

부분체적에 의해 번진 명암 값으로 표현된 뇌의 자기공명영상에 대한 영역분할 및 체적계산

정희원 성운창*, 송창준**, 노승무***, 박종원*

Region Segmentation and Volumetry of Brain MR Image represented as Blurred Gray Value by the Partial Volume Artifact

Yun-chang Sung*, Chang-jun Song**, Seung-moo Noh***, Jong-won Park* *Regular Members*

요약

본 논문은 뇌의 자기공명영상에서 백질과 회백질 및 뇌척수액을 분리하고 각각의 체적을 산출하기 위한 것이다. 본 연구는 먼저 뇌의 자기공명영상에서 영상의 배경을 제거한 후 외피 및 지방층으로부터 뇌 영역 전체를 분리 하였으며, 부분체적의 문제(partial volume artifact)에 의해 명암 값의 번짐 현상을 보이는 뇌의 내부 영역에서 자기공명영상의 생성원리를 근거로 명암 값의 산술적인 해석을 통해 원래의 단면 안에 존재하던 각 성분의 부분체적을 산출하였다. 산출된 백질과 회백질 및 뇌척수액의 부분체적은 번짐 현상을 보이는 자기공명영상에서 각 성분을 분리하기 위한 판별값을 결정하기 위해 사용되었고, 최종적으로 백질과 회백질 및 뇌척수액의 체적을 산출하도록 하였다. 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 있다.

ABSTRACT

This study is to segment white matter, gray matter, and cerebrospinal fluid(CSF) on a brain MR image and to calculate the volume of each. First, after removing the background on a brain MR image, we segmented the whole region of a brain from a skull and a fat layer. Then, we calculated the partial volume of each component, which was present in scanning finite thickness, with the arithmetical analysis of gray value from the internal region of a brain showing the blurring effects on the basis of the MR image forming principle. Calculated partial volumes of white matter, gray matter and CSF were used to determine the threshold for the segmentation of each component on a brain MR image showing the blurring effects. Finally, the volumes of segmented white matter, gray matter, and CSF were calculated. The result of this study can be used as the objective diagnostic method to determine the degree of brain atrophy of patients who have neurodegenerative diseases such as Alzheimer's disease and cerebral palsy.

I. 서론

인간의 모든 생체 기능을 총괄하고 있는 뇌의 구

조 및 역할에 대한 의학적 연구는 이미 상당부분 이루어져 있으며, 또한 각종 뇌 질환의 발견 및 치료를 위한 의료기술도 많은 진전이 있어왔다. 이러한 의료기술의 발전에는 전산화 단층촬영기나 자

* 충남대학교 공과대학 정보통신공학과 영상처리 실험실(ycsung@crow.chungnam.ac.kr)(jwpark@crow.chungnam.ac.kr),

** 충남대학교 의과대학 진단방사선과(cjsong@hanbat.chungnam.ac.kr),

*** 충남대학교 의과대학 일반외과(seungnoh@hanbat.chungnam.ac.kr),

논문번호 : 00072-0223, 접수일자 : 2000년 2월 23일

자기공명영상 기기를 이용한 영상진단이 매우 중요한 역할을 담당해왔으며, 앞으로도 이러한 의학영상을 통한 진단 기술은 계속적인 발전을 이룰 것으로 기대하고 있다^{[1][2][3][4]}.

그러나 퇴행성 뇌 질환의 경우 질병의 발생 여부를 자기공명영상을 이용하는 진단 방사선 전문의의 육안에 의한 주관적인 판단에만 의존하고 있을 뿐이며, 뇌 백질 및 회백질의 위축 및 그에 따른 뇌척수액의 증가 정도를 정량적으로 산출하여 각 조직의 위축정도를 알아보는 등의 객관적인 기준에 의해 질병의 발생 유무를 조기 진단 할 수 있는 방법은 현재까지 개발되어 있지 않다^{[5][6][7]}.

백질과 회백질의 위축 및 이에 따른 뇌척수액의 증가 현상은 퇴행성 뇌 질환의 환자가 보이는 가장 일반적인 현상으로 이러한 조직의 위축정도를 정량적으로 산출하고 체적의 변화를 추적하며, 또한 정상인의 체적과 비교하여 그 위축정도를 알아내는 일은 퇴행성 뇌 질환을 진단할 수 있는 가장 기본적인면서 객관적인 방법으로 활용될 수 있다^{[5][6][7]}. 그러나 뇌가 갖고 있는 복잡한 구조 및 자기공명영상에 의해 일정한 두께(보통 3-5mm)의 슬라이스로 촬영된 후 각 위치에서 단일의 명암 값으로 표현하는 자기공명영상장치의 특성으로 인해 최종적으로 생성된 영상은 화적소의 크기로 인해 부분체적(partial volume artifact)의 문제를 갖게 된다^[8]. 이러한 부분체적으로 인해 명암 값의 번짐 현상(blurring effects)을 보이는 자기공명영상으로부터 백질과 회백질 및 뇌척수액의 부분체적을 고려하여 각 조직을 분리하는 것이 매우 어려웠으며, 따라서 백질과 회백질 및 뇌척수액의 체적을 정량적으로 산출할 수 있는 방법 역시 현재까지 정립되어 있지 않다. 다만 일부 연구팀에서 뇌의 자기공명영상을 대상으로 뇌 영역 전체를 분리하는 등의 초보적인 연구 및 T1 강조영상(T1 weighted image)을 대상으로 사용자의 수 작업에 의한 반 자동화방식(semi-automatic)에 의해 백질과 회백질의 영역을 분리하는 시도가 있어왔다^{[8][9][10][11][12]}. 그러나 이러한 방법 역시 백질과 회백질의 대비가 좋지 않은 T1 강조영상을 연구 대상으로 하고 있음에 따라 각 조직의 정확한 분리가 이루어지지 않고 있고, 또한 사용자의 수 작업에 의한 처리 시간의 비효율성의 문제점 및 뇌척수액은 별도로 처리하지 못하는 문제를 갖고 있다.

본 연구에 사용된 자기공명영상은 뇌의 축 상면(axial section)에 대하여 촬영된 양성자 밀도영상

(proton density image)과 T2 강조 영상(T2 weighted image)이다. 이러한 영상에는 크게 뇌를 둘러싸고 있는 외피와 지방층 및 두개골 안쪽으로 백질과 회백질 등이 소량의 뇌척수액과 함께 매우 복잡한 구조로 표현되어 있다^{[1][2][3][4]}. 본 연구에서는 이러한 영상을 대상으로 서로 다른 조직에 의해 번짐 현상을 보이는 명암 값을 해석하고 백질과 회백질 및 뇌척수액의 부분체적을 산출하였으며, 이를 근거로 각 조직을 분리할 수 있는 판별값(threshold)을 결정하는 방법을 제안하고 최종적으로 추출된 각 조직의 전체 체적을 산출하였다.

