소를 제거하고 난 후 남은 부분에 대한 히스토그램의 분포함수라 할 때, W'(G)는 영역 B에서 명암 값 G에 해당되는 화소의 수이다. 이때 백질의 부분체적에 해당되는 화소의 수는 다음과 같다.

$$PV2 = \int_{y1}^{y3} W(y1 \cdot \frac{z}{100} + y3 \cdot (1 - \frac{z}{100})) \cdot \frac{z}{100} dy$$

이제 PV1과 PV2의 합 PV는 주어진 양성자 밀도영상에서 백질에 해당되는 화소의 수이며, 이때 회백질에 해당되는 화소의 수는 다음과 같이 계산될 수 있다.

$$PG = [ \int_{y1}^{y3} H(G) dy + \int_{y1}^{y3} W'(G) dy ] - PV$$

그림 10은 지금까지 설명된 주어진 양성자 밀도영상에서 백질의 부분체적 산출 과정을 보여주는 히스토그램이다. 또한 그림 11는 주어진 양성자 밀도영상에서 초기에 추출된 뇌척수액(그림 11의 (b))으로부터 순수한 뇌척수액 및 부분체적에 해당되는 뇌척수액(그림 11의 (c))을 분리한 후, 이 부분을 원래의 양성자 밀도영상으

로부터 제거하여 최종적으로 백질과 회백질을 분리하는데 사용될 영상(그림 11의 (d))을 보여주고 있다.

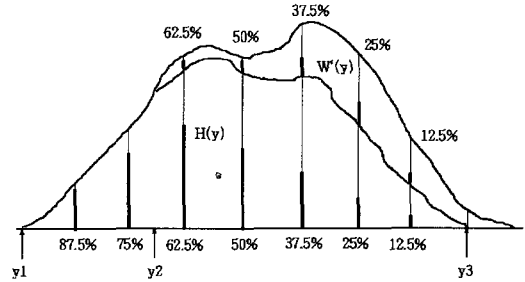


그림 10 양성자 밀도영상에서 백질의 부분체적을 산출하는 히스토그램

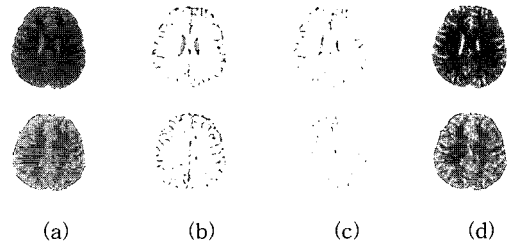


그림 11 (a) 초기의 양성자 밀도영상 (b) 양성자 밀도영상으로부터 추출된 초기의 뇌척수액 (c) 초기의 뇌척수액으로부터 분리된 순수한 그리고 부분체적에 해당되는 뇌척수액 (d) (a)로부터 (c)가 분리된 양성자 밀도영상

### 5.4 판별값의 결정

주어진 양성자 밀도영상으로부터 뇌척수액을 분리하고 이러한 뇌척수액을 제거함으로써 그림 11의 (d)와 같은 영상을 얻을 수 있었다. 그림 11의 (d) 영상은 주어진 양성자 밀도영상에서 순수한 뇌척수액 및 부분체적에 해당되는 뇌척수액을 제거함으로써 뇌척수액의 영향을 배제한 양성자 밀도영상으로 볼 수 있으며, 이러한 영상을 대상으로 백질과 회백질을 분리할 명암 값, 즉 판별값(threshold)을 결정하게 된다.

T를 뇌척수액의 영향을 배제한 양성자 밀도영상(그림 11의 (d))에 대한 히스토그램이라 할 때, 히스토그램의 하한인 y1의 명암 값에서 시작하여 명암 값을 1씩 증가시키며 각 명암 값에서의 화소의 수를 누적하여, 누적된 화소의 수가 PV1과 PV2의 합을 처음으로 포함하게 되는 명암 값을 백질과 회백질을 분리하는데 사용하는 판

별값으로 결정하게 된다. 그림 12는 판별값의 결정을 보여주는 히스토그램이다.

