

MR 뇌 영상에서 물리 기반 영상 개선 작업을 통한 효율적인 회백질 경계 검출 방법

은성중*, 황보택근**

요약

의료 영상처리 분야에서의 일반적인 객체 인식 방법은 픽셀들의 밝기 정보, 형태 정보, 패턴 정보 등 다양한 컴퓨팅 처리 방법으로 수행되어 진다. 그러나 컴퓨팅 방법에 사용되는 다양한 정보들이 의미가 없을 경우 객체인식에 많은 제약이 따르게 된다. 따라서 본 논문은 이러한 컴퓨팅 처리의 근본적인 제약사항을 해결하고자, MR 의료 영상에서의 물리적인 이론에 기반한 영상처리 방법을 전처리에 활용하고자 한다. 제안된 방법은 대비 개선 작업을 주된 목적으로 하는 SWI(Susceptibility Weighted Imaging) 처리를 통해 의미 있는 전처리 작업을 수행하고, 이에 대한 결과를 텍스처 분석을 통해 MR 뇌 영상의 회백질을 효과적으로 검출하는 과정으로 구성된다. 실험결과 제안 방법은 평균 영역차이가 5.2%로 기존의 대표적인 영역분할 방법에 비해 보다 효율적임을 증명하였다.

키워드 : 자화 강조 영상, 위상 펼침, 뇌 영역 분할, 자기공명 영상, 텍스처 분석

Effective Gray-white Matter Segmentation Method based on Physical Contrast Enhancement in an MR Brain Images

Sung-Jong Eun*, Taeg-keun Whangbo**

Abstract

In medical image processing field, object recognition is usually carried out by computerized processing of various input information such as brightness, shape, and pattern. If the information mentioned does not make sense, however, many limitations could occur with object recognition during computer processing. Therefore, this paper suggests effective object recognition method based on the magnetic resonance (MR) theory to resolve the basic limitations in computer processing. We propose the efficient method of robust gray-white matter segmentation by texture analysis through the Susceptibility Weighted Imaging (SWI) for contrast enhancement. As a result, an average area difference of 5.2%, which was higher than the accuracy of conventional region segmentation algorithm, was obtained.

Keywords : Susceptibility Weighted Imaging (SWI), Phase Unwrapping, Brain Segmentation, MR image, Texture Analysis

1. 서론

※ 교신저자(Corresponding Author):Taeg-keun Whangbo

접수일:2013년 04월 04일, 수정일:2013년 06월 27일

완료일:2013년 06월 30일

* 가천대학교 일반대학원 전자계산학과

Tel: +82-31-750-5748, Fax: +82-31-750-8666

email: asclephios@hotmail.com

** 가천대학교 IT대학 컴퓨터미디어융합과

Tel: +82-31-750-5419,

email: tkwhangbo@gachon.ac.kr

■ "본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신산업진흥원

자기 공명 영상 (MRI : Magnetic Resonance Image)은 단층 사진 (CT : Computerized Tomography), 양전자 방사 단층 사진 (PET : Positron Emission Tomography), 초음파 (US : Ultrasound) 등과 같은 의학용 영상 장치의 출현

의 IT융합 고급인력과정 지원사업의 연구결과로 수행 되었음" (NIPA-2013-H0401-13-1001)

과 함께 객체 모델링, 디스플레이 방법들을 통해 의학적 형태와 구조, 실제 객체와 다른 특성들을 추출하는데 사용되고 있다[1]. 이러한 영상을 통해 얻어진 인체 내부의 단면 정보를 이용하여 특정 장기의 분리와 같은 의료영상 처리기술은 치료나 수술을 위한 계획이나 방법 등을 결정하는데 매우 중요한 역할을 한다.

이러한 목적을 위해 의료 영상처리 기술을 활용하여 전문의 진단에 보조적인 수단으로 특정 장기, 즉 객체의 인식 작업이 오래전부터 연구되어 오고 있다.

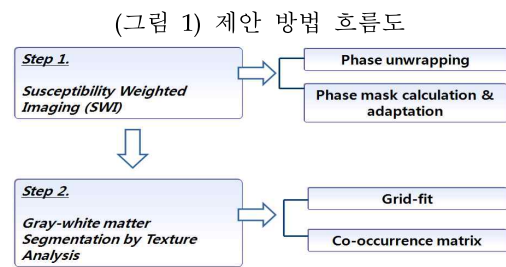
기존의 객체 인식에 사용되는 대표적인 영상처리 방법은 임계값 기법, 에지 검출 기법, 영역성장법, 텍스처 특징 값을 이용하는 기법 등 다양한 방법들이 사용되고 있다[2-5]. 또한 이외에 경계선 정보 처리 기반의 ACM(Active Contour Model)인 Snake 방법으로 에너지 값이 최소가 되는 지점으로 수렴해 나가 최적의 경계선을 검출하는 방법도 제안되었다. 그러나 이러한 방법은 사용자 정보의 개입이 많은 것과 음영이 있는 곳 혹은 모호한 경계부분에서 부정확한 결과가 도출되는 단점을 가지고 있다. 이러한 대표 영상분할 알고리즘은 픽셀 정보의 차이에서 시작되어진다. 입력 정보인 픽셀의 차이는 밝기 값의 차이나 연결 정보인 형태, 패턴의 차이로 결정되어진다. 그러나 이러한 입력 정보에서 그 차이가 발견되지 못한다면 영역 분할의 정확도는 현저히 낮아진다. 따라서 본 논문은 이러한 컴퓨팅적인 문제점을 해결하기 위해 의료 영상처리에서의 MR 이론을 활용하여 효과적인 객체 인식 방법을 제안하고자 한다.