II. MR 영상의 생성원리 및 종류

1. MR 영상의 생성원리

자기공명영상은 큰 자장 속에 검사하고자 하는 부위가 들어가서 고주파와 인체 속에 있는 수소 원자핵과의 상호작용에 의한 에너지의 방출을 검사하여 만들어진다. 자기공명영상에 의한 검사를 한다는 것은 먼저 피 검사자에 자석을 투과시켜 원자핵을 자화 시키게 되는데, 원래 몸 속에 있는 홀수의 원자 번호를 갖는 수소 원자핵들은 마치 지구처럼 자전을 하는 소위 스핀운동을 하며 돌고 있으며 이러한 운동의 축은 제멋대로 배열되어 있다. 그러나 자기공명영상기기 안에서 자장이 가해진 후 원자핵은 자장방향으로 일정하게 배열되고 이 자장 축 주위를 회전하는 세차운동(precession)을 하게 된다. 이때 다시 고주파를 가하여 피 검사자의 인체내부에 존재하는 원자핵을 공명시키게 되면 자장의 축 주위를 회전하는 수소 원자핵들은 고주파의 에너지를 흡수하여 세차운동의 각(angle)이 커지게 된다. 이 각이 점차 커져 자장 방향과 90도인 수평면에서 회전을 하게 되며 이때까지의 고주파를 90도 RF 펄스라 한다. 여기서 다시 고주파를 끊게 되면 에너지를 흡수하여 90도인 수평면에서 돌고 있던 수소 원자핵들이 다시 자장과 평행인 원래의 위치로 돌아가는 이완(relaxation)의 과정을 거치게 된다. 이 과정에서 수소 원자핵들은 자신이 흡수했던 고주파 에너지를 방출하게 되며, 이때 방출되는 신호를 잡아 영상으로 표현함으로써 자기공명영상이 생성된다.

이러한 과정으로 얻어지는 자기공명영상은 수소 원자핵의 공명 및 이완을 이용하므로 양성자(proton)의 밀도가 영상의 음영도를 결정하는 가장 중요한 요소이다. 따라서 양성자를 갖고 있지 않은

조직의 경우 공명 또는 이완이 이루어지지 않음으로 신호가 나오지 않게 되어 어둡게 표현되고, 양성자가 많은 조직의 경우는 밝게 표현된다. 또한 양성자가 많은 조직의 경우에도 각 조직이 갖는 물리적, 화학적 성질에 따라 그 조직이 갖는 T1 이완시간(T1 relaxation time)과 T2 이완시간(T2 relaxation time)이 다르기 때문에 겹چه 또는 회چه 표현될 수 있다. 결과적으로 우리가 자기공명영상에서 보는 영상의 밝고 어두움은 실제 인체의 각 조직이 갖고 있는 실 명암은 아니며 각 조직의 물리, 화학적인 특성에 의해 생성된 명암 값이라고 할 수 있다.

2. MR 영상의 종류

2.1 T1 이완시간 및 T1 강조영상

자장방향으로 평행하게 배열되어 있던 수소 원자핵들이 90도 RF 펄스를 받아 수평면으로 누웠다가 다시 90도 RF 펄스를 끊으면 자기가 흡수한 에너지를 방출하며 다시 원위치로 돌아가는 이완의 전체 과정은 6단계로 나누어져 있다. 이러한 6단계가 지나면 다시 원위치로 돌아오는 수소 원자핵의 양은 원래의 63%가 된다. T1 이완시간은 90도 RF 펄스가 끊긴 후 원래 위치로 돌아오는 수소 원자핵의 양이 63%가 될 때까지의 시간으로 정의하고 있다(어떤 조직에서도 90도 RF 펄스를 주었다가 끊은 후 다시 원위치로 돌아오는 양은 100%가 되지 않음).

지방이나 백질 및 회백질과 같은 짧은 T1 이완시간을 갖는 조직은 원위치로 돌아오는 시간이 빠른 반면, 뇌척수액과 같이 긴 T1 이완시간을 갖는 조직의 수소 원자핵은 60% 정도밖에 회복되지 않는다. 이때 90도 RF 펄스를 128번 내지 256번 반복하게 되면 완전히 회복되어 있는 수소 원자핵이 다시 90도 RF 펄스에 의해 수평면에 눕게 되고 다시 이완되고 하는 과정을 반복하게 된다. 이때 짧은 T1 이완시간을 갖는 조직에서 신호가 더 크게 나타나고 긴 T1 이완시간을 갖는 조직은 원 위치로 회복된 수소원자핵의 양이 작으므로 거기에서 나오는 신호의 양이 상대적으로 작다. 따라서 이러한 원리에 의해 생성된 T1 강조영상의 경우에는 긴 T1 이완시간을 갖는 뇌척수액은 검게 보이고, 짧은 T1 이완시간을 갖는 지방이나 백질 및 회백질과 같은 뇌 실질은 상대적으로 회چه 보이게 된다.

2.2 T2 이완시간 및 T2 강조영상

고주파가 끊긴 후 공명 된 수소 원자핵이 이완되

는 전체 6단계 중 처음의 3단계를 T2 이완 시간이라 한다. 주위에 자장이 가해진 상태의 수소 원자핵들이 90도 RF 펄스에 의해 고주파에너지를 흡수하여 수평방향으로 눕게 된 후 90도 RF 펄스를 끊으면 수소 원자핵들은 흡수한 고주파 에너지를 방출하며 원래의 상태로 돌아오게 된다. 이때 수소 원자핵이 수평방향에서 멎쳐서 돌고 있을 때 가장 큰 신호를 방출하며 시간이 지남에 따라 서로 상호 작용하여 분산되는데, 이러한 과정을 T2 dephasing이라 한다.

T2 dephasing 과정에 있어서 멎쳐서 돌고 있던 수소 원자핵이 흩어지게 되면 방출되는 신호가 갑자기 줄어들게 되는데, 여기서 T2 이완시간이란 수평면상에서 90도 RF 펄스를 끊은 직후 멎쳐서 돌고 있던 상태에서 가장 큰 에너지가 나오다가 점차 분산되어 그 신호가 줄어들 때 처음의 37%로 줄어들 때까지의 시간으로 정의하고 있다.

T2 dephasing에 있어서 긴 T2 이완시간을 갖는 뇌척수액의 경우에는 멎쳐서 돌고 있던 수소 원자핵의 분산과정이 천천히 이루어짐에 따라 방출되는 신호가 서서히 감소하게 되고, 짧은 T2 이완시간을 갖는 백질과 회백질과 같은 뇌 실질의 경우에는 멎쳐서 돌고 있던 수소 원자핵의 분산이 빨리 이루어짐에 따라 방출되는 신호가 급격히 감소한다. 결국 T2 이완시간의 경과 후 방출되는 신호를 포착하여 영상을 구성하게 되면 뇌척수액 부분은 뇌 실질보다 큰 신호 강도를 보이게 되어 밝게 보이게 되며, 백질과 회백질과 같은 뇌 실질은 상대적으로 상당히 검게 나타나게 된다.