$$PV_1 + PV_2 \leq \int_{y_1}^t T(y) dy$$

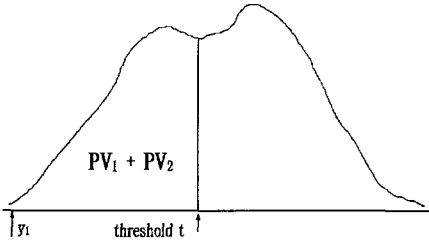


그림 12 판별값 결정을 위한 히스토그램

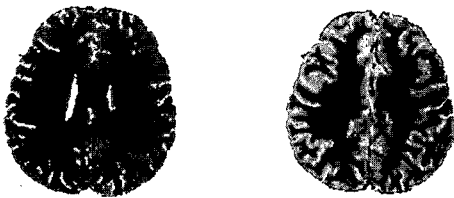


그림 13 백질과 회백질로 분리된 양성자 밀도영상

이상의 과정에 의해 결정된 판별값을 이용하여 주어진 양성자 밀도영상에서 백질과 회백질을 분리될 수 있다. 그림 13은 8번째와 9번째 슬라이스에 있어서 최종적으로 분리된 모습을 보여주는 영상이다. 검은 색으로 표현된 부분이 백질이며, 나머지 부분은 회백질 부분이다. 그리고 뇌의 내부에서 흰색으로 보이는 부분이 뇌척수액에 해당되는 부분이다. 한편 초기에 제시된 전체 12 슬라이스에 대한 처리결과는 부록 B에 준비되어 있으며, 또한 다른 MR 영상 슬라이스에 대하여 처리된 결과들도 함께 준비되어 있다.

**6. 백질, 회백질 그리고 뇌척수액의 체적 계산**

각 슬라이스에서 백질과 회백질이 분리되고 난 후, 분리된 각 성분을 구성하는 화소 수를 이용하여 백질과 회백질의 체적을 계산할 수 있다. 이때 각 슬라이스에서 추출된 백질과 회백질 그리고 뇌척수액의 면적 및 체적을 산출하기 위하여 MR 영상의 헤더에 보관되어 있는 정보를 이용하게 된다. MR 영상의 헤더에는 각 영상에 관한 물리적 정보 및 환자의 신상에 관한 정보에 이르기까지 다양한 정보가 보관되어 있다. 이러한 정보들 중에서 영상을 구성하는 각 화소의 크기 및 슬라이스 사이의 간격에 대한 정보가 면적 및 체적을 산출하는데

이용되며 체적은 다음과 같은 식에 의하여 계산될 수 있다[2][12].

$$V = \sum_{i=1}^N ((W_p \cdot X \cdot Y) \text{ of } S_i + (W_p \cdot X \cdot Y) \text{ of } S_{i+1}) / 2 \cdot D$$

N : 추출된 백질 및 회백질을 갖는 슬라이스의 수

S<sub>i</sub> : 슬라이스 번호

W<sub>p</sub> : 추출된 백질 또는 회백질을 구성하는 화소의 수

X, Y : 한 화소의 가로와 세로길이

표 1 산출된 백질과 회백질 및 뇌척수액의 체적

연령	뇌의 체적	백질의 체적	회백질의 체적	뇌척수액의 체적			
18	0.975	0.395	40.55%	0.481	49.30%	0.099	10.15%
20	0.855	0.349	40.78%	0.415	48.56%	0.091	10.65%
23	0.713	0.311	43.62%	0.328	46.01%	0.074	10.37%
29	0.739	0.299	40.38%	0.359	48.49%	0.082	11.13%
29	0.787	0.308	39.19%	0.393	49.96%	0.086	10.87%
34	0.868	0.332	38.26%	0.443	51.06%	0.093	10.68%
37	0.835	0.320	38.32%	0.422	50.50%	0.093	11.17%
38	0.810	0.333	41.11%	0.390	48.20%	0.087	10.69%
38	0.873	0.347	39.70%	0.433	49.56%	0.094	10.73%
39	0.822	0.328	39.86%	0.388	47.26%	0.106	12.88%
43	0.755	0.273	36.17%	0.399	52.85%	0.083	10.98%
48	0.878	0.322	36.64%	0.456	51.92%	0.101	11.45%
49	0.918	0.336	38.65%	0.436	47.54%	0.145	15.80%
50	0.761	0.296	38.86%	0.357	46.96%	0.105	13.82%
52	0.770	0.259	33.61%	0.365	47.41%	0.146	18.98%
55	0.829	0.326	39.31%	0.366	44.15%	0.137	16.54%
56	0.850	0.297	34.93%	0.429	50.46%	0.124	14.59%
60	0.794	0.320	40.29%	0.353	44.44%	0.121	15.27%
60	0.835	0.405	48.53%	0.302	36.19%	0.128	15.28%
61	0.773	0.252	32.54%	0.393	50.84%	0.129	16.62%
61	0.817	0.307	37.54%	0.389	47.57%	0.122	14.89%
64	0.901	0.351	38.92%	0.401	44.53%	0.149	16.55%
66	0.873	0.338	38.70%	0.373	42.76%	0.162	18.54%
69	0.716	0.257	35.89%	0.323	45.06%	0.136	19.04%
70	0.762	0.291	38.25%	0.321	42.18%	0.149	19.56%
71	0.762	0.281	38.86%	0.315	41.32%	0.171	22.47%
80	0.767	0.280	36.44%	0.319	41.54%	0.169	22.00%
Average	0.816	0.315	38.59%	0.383	46.91%	0.118	14.51%