결과적으로 T2 강조영상은 뇌 전체에 소량으로 분포되어 있는 뇌척수액 부분을 강조하여 표현하고 있는 영상이다. 본 논문에서는 이러한 특징을 이용하여 주어진 자기공명영상에서 일차적으로 뇌척수액을 추출하기 위해 T2 강조영상을 이용하였다.

2.3 양성자 밀도 영상

양성자 밀도영상은 각각의 뇌 조직이 갖고 있는 수소 원자핵의 이완시간 등과 같은 조건과는 무관하게 공명된 원자핵의 이완시간동안 각 조직에서 방출되는 순수한 양성자의 양을 측정된 후 이를 영상화 한 것이다.

따라서 일정한 두께를 구성하고 있는 각 조직이 함유하고 있는 수소 원자핵의 양에 따라 영상이 생성되므로 각 조직의 특성을 가장 잘 반영하고 있다. 특히 뇌 실질의 대부분을 구성하고 있는 백질과 회

백질의 구별이 가장 용이하며, 또한 소량으로 존재하는 뇌척수액의 영향이 적절하게 반영된 자기공명 영상이다. 이에 따라 본 논문에서는 최종적으로 백질과 회백질을 분리하기 위해 양성자 밀도 영상을 이용하게 되었다.

그림 1은 세 종류의 자기공명영상을 보여주고 있다. 이미 언급하였듯이 (b)와 같은 T2 강조영상은 백질과 회백질 검게 표현되어 있으나 뇌척수액 부분은 상대적으로 밝게 표현되어 있으므로 뇌척수액의 일차적인 추출을 위해 용이하게 이용될 수 있다. 또한 (c)와 같은 양성자 밀도 영상의 경우 백질과 회백질 부분에 대한 구별이 용이하며 소량으로 존재하는 뇌척수액의 영향이 적절히 반영되어 있다. 반면 (a)와 같은 T1 강조영상의 경우 뇌척수액 부분이 백질 및 회백질 부분보다 어둡게 표현되어 있어 구별이 용이할 수 있으나 뇌 내부를 둘러싸고 있는 두개골과의 구별이 명확치 않다. 또한 뇌 실질을 구성하고 있는 백질과 회백질의 대비가 명확치 않은 문제를 갖고 있다. 따라서 본 연구에서는 뇌척수액의 일차적인 추출을 위해 T2 강조영상을 이용하였으며, 뇌척수액의 이차적인 분리 및 명암 값의 분석과 최종적인 백질과 회백질을 분리를 위하여 양성자 밀도 영상을 이용하였다.

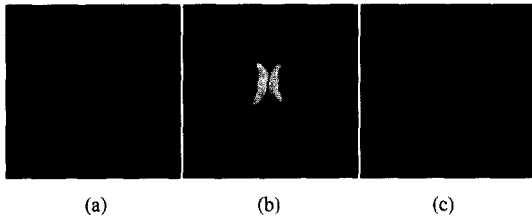


그림 1. (a) T1 강조영상 (b) T2 강조영상 (c) 양성자 밀도영상

3. 부분체적에 의한 명암 값의 번짐 현상

각 조직이 포함하고 있는 순수한 양성자의 양을 측정된 후 생성된 양성자 밀도영상은 일정한 두께 안에 포함되어 있는 각 조직의 양을 잘 반영하고 있으며, 이에 따라 백질과 회백질의 대비가 좋은 반면 명암 값의 번짐 현상을 보이고 있다. 이러한 부분체적의 문제에 의한 명암 값 번짐 현상의 문제는 일반적으로 영상의 화적소(voxel)의 크기에 의해 발생하게 된다. 보통 자기공명영상기기는 사람의 인체에 대하여 일정한 두께(3mm - 10mm)를 갖고 스캔하여 영상 슬라이스를 생성하게 되며, 보편적으로 5mm의 두께로 스캔하는 경우 13장에서 16장 정도

의 영상 슬라이스가 생성된다^{[1][2][3][4][13]}. 이때 스캔의 두께가 얇은 경우에는 화적소의 크기도 상대적으로 작아지며 스캔의 두께가 두꺼운 경우에는 화적소의 크기도 역시 증가한다. 이에 따라 작은 화적소가 백질이나 또는 회백질과 같은 한 성분만 포함하고 있다면 큰 화적소의 경우에는 두 성분을 모두 포함하게 되며, 따라서 큰 화적소에 포함되어 있던 백질과 회백질이 갖고 있는 양성자 양의 평균 무게와 같은 신호강도를 갖게 된다. 결과적으로 일정한 두께를 구성하고 있는 각 화적소로부터 발생된 신호강도의 산술적인 평균에 의해 명암 값을 결정된 후 최종적인 이차원 슬라이스에서 한 화소(pixel)의 명암 값으로 결정된다^{[2][3][4][5]}.

그림 2의 (a)는 인체를 촬영하기 위해 통과하는 일정한 두께를 갖는 단면을 의미하며, (b)는 임의의 한 축에서 스캔되는 두께를 구성하고 있는 화적소를 보여주고 있다. 이러한 각 화적소에서 방출되는 신호강도의 산술적인 평균값이 하나의 명암 값으로 표현된 후 (c)와 같이 이차원 단면을 구성하는 한 화소의 명암 값으로 결정된다.

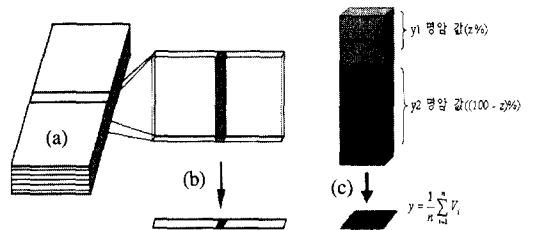


그림 2. 양성자 밀도 영상의 명암 값 결정 (a) 인체를 촬영하기 위해 통과되는 일정한 두께를 갖는 단면 (b) 일정한 두께의 한 위치에서 서로 다른 신호강도에 의해 다른 명암 값으로 결정된 화적소 (c) 각 화적소의 명암 값의 평균이 하나의 명암 값을 갖는 화소로 표현

그림 2와 같은 방법에 의해 생성된 양성자 밀도 영상의 경우 자장이 통과하는 일정한 두께 안에서 서로 다른 양의 수소원자를 갖고 있는 백질과 회백질 등이 함께 존재함에 따라 두 조직의 명암 값에 의한 번짐현상을 보이게 된다. 그림 3의 (a)는 3mm의 두께로 촬영된 뇌의 축 상면에 대한 양성자 밀도영상이며, (b)는 10mm의 두께로 촬영된 양성자 밀도영상이다. 그림 3의 (b)에서 알 수 있듯이 화적소의 크기가 증가함에 따라 부분체적의 문제가 더욱 크게 나타나므로 (a)에 비해 명암 값의 번짐 현상이 심하게 나타나게 되어 영상의 해상도가 저하되어 있다^{[2][3]}.



그림 3. 서로 다른 두께로 촬영된 축 상면의 양성자 밀도영상 (a) 3mm 두께의 양성자 밀도영상 (b) 10mm 두께의 양성자 밀도영상

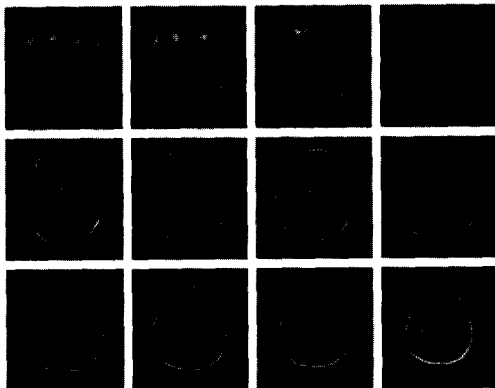
본 연구에서는 각 화소에 대하여 결정된 명암 값의 산술적인 평균에 의해 이차원 슬라이스의 한 화소에 대한 명암 값을 결정하는 양성자 밀도영상의 생성원리에 따라, 일정한 두께 안에 y_1 의 명암 값을 갖는 성분이 $z\%$, y_2 의 명암 값을 갖는 성분이 $(100-z)\%$ 혼합되었을 때 나타나는 명암 값 y 를 다음의 식으로 계산하였다.

$$y = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n V_i$$

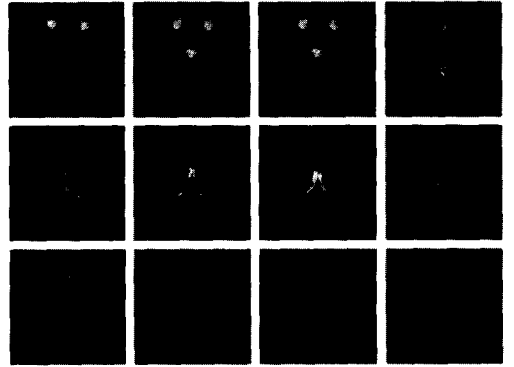
$$= y_1 \cdot \frac{z}{100} + y_2 \cdot \left(1 - \frac{z}{100}\right) \quad (1)$$

위 식에 따라 먼저 주어진 양성자 밀도영상에 대하여 뇌의 내부에 해당되는 영역을 추출한 후 히스토그램을 생성하여 명암 값 y_1 과 y_2 를 알아내며, 다시 두 명암 값의 번짐 현상으로 나타난 각 명암 값 y 에서 각 성분의 부분체적에 해당되는 화소의 수를 구한다.

그림 4는 뇌의 축 상면(axial section)에 대하여 촬영된 자기공명영상으로, (a)는 양성자 밀도영상이며, (b)는 양성자 밀도영상과 동일한 단면에 대하여 동시에 생성된 T2 강조 영상이다.



(a) 양성자 밀도영상 샘플 슬라이스



(b) T2 강조영상의 샘플 슬라이스

그림 4. 양성자 밀도영상과 T2 강조영상의 샘플 슬라이스

III. 전 처리 과정

1. 영상의 배경제거

초기의 양성자 밀도영상은 타원 형태의 뇌 영상과 함께 명암 값이 0에 가까운 검은 바탕을 갖는다. 이러한 검은 바탕은 뇌 영상의 추출과는 관계없는 부분으로 사전에 제거하도록 한다.

그림 5는 8번째 영상에 대한 히스토그램으로 명암 값 0에서 10사이에서 높은 피크를 구성하고 있는 화소들은 뇌 영상의 검은 바탕 및 뇌의 내부를 둘러싸고 있는 두개골을 구성하고 있는 화소들이며, 90 이상의 명암 값을 갖는 화소들은 뇌의 외피 및 내부를 구성하고 있는 화소들이다. 따라서 이러한 명암 값의 차이를 이용하여 영상의 검은 배경을 제거할 수 있다. 즉 영상의 검은 배경을 구성하는 임의 한 화소(0,0)에서 시작하여 명암 값 90 이하에 해당되는 화소들을 4-연결성(4-connectivity)에 의해 추적한 후 추적된 화소를 제거하였다^[4]. 한편 뇌의 외피 안에서 뇌의 내부를 둘러싸고 있는 명암 값 90 이하의 두개골은 검은 배경을 구성하는 화소와 연결되어 있지 않아 제거되지 않는다. 그림 6은 배경이 제거된 양성자 밀도영상을 보여주고 있으며, 뇌의 외피 안에서 뇌의 내부를 둘러싸고 있는 명암

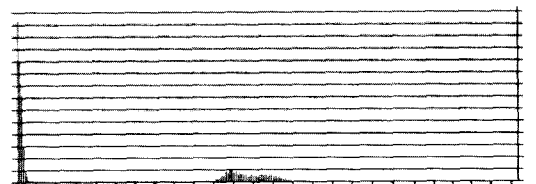


그림 5. 초기 양성자 밀도영상의 히스토그램

값 90 이하의 두개골은 검은 배경을 구성하는 화소와 연결되어 있지 않아 제거되지 않는다. 그림 6은 배경이 제거된 양성자 밀도영상을 보여주고 있다.

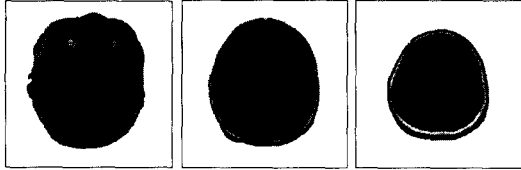


그림 6. 배경이 제거된 양성자 밀도영상

2. 양성자 밀도영상의 명암 값 분포 조절

양성자 밀도영상은 영상을 구성하는 화소들의 명암 값 분포가 사람마다 다르게 나타나며 또한 동일한 사람의 경우에도 슬라이스마다 다를 수 있다. 따라서 뇌 내부에서 백질과 회백질을 구성하고 있는 부분의 명암 값도 슬라이스마다 다르게 표현될 수 있다^{[1][2][3][4]}. 그림 6에서도 알 수 있듯이 3번째 예의 영상은 뇌 내부의 영역의 밝기가 다른 두 예보다 밝게 나타나고 있다. 이러한 현상은 뇌의 상단부에 대하여 촬영된 일부 슬라이스에서 보이고 있으며, 이 경우 뇌의 내부와 이를 둘러싸고 있는 두개골과의 대비가 명확하지 않으므로 뇌 영역의 추출이 정확하게 이루어지지 않을 수 있다. 따라서 모든 슬라이스에 대하여 뇌 내부에서의 명암 값의 분포가 서로 비슷한 분포를 가질 수 있도록 명암 값의 분포를 조절하였다^[15].