이상의 방법에 의해 산출된 체적은 표 1에 정리되어 있다. 산출된 체적을 관찰하여 보면 일부 예외적인 경우가 있기는 하지만, 전체적으로 나이가 증가할수록 뇌척수액의 양은 점차 증가하고 있으며, 반대로 백질 및 회백질의 양은 점차 감소하고 있음을 알 수 있다. 이러한 사실은 실제로 뇌에 대한 MR 영상을 이용해서 진단 등의 의료활동을 수행하고 있는 진단방사선 전문의의 일반적인 의학적 지식과 일치하며, 또한 백질과 회백질로



분리된 최종적인 영상에 대한 육안적 판단에서도 정확한 분리가 이루어지고 있다는 판단을 이러한 전문가로부터 얻을 수 있었다. 그러나 다음의 6장에서는 본 논문에서는 제안하고 있는 번짐 현상을 보이는 명암 값의 분석에 대한 알고리즘의 타당성을 정확하게 입증하고자 몇 가지 영상 모델(image phantom)을 이용하여 본 알고리즘을 검증하고자 한다.

### 6. 알고리즘 검증

알고리즘의 검증을 위하여 사용한 방법은 다음과 같다. 먼저 일정한 두께의 단면 안에 존재하는 것으로 가정되는 연속된 2차원 영상 슬라이스를 생성한다. 각 슬라이스에는 서로 다른 명암 값을 갖는 두 성분이 함께 존재하고 있다. 다음으로 이러한 연속된 슬라이스를 3차원으로 재구성하게 되며, 이러한 3차원 영상이 MR 촬영기에 의해 촬영된 것과 같은 의미의 압축된 단일의 2차원 슬라이스를 생성한다. 생성된 2차원의 단일 슬라이스에는 3차원 영상에서 각 위치에 있는 존재하는 두 성분의 명암 값이 압축되어 단일의 명암 값을 갖도록 표현된다. 이때 압축되어 생성된 2차원의 단일 슬라이스는 서로 다른 명암 값을 갖는 성분으로 인해 번짐 효과(blurring effects)를 갖게된다. 다음으로 이러한 슬라이스에 대하여 본 연구에서 제시된 방법에 의해 두 성분을 분리할 수 있는 판별값을 결정하고, 결정된 판별값을 이용하여 두 성분을 분리한 후, 분리된 각 성분으로부터 계산된 화소의 수를 원래의 모델 안에 있는 각 성분의 화소의 수와 비교하여 그 정확성을 판단하도록 하였다.

#### 6.1 검증의 예 1

첫 번째 검증을 위한 모델로서 10장의 2차원 영상 슬라이스를 준비하였다. 각 슬라이스의 크기는 10\*1024이며, 각 슬라이스에는 명암 값 100을 갖는 백질로 가정된 성분과 명암 값 130의 회백질로 가정된 성분이 함께 존재한다. 그림 12는 이러한 10장의 2차원 슬라이스를 보여주고 있다.

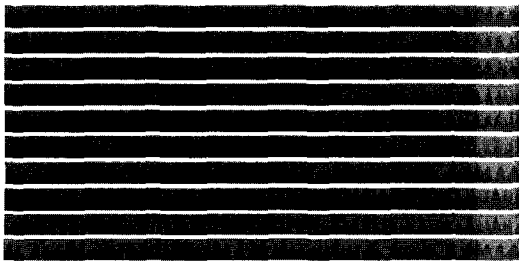


그림 14 일정한 두께의 단면 안에 존재하는 연속된 슬

#### 라이스

그림 14에 있는 10장의 2차원 슬라이스는 그림 13의 a와 같이 일정한 두께 안에 연속적으로 존재하는 슬라이스로 가정되어 있으며, 이러한 3차원 영상의 단면을 압축하여 단일의 영상 슬라이스를 생성하였다. 그림 15의 b는 이와 같은 방법에 의해 생성된 영상 슬라이스로서 번짐 현상을 보이고 있다.