본 연구에서는 양성자 밀도영상의 명암 값 분포 조절을 위해 히스토그램 슬라이딩 방식을 이용하였다. 즉 주어진 양성자 밀도영상에 대하여 히스토그램을 생성한 후 백질과 회백질이 혼합되어 있는 뇌의 내부 영역에서 평균 명암 값이 120이 되도록 히스토그램을 이동하여 줌으로서 전체 슬라이스의 명암 값 분포를 일정하게 조절하였다. 이러한 히스토그램 슬라이딩 과정을 통하여 다른 슬라이스보다 밝게 표현되어 있던 상단 부의 일부 슬라이스가 다른 슬라이스와 비슷한 명암 값 분포를 갖도록 약간

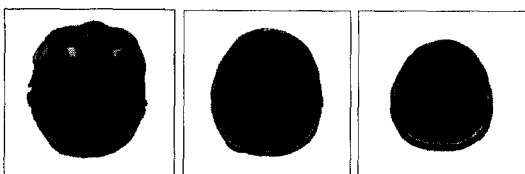


그림 7. 명암 값 조절 후의 양성자 밀도영상

어두워짐에 따라 뇌의 내부와 이를 둘러싸고 있는 두개골과 명암 값 대비가 명확해지며 뇌 내부의 추출이 용이하게 이루어지는 효과도 얻을 수 있다.

그림 7은 이러한 명암 값 조절이 이루어진 양성자 밀도영상으로 3번째 영상이 이전보다 약간 어두워졌음을 알 수 있다.

3. 뇌 영역의 추출

양성자 밀도영상의 명암 값의 조절이 이루어진 다음 뇌의 내부를 외피 및 두개골로부터 분리하여 추출하게 된다. 명암 값의 조절이 이루어진 후 뇌의 내부는 전체적으로 90 이상의 명암 값을 갖게 되며 90 이하의 명암 값을 갖는 타원 형태의 두개골에 의해 둘러싸여 있다. 따라서 뇌의 내부에 해당되는 몇 개의 위치로부터 90 이상의 명암 값을 갖는 화소들을 4-연결성에 의해 추적하게 되면 두개골과 뇌의 외피만 남게 된다. 이때 90 이하의 명암 값에 해당되지만 뇌의 내부에 존재하는 일부 화소들은 제외된다. 그러나 다시 뇌의 외피를 구성하는 한 화소로부터 4-연결성에 의해 인접한 화소들을 추적한 후 추적된 영역을 전체 뇌의 영상으로부터 분리하게 되면 뇌의 내부에 해당되는 영역을 전체 뇌의 영상으로부터 분리할 수 있게 된다^{[15][16]}.

그림 8은 이와 같은 과정에 의해 90 이상의 명암 값을 갖는 화소들이 추적된 후 제거된 상태를 보여주고 있으며, 그림 9는 이를 역으로 이용하여 최종적으로 뇌의 내부 영역을 전체 뇌의 영상으로부터 분리한 것이다. 한편 그림 9와 같이 내부영역이 분리된 양성자 밀도영상을 이용하여 대응되는 T2 강조영상에서도 뇌의 내부에 해당되는 부분을 분리할 수 있으며, 이러한 방법에 의해 뇌의 내부영역이 분리된 T2 강조영상은 그림 10에서 보여주고 있다.

본 연구에서 수행하고자 하는 최종적인 백질과 회백질 및 뇌척수액의 추출 및 체적 계산은 양성자 밀도영상에서 분리된 뇌의 내부영역에 대한 영상을 대상으로 이루어지며, T2 강조영상에 대하여 분리된 뇌의 내부영역에 대한 영상은 뇌척수액의 일차적인 추출 및 분석을 위하여 사용된다.

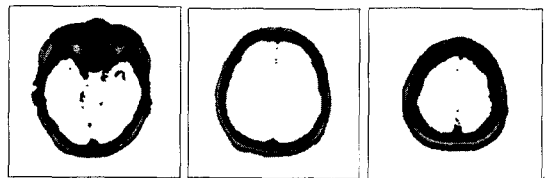


그림 8. 뇌의 내부가 추적된 양성자 밀도영상

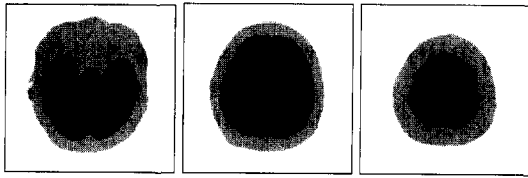


그림 9. 뇌의 내부가 분리된 양성자 밀도영상

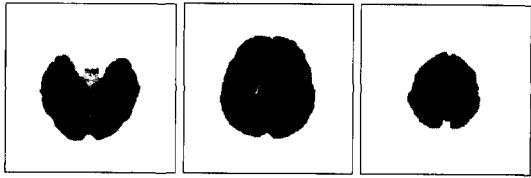


그림 10. 뇌의 내부가 분리된 T2 강조영상

IV. 부분체적 산출

1. 뇌척수액 추출 및 히스토그램 분석

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.

T2 강조영상에서도 뇌척수액에 해당되는 화소의 명암 값 분포는 슬라이스마다 다를 수 있다. 따라서 일반적인 관찰 값에 의해 특정 명암 값 이상의 화소를 단순히 뇌척수액으로 산출할 경우 뇌척수액의 산출이 슬라이스마다 다른 특징을 갖게 되므로 정확한 추출이 이루어지지 않을 수 있다. 이에 따라 본 연구에서는 슬라이스마다 각 슬라이스의 명암 값 분포에 관계없이 뇌척수액 화소들의 명암 값의 하한을 결정하기 위하여 가우시안 분포곡선을 이용하였다^{[5][14][16]}. 즉 T2 강조영상에서 추출된 뇌의 내부 영역에 대하여 히스토그램을 구한 후 가우시안 분포 곡선과 겹쳐지는 명암 값 중 가장 큰 명암 값을 뇌척수액에 해당되는 화소들의 갖는 명암 값의 하한으로 결정하였다. 그림 11은 T2 강조영상의 뇌부분에 대한 히스토그램과 가우시안 분포곡선과 겹쳐진 모습이며, 이 경우 뇌척수액 명암 값의 하한은 112 가 결정되었다.

그림 12는 뇌척수액이 추출된 T2 강조영상이며, 그림 13은 대응되는 양성자 밀도영상에서 T2 강조

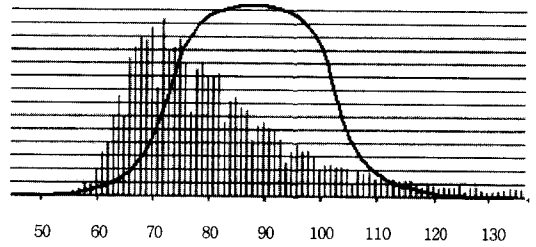


그림 11. T2 강조영상의 뇌척수액 명암 값 하한결정

영상의 뇌척수액 부분과 동일한 위치의 화소들을 뇌척수액으로 추출하여 제거한 영상이다. 한편 양성자 밀도영상에서 추출된 뇌척수액은 그림 14에서 보여주고 있다

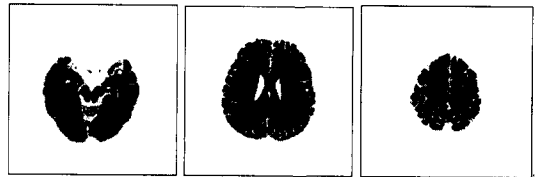


그림 12. 뇌척수액이 제거된 T2 강조영상

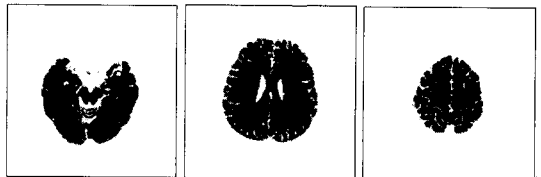


그림 13. 뇌척수액이 제거된 양성자 밀도영상

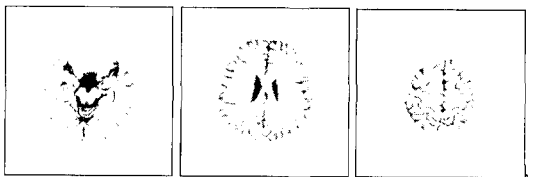


그림 14. 양성자 밀도영상에서 추출된 뇌척수액

T2 강조영상에서 추출된 뇌척수액 부분은 밝게 강조되어 있으나 대응되는 양성자 밀도영상에서 추출된 뇌척수액은 T2 강조영상과는 다른 명암 값 분포를 갖는다. 촬영된 일정한 두께 내에 순수한 뇌척수액만 존재하는 경우는 양성자 밀도영상에서도 비교적 밝게 표현되나 백질 또는 회백질과 함께 섞여 있는 경우에는 이들의 양에 비례하여 어둡게 표현되어 있다. 그림 15의 히스토그램은 양성자 밀도영상에서 뇌척수액을 제거한 영상과 추출된 뇌척수액

에 대한 히스토그램을 함께 표현한 것이다.

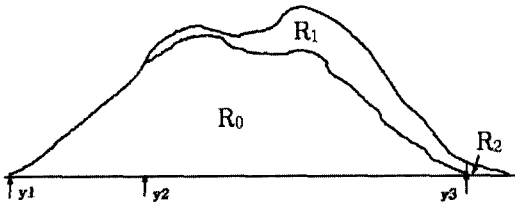


그림 15. 양성자 밀도영상의 히스토그램

그림 15에서 영역 R_0 는 뇌척수액이 제거된 후 백질과 회백질로만 구성된 양성자 밀도영상에 대한 히스토그램이며, 영역 R_1 과 R_2 는 양성자 밀도영상에서 추출된 뇌척수액에 대한 히스토그램이다. 영역 R_0 에서 y_1 은 순수한 백질이 가질 수 있는 명암 값의 하한이며, y_3 는 회백질이 가질 수 있는 명암 값의 상한이다. 따라서 y_1 부터 y_3 의 명암 값은 백질과 회백질의 혼합에 의해 변진 현상으로 나타난 명암 값으로 볼 수 있으며, 이러한 영역을 구성하는 각 명암 값으로부터 백질 또는 회백질의 부분체적에 해당하는 화소의 수를 계산하게 된다.

영역 R_1 과 R_2 를 구성하고 있는 양성자 밀도 영상의 뇌척수액은 일정한 두께에 함께 존재하는 백질 또는 회백질의 양에 비례하여 어둡게 표현되어 있으며 최저의 명암 값으로 y_2 까지 표현되어 있다. 이때 y_3 의 명암 값 보다 크게 표현되어 있는 영역 R_2 에 해당하는 화소는 순수한 뇌척수액으로 간주된다. 따라서 영역 R_1 을 구성하는 화소들로부터는 뇌척수액의 부분체적에 해당하는 화소를 제거한 후 다시 백질과 회백질의 부분체적을 구하여야 한다.

2. 백질의 부분체적의 산출

그림 15의 히스토그램에서 영역 R_0 에 대한 히스토그램의 분포함수를 H 라 할 때, $H(y)$ 는 명암 값 y 에 해당하는 화소의 수이다. 여기서 일정한 두께 안에 y_1 의 명암 값을 갖는 백질 성분이 $z\%$, y_3 의 명암 값을 갖는 회백질 성분이 $(100-z)\%$ 포함되어 있을 때 변진 효과(blurring effects)에 의해 나타나는 명암 값 y 는 다음과 같다.

$$y = y_1 \cdot \frac{z}{100} + y_3 \cdot \left(1 - \frac{z}{100}\right) \quad (2)$$

만약 명암 값 y 가 y_1 과 y_3 의 중앙에 해당되는 명암 값을 나타낸다면 이러한 명암 값에 해당되는 화소 중 50%는 백질에 해당되고 나머지 50%는 회

백질에 해당되는 성분으로 볼 수 있다. 따라서 영역 R_0 에서 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%, y_3 의 명암 값에서는 0%로 적용된다. 따라서 영역 R_0 에서 백질의 부분체적에 해당되는 화소의 수는 다음과 같다.

$$PVI = \int_{y_1}^{y_3} H(y) \cdot \frac{y - y_3}{y_3 - y_1} dy \quad (3)$$

백질의 부분체적은 영역 R_1 에서도 산출되어야 한다. 그러나 이러한 부분은 뇌척수액과 함께 섞여 있는 분으로 먼저 뇌척수액의 부분체적에 해당되는 화소를 제거하여야 한다. W 를 영역 R_1 과 R_2 에 대한 분포 함수라 할 때, $W(y)$ 는 명암 값 y 에 해당하는 화소의 수이다. 여기서 먼저 y_3 이상의 명암 값에 해당되는 화소를 순수한 뇌척수액으로 추출하게 되며, 추출된 순수한 뇌척수액에 해당되는 화소의 수는 다음과 같다.