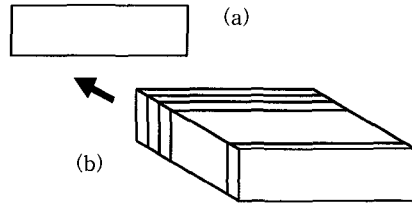


그림 15 (a) 10장의 2차원 슬라이스를 3차원 영상으로 구성한 뒤 횡 방향으로 압축 (b) 번짐 현상을 보이며 생성된 단일의 2차원 영상

이제 그림 15의 (b) 영상에 대하여 두 성분을 분리할 판별값을 결정하게 되며, 결정된 판별값에 의해 두 성분을 분리하였다. 그림 16은 이와 같은 방법에 의해 분리된 영상이다. 백질로 가정된 성분은 검은 색으로 표현되어 있으며 나머지 회색으로 나타나는 부분이 회백질로 가정된 성분이다.

그림 16 결정된 판별값에 의해 두 성분으로 분리된 영상

그림 16에서 알 수 있듯이 번짐 현상을 보이고 있는 부분에서 각 부분의 명암 값이 결정된 판별값과 비교되어 특정 한 성분에 속하는 것으로 분리되었다. 이때 분리된 영상으로부터 백질로 가정된 성분의 화소의 수를 산출하여 원래 영상에서 백질로 가정된 성분의 화소의 수와 비교하였다. 표 2는 이러한 비교 결과를 보여주고

표 2 실제 모델에서 백질의 화소의 수와 압축된 영상으로부터 산출된 백질의 화소의 수 비교

실제 모델에서 백질의 화소의 수	57330
분리된 영상에서 산출된 백질의 화소의 수	57288
정 확 성	99.9267%

있으며 실제의 화소의 수에 99.9% 이상의 적중률을 보이고 있다.

**6.2 검증의 예 2**

검증을 위한 두 번째 모델로서 실제 뇌의 모습과 비슷한 8장의 2차원 슬라이스를 준비하였다. 각 슬라이스의 크기는 256\*256 이다. 그리고 백질로 가정된 성분은 100의 명암 값을 갖고 있으며, 회백질로 가정된 성분은 150의 명암 값을 갖는다.

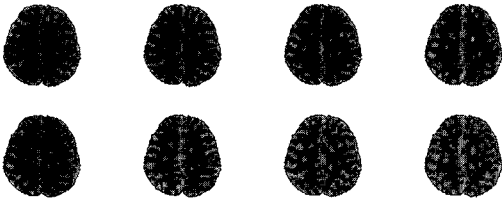


그림 17 알고리즘 검증을 위한 8장의 샘플 영상 슬라이스

그림 17은 준비된 8장의 영상 슬라이스이며 이러한 8장의 슬라이스는 MR 촬영기에 의해 촬영되는 일정한 단면의 두께(약 5mm)안에 존재하는 연속된 슬라이스로 가정되어 있다.

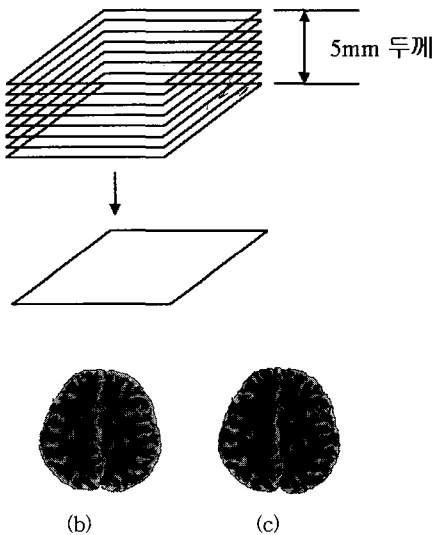


그림 18 (a) 8장의 슬라이스를 3차원 영상으로 구성한 후 단일의 슬라이스 (b) 단일의 슬라이스로 압축된 뒤 번짐 현상을 보이는 2차원 영상 슬라이스 (c) 결정된 판별값에 의해 분리된 영상