$$PCSF1 = \int_{y_3}^{254} W(y) dy \quad (4)$$

다음으로 영역 R_1 의 각 명암 값에서 뇌척수액의 부분체적에 해당되는 화소를 추출하여 제거한다. 만약 일정한 두께 안에 y_3 의 명암 값을 갖는 뇌척수액이 $z\%$, y_2 의 명암 값을 갖는 백질 및 회백질 성분이 $(100-z)\%$ 포함되었을 때 나타나는 명암 값 y 는 다음과 같다.

$$y = y_2 \cdot \left(1 - \frac{z}{100}\right) + y_3 \cdot \frac{z}{100} \quad (5)$$

이때 영역 R_1 의 명암 값 y_2 에서 y_3 까지의 각 명암 값에서 뇌척수액의 부분체적에 해당되는 화소의 수는 다음과 같으며, PCSF1과 PCSF2의 합 PCSF는 주어진 양성자 밀도영상에서 전체 뇌척수액에 해당되는 화소의 수이다.

$$PCSF2 = \int_{y_2}^{y_3} W(y) \cdot \frac{y_3 - y}{y_3 - y_1} dy \quad (6)$$

이제 영역 R_1 로부터 백질과 회백질의 부분체적에 해당되는 화소의 수를 계산할 수 있다. W' 을 영역 R_1 에서 뇌척수액의 부분체적에 해당되는 화소를 제거하고 난 후 남은 부분에 대한 히스토그램의 분포 함수라 할 때, $W'(y)$ 는 영역 R_1 에서 명암 값 y 에

해당되는 화소의 수이다. 이때 백질의 부분체적에 해당되는 화소의 수는 다음과 같다.

$$PV2 = \int_{y1}^{y3} W'(y) \cdot \frac{y-y1}{y3-y1} dy \quad (7)$$

PV1과 PV2의 합 PV는 주어진 PD 영상에서 백질에 해당되는 화소의 수이며, 이때 회백질에 해당되는 화소의 수는 다음과 같이 계산될 수 있다.

$$PG = \left[\int_{y1}^{y3} H(y) dy + \int_{y2}^{y3} W'(y) dy \right] - PV \quad (8)$$

그림 16은 지금까지 설명된 백질의 부분체적을 산출하는 과정을 보여주는 히스토그램이다.

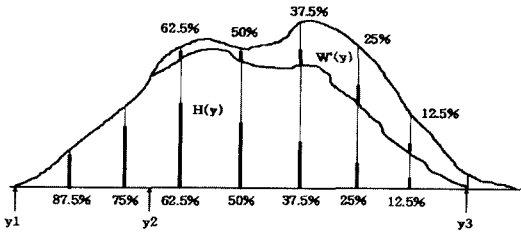


그림 16. 백질의 부분체적을 산출하는 히스토그램

3. 판별값의 결정 및 백질과 회백질의 분리

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 y1으로부터 각 명암 값에서의 화소의 수를 누적하여 누적된 화소의 수가 PV1 과 PV2의 합을 처음으로 포함하게 되는 명암 값 t를 판별값으로 결정하였다.

$$PV1 + PV2 \leq \int_{y1}^t T(y) dy \quad (9)$$

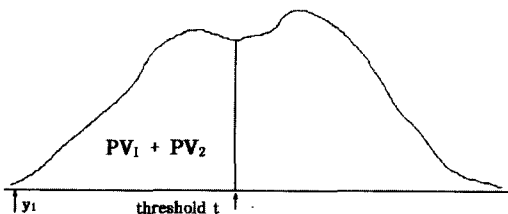


그림 17. 판별값 결정을 위한 히스토그램

그림 17은 이러한 판별값의 결정을 보여주는 히스토그램이며, 그림 18은 결정된 판별값에 의해 최종적으로 각 조직이 분리된 양성자 밀도영상이다. 뇌의 내부에서 밝게 표현되어 있는 부분은 뇌척수액이며 가장 어두운 부분이 백질 그리고 나머지 부분은 회백질 부분이다.

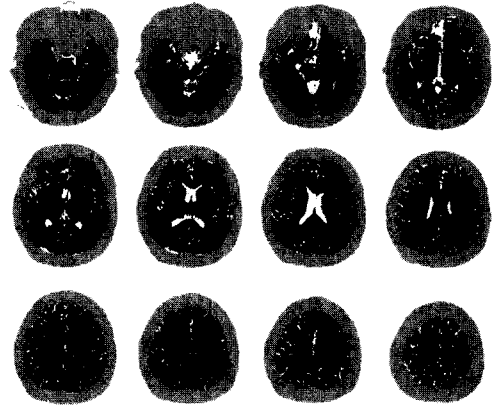


그림 18. 백질과 회백질 및 뇌척수액으로 분리된 양성자 밀도영상

V. 분리된 각 조직의 체적 산출

각 슬라이스에서 백질과 회백질 및 뇌척수액이 분리되고 난 후 분리된 각 조직을 구성하는 화소의 수를 이용하여 백질과 회백질의 체적을 계산할 수 있다. 이때 자기공명영상의 헤더에 보관되어 있는 정보 중 각 화소의 크기 및 슬라이스 사이의 간격에 대한 정보가 이용되며, 다음과 같은 식에 의하여 계산된다^{[5][13]}.

$$V = \sum_{i=1}^N \left((W_p \cdot X \cdot Y) \text{ of } S_i + (W_p \cdot X \cdot Y) \text{ of } S_{i+1} / 2 \right) \cdot D \quad (10)$$

N : 영상 슬라이스의 수, Si : 슬라이스 번호

Wp : 추출된 성분을 구성하는 화소의 수

X, Y : 한 화소의 가로 및 세로 길이

이상의 방법에 의해 산출된 체적은 표 1과 같다. 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 자기공명영상을 이용하여 진단 등의 의료활동을 수행하고 있

는 진단방사선 전문의의 일반적인 의학적 지식과 일치하며, 또한 백질과 회백질로 분리된 최종적인 영상에 대한 육안적 판단에서도 정확한 분리가 이루어지고 있다는 판단을 얻을 수 있었다.

표 1. 추출된 뇌의 각 조직에 대한 체적 테이블

연령	전체체적	백질의 체적	회백질의 체적	뇌척수액의 체적			
18	0.975	0.395	40.55%	0.481	49.30%	0.099	10.15%
20	0.955	0.349	40.78%	0.415	48.56%	0.091	10.66%
23	0.713	0.311	43.62%	0.328	46.01%	0.074	10.37%
29	0.739	0.289	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	49.58%	0.094	10.73%
38	0.822	0.328	39.88%	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%	0.468	51.92%	0.101	11.45%
49	0.918	0.336	36.65%	0.436	47.54%	0.145	15.80%
50	0.761	0.236	38.86%	0.357	46.96%	0.105	13.82%
52	0.770	0.259	33.61%	0.365	47.41%	0.148	18.98%
55	0.829	0.328	39.31%	0.368	44.15%	0.137	16.54%
55	0.850	0.297	34.93%	0.429	50.46%	0.124	14.58%
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	39.70%	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	36.86%	0.315	41.32%	0.171	22.47%
80	0.767	0.280	36.44%	0.319	41.54%	0.169	22.00%
평균	0.816	0.315	38.59%	0.383	46.91%	0.118	14.51%

VI. 결론

지금까지 화적소의 크기로 인한 부분체적의 문제로 인해 명암 값의 변진 현상을 보이고 있는 뇌에 대한 자기공명영상에서 각 성분의 부분체적을 고려하여 백질과 회백질을 분리할 수 있는 판별값의 결정 방법과 분리된 영상에서 백질과 회백질 그리고 뇌척수액의 체적을 산출하는 방법에 대하여 설명하였다.

실제 뇌의 구조에서 백질과 회백질은 매우 복잡한 구조로 섞여 있으며, 소량으로 존재하는 뇌척수액의 영향으로 자기공명영상기에 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 회백질 및 뇌척수액의 비율을 산출할 수 있도록 해석하였고, 해석된 비율에 따라 백질과 회백질에 대한 화소의 수를 구하였으며, 이를 근거로 백질과 회백질을 분리하기 위한 판별값을 결정하였다. 특히 뇌에 대한 자기공명영상은 사람마다 다른 명암 값의 분포를 가지며

또한 동일한 사람인 경우에도 슬라이스마다 다른 분포를 갖는다는 점을 고려하여 각 슬라이스마다 다른 슬라이스의 명암 값 분포와 관계없이 독립적으로 판별값을 추정함으로써 명암 값의 분포에 무관한 백질과 회백질 및 뇌척수액의 추출이 가능하도록 하였다.

본 연구에서 제안한 일련의 방법에 의해 얻어진 백질과 회백질 및 뇌척수액에 대하여 분리된 영상의 정확성 및 체적의 결과에 대한 타당성은 진단방사선 전문의의 충분한 검증에 의하여 확인할 수 있었으며, 이러한 연구 결과는 알츠하이머나 뇌성마비등과 같이 뇌 위축을 수반하는 퇴행성 뇌 질환을 앓고 있는 환자의 뇌 위축정도를 객관적으로 측정하여 질환의 조기진단을 위해 이용될 수 있을 것으로 본다. 향후 본 연구는 제안된 알고리즘의 정확한 검증을 위해 실제 뇌의 구조를 갖는 인공 모형물(phantom)을 이용하여 실험을 실시 할 계획이며, 또한 좀더 많은 경우에 본 알고리즘을 적용하여 사람의 뇌에 있어서 백질과 회백질의 체적에 대한 통계 자료를 얻고자 한다.

참고 문헌

- [1] 박일영, 권달관, 홍시영, "자기 공명 영상학", pp.11-55, 청구문화사, 1993.
- [2] A. Carrington and A. D. McLachlan, "Introduction to Magnetic Resonance", Chapman and Hall, London 1967.
- [3] J. Szumowski and D. B. Plewes, "Separation of Lipid and Water MR Imaging Signals by Chopper Averaging in the Time Domain", Radiology 165, pp.247-250, 1987.
- [4] M. A. Foster, "Magnetic Resonance in Medicine and Biological", Pergamon Press, New York, 1984.
- [5] 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, pp.210-212, 1999.
- [6] A. Brun and L. Gustafson, "Distribution of cerebral degeneration in Alzheimer's disease", Arch. Psychiatry 223, pp.15-33, 1976.
- [7] B. E. Tomlinson, G. Blessed, and M. Roth, "Observations on the brains of demented old

people”, J. Neurol. Sci. pp. 205 - 242, 1970.

[8] M. I. John, N. K. Tanna, and G. T. Herman, “Analysis of brain and cerebrospinal volumes with MR imaging”, Radiology 178, pp.115 - 122, 1991.

[9] 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.

[10] H. Suzuki and J. Toriwaki, “Automatic Segmentation of Head MRI Images by Knowledge Guided Thresholding”, Computerized Medical Image Graphics, Vol.15, No4, pp.223-240, 1991.

[11] M. S. Atkins and B.T. Mackiewich, “Fully Automatic Segmentation of the Brain in MRI”, IEEE Transaction on Medical Image, Vol.17, No. 1, pp.98-107, 1998.

[12] NEMA draft documentation, “Digital Imaging and Communications in Medicine(DICOM)”.

[13] M. J. Carlotto, “Histogram Analysis Using a Scale-Space Approach”, IEEE Trans on PAMI, pp.121-129, Jan 1987.

[14] S. E. Umbaugh, “Computer Vision and Image Processing: A Practical Approach Using CVIPtools”, Prentice Hall PTR, pp.12-36, 1998.

[15] R. D. Henkei, “Segmentation in Scale-Space”, Proceedings of 6th International Conference on Analysis of Images and Pattern, CAIP 1995, Prague 1995.

[16] D. H. Ballard and C. M. Brown, “Computer Vision”, Prentice-Hall, 1st Ed., pp.149-165, 1987.

성 윤 창(Yun-chang Sung)

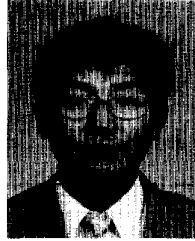
정회원



1987년 2월 : 충남대학교
계산통계학과 졸업,
이학사
1989년 2월 : 충남대학교 대학원
전산학과 졸업, 이학석사
1998년 3월~현재 : 충남대학교
컴퓨터 공학과 박사과정

<주관심 분야> 의학영상처리

송 창 준(Chang-jun Song)



1985년 2월 : 충남대학교 의과
대학 졸업, 의학사
1990년 2월 : 충남대학교
대학원 의학과 졸업,
의학석사
1997년 2월 : 전북대학교
대학원 의학과 졸업,
의학박사

1993년~현재 : 충남대학교 의과대학 진단방사선과 부
교수

<주관심 분야> 진단 방사선학, 퇴행성 뇌질환의 진
단, 의공학

노 승 무(Seung-moo Noh)



1976년 2월 : 충남대학교
의과대학 졸업, 의학사
1978년 2월 : 충남대학교
대학원 졸업, 의학석사
1994년 2월 : 전북대학교
대학원 의학과 졸업,
의학박사.

1980년~현재 : 충남대학교 의과대학 일반외과 부교수
<주관심 분야> 위암, 의공학

박 종 원(Jong-won Park)

정회원



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

<주관심 분야> 영상처리, 병렬처리, 의공학