그림 17의 8장의 슬라이스를 그림 16의 (a)와 같은 방법에 의해 압축하여 단일의 2차원 영상 슬라이스를 생성하였다. 그림 18의 (b)는 8장의 슬라이스가 단일의 슬라이스로 압축된 후 생성된 2차원 영상 슬라이스로서 역시 번짐 현상을 보이고 있다. 이때 다시 동일한 방법에 의해 번짐 현상을 보이고 있는 슬라이스를 대상으로 판별값을 결정하였으며, 결정된 판별값에 의해 두 성분으로 분리된 영상은 그림 15의 (c)와 같다. 그리고 최종적으로 그림 18의 (c)로 부터 추정된 백질 성분의 화소 수에 대한 정밀도 역시 검증의 예 1과 마찬가지로 99.9%이상의 정확성을 보이고 있다.

표 3 실제 모델에서 백질의 화소의 수와 압축된 영상으로부터 산출된 백질의 화소의 수 비교

실제 모델에서 백질의 화소의 수	72211
분리된 영상에서 산출된 백질의 화소의 수	71943
정확성	99.6188%

**7. 결 론**

지금까지 일정한 두께 내에서 백질과 회백질 그리고 뇌척수액이 함께 존재함으로 인해 번짐 현상을 보이고 있는 뇌에 대한 MR 영상에서 번짐 명암 값의 해석을 통해 각 성분의 부분체적을 고려하여 백질과 회백질을 분리할 수 있는 판별값의 결정 방법과 분리된 영상에서 백질과 회백질 그리고 뇌척수액의 체적을 산출하는 방법에 대하여 설명하였다. 또한 인위적으로 생성된 모델에 대하여 본 논문에서 제안된 알고리즘을 적용하여 봄으로써 알고리즘의 정확성을 입증하여 보았다.

실제 뇌의 구조에서 백질과 회백질은 매우 복잡한 파리구조로 섞여 있으며, 소량으로 존재하는 뇌척수액의 영향으로 MR 촬영기에 의해 표현된 명암 값에서 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 회백질의 비율을 산출할 수 있도록 해석하였고, 해석된 비율에 따라 백질과 회백질에 대한 화소의 수를 구할 수 있었으며, 또한 소량으로 존재하는 뇌척수액의 영향을 충분히 고려하였다. 특히 뇌에 대한 MR 영상은 사람마다 다른 명암 값의 분포를 가지며 또한 동일한 사람인 경우에도 슬라이스마다 다른 분포를 갖는다는 점을 고려하여 본 연구에서는 처리하는 각 슬라이스마다 다른 슬라이스의 명암 값 분포와 관계없이 독립적으로

판별값을 추정함으로써 명암 값의 분포에 무관한 백질과 회백질의 추출이 가능하도록 하였다.

현재까지 백질과 회백질의 부분체적을 고려한 각 성분의 체적 산출을 위한 연구는 특별한 진전이 없었다. 따라서 백질이나 회백질 그리고 뇌척수액의 체적이 정량적으로 산출된 적이 없으며, 또한 이러한 성분의 체적을 측정하거나 체적의 감소를 관찰하는 것에 의해 치매나 다운증후군 등과 같은 정신박약 등의 환자를 조기 발견할 수 있는 방법도 없었다. 그러나 본 연구에서 제안한 일련의 알고리즘에 의해 부분체적을 고려한 백질과 회백질의 체적을 산출할 수 있을 것으로 판단된다.

한편 본 연구에서 제안한 일련의 방법에 의해 얻어진 백질과 회백질 및 뇌척수액에 대한 체적의 결과에 대한 타당성과, 백질과 회백질 성분이 분리된 영상의 정확성은 진단 방사선 전문의의 충분한 검증에 의하여 확인할 수 있었다. 따라서 향후 본 연구는 제안된 알고리즘의 정확성을 입증하기 위해 실제 뇌의 구조를 갖는 인공모형물(phantom)을 이용하여 실험을 실시 할 계획이며, 또한 좀더 많은 경우에 본 알고리즘을 적용하여 사람의 뇌에 있어서 백질과 회백질의 체적에 대한 통계자료를 얻고자 한다. 또한 GUI(Graphic User Interface)를 통하여 실제 임상에서의 활용 방법을 강구 할 예정이며, SIMD(Single Instruction and Multiple Data stream) 구조를 이용한 처리방법의 병렬화로 실시간 처리 및 이용이 가능하도록 연구가 계속될 예정이다.

참 고 문 헌

[1] 박일영, 권달관, 홍시영, "자기 공명 영상학", 청구문화사, pp.11-55, 1993.  
 [2] Y. C. Sung, et al, "Partial Volume Effects on Segmentation of White Matter from the Brain MRI," Proceedings of the 4th Asia Pacific Conference on Medical and Biological Engineering, pp.210-212, 1999.  
 [3] A. Brun and L. Gustafson, "Distribution of cerebral degeneration in Alzheimer's disease," Arch. Psychiatry 223, pp.15-33, 1976.  
 [4] R. Chandra, "Tissue volume determinations from brain MRI images, a phantom study," SPIE Vol.1445, pp.133-144, 1991.  
 [5] B. E. Tomlinson, G. Blessed, and M. Roth, "Observations on the brains of demented old people," J. Neurol. Sci. vol.11, pp.205 - 242, 1970.  
 [6] M. I. John et al, "Analysis of brain and cerebrospinal volumes with MR imaging," Radiology vol.178, pp.115 - 122, 1991.  
 [7] S. H. Koenig, R. D. Brown III, M. Spiller, and N.

Lundbom, "Relaxometry of brain: Why white matter appears bright in MRI," Magn. Reson. Med. vol.14, pp.482 - 495, 1990.  
 [8] N. Shareef and D. L. Wang, "Segmentation of Medical Images Using LEGION," IEEE Transaction on Medical Imaging, Vol.18, No1, pp.74-91, 1999.  
 [9] NEMA draft doc., "Digital Imaging and Communications in Medicine(DICOM)"  
 [10] 임지영, 김명희, "의료영상 영역 분할을 위한 파라미터 추정", 1997년 한국정보과학회 가을 학술논문 발표집, pp. 513-516.  
 [11] Mark J. Carlotto, "Histogram Analysis Using a Scale-Space Approach," IEEE Trans on PAMI, pp. 121-129, Jan 1987.  
 [12] 유승화, 성윤창, 유현경, 김재평, 조준식, 노승무, 신경숙, 박종원, "복부 CT 영상에서 메쉬필터를 이용한 간과 비장의 추출에 대한 연구", 정보과학회 춘계 학술논문 발표집, 제26권, 제1호, pp.579-581, 1999.  
 [13] H. E. Burdock, "Digital Imaging Theory and Applications," McGraw-Hill, New York, pp.153-194, 1997.  
 [14] D. H. Ballard and C. M. Brown, "Computer Vision", Prentice-Hall, 1st Ed., pp.149-165, 1987.  
 [15] R. D. Henkei, "Segmentation in Scale-Space," Proceedings of 6th International Conference on Analysis of Images and Pattern, CAIP 1995, Prague, 1995.  
 [16] S. E. Umbaugh, "Computer Vision and Image Processing: A practical Approach Using CVI Ptools," Prentice-Hall PTR, pp.12-36, 1998.



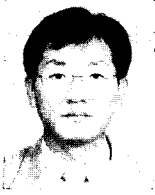
성 윤 창

1987년 2월 충남대학교 계산통계학과 졸업. 이학사. 1989년 2월 충남대학교 대학원 전산학과 졸업, 이학석사. 1998년 3월 ~ 현재 충남대학교 컴퓨터공학과 박사과정. 관심분야는 의학영상처리



유 승 화

1993년 2월 영남대학교 전자공학과 졸업, 공학사. 1999년 2월 충남대학교 교육대학원 졸업, 교육학석사(전자공학전공). 1999년 3월 ~ 현재 충남대학교 대학원 컴퓨터공학과 박사과정. 관심분야는 의학영상처리



### 송 창 준

1985년 2월 충남대학교 의과대학 졸업, 의학사. 1990년 2월 충남대학교 대학원 의학과 졸업, 의학석사. 1997년 2월 전북대학교 대학원 의학과 졸업, 의학박사. 1993년 ~ 현재 충남대학교 의과대학 진단방사선과 부교수. 관심분야는 진단방사선학, 퇴행성 뇌질환의 진단, 의공학



### 박 중 원

1979년 2월 충남대학교 전자공학과 졸업, 공학사. 1981년 2월 한국과학기술원 전산학과 졸업, 전산학 석사. 1991년 8월 한국과학기술원 전산학과 졸업, 전산학 박사. 1995년 ~ 현재 충남대학교 공과대학 정보통신공학과 정교수. 관심분야는 영상처리, 병렬처리, 의공학