자기공명영상은 핵자기공명(NMR)을 이용하여 영상을 얻는 검사이다[6]. 공명이란, 주파수가 같은 자극에 대한 증폭 반응으로, NMR에서는 핵의 주파수와 같은 주파수(공명주파수)의 전파로 핵을 자극할 때, 핵에서 나오는 신호를 측정한다. 자기장 내에서 우리 몸은 약한 자석이 되며 조직에 따라 자화되는 정도가 다르기 때문에, 이 차이를 측정해서 컴퓨터 그래픽화한 것이 MRI가 되는 것이다. 이러한 MRI는 크게 3가지 형태로 프로톤 밀도(Proton Density) 영상, T1 영상, T2 영상을 획득 할 수 있다[7-8]. 또한 이러한 얻어진 영상들은 원시 데이터(Raw data)인 K-space 데이터에서 구축 방법에 따라

Magnitude 영상과 Phase 영상으로 재구성할 수 있다. 본 논문에서 사용되는 SWI(Susceptibility Weighted Imaging) 처리 방법은 이러한 Magnitude 영상과 Phase 영상 정보를 이용하여 혈관이나 뇌 조직 부근의 대비 개선을 효과적으로 도와주는 방법을 말한다. 본 개선 작업은 일반 MR영상에서 확인이 되지 않는 뇌 혈관 부분이나 뇌 조직간의 경계 등 놓칠수 있는 정보들을 확인 할 수 있는 상당히 중요한 부분이라고 할 수 있다. 본 논문은 해당 방법을 영상처리 방법의 전처리 작업에 활용함으로써, 기존 대비 개선에 이은 객체 인식 방법보다 효율적이고 정확한 처리 방법을 제안하고자 한다. SWI 처리 방법에 사용된 Phase의 개선 방법은 처리의 효율성을 위해 비교적 간단한 방법을 활용하였고, SWI 처리 결과에 이은 객체 인식 방법은 텍스처 분석 방법을 통해 MR 뇌 영상의 회백질 경계를 검출하였다. 본 방법은 이러한 MR 물리기반 방법의 활용으로 기존 컴퓨팅 처리 방법에 비해 보다 효율적임을 증명하고자 제안되었다.

2. 제안 방법

본 논문은 MR 뇌 영상에서의 회백질 경계를 찾기 위해 기존 영상처리 방법에 MR 이론을 전 처리에 접목시킨 효율적인 방법을 제안한다. 이를 위해 크게 2단계로, 첫 번째는 위상 펼침(Phase unwrapping)방법이 활용된 SWI처리 방법, 그리고 두 번째는 Grid-fit 방법 기반의 영상보정 후 텍스처 분석을 통한 회백질 경계를 찾는 과정으로 되어 있다. 제안 방법은 기존 영상처리 방법에 비해 MR 이론을 통해 효과적인 영상 개선 작업을 수행하는 것이 가장 큰 특징이며 본 제안 방법의 흐름도는 다음 (그림 1)과 같다.



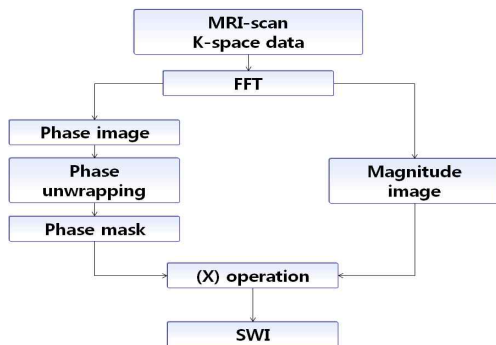
(Figure 1) Flowchart of proposed method

2.1 SWI(Susceptibility Weighted Imaging)

MR 영상의 대조도는 T1, T2, Proton 강조영상으로 나타내지만 새로운 대조도 강조영상인 SWI 기법은 조직 상호간 자화율(Susceptibility) 차이를 이용한 3차원 경사자계 검사법을 말한다. 자화율이란 어떤 조직이나 물질이 일정한 세기의 외부 자장에 노출될 때 그 조직이나 물질이 느끼는 자장이 그 물질의 특성에 따라 달라지는데 조직이 느끼는 자기장의 세기는 자화율과 외부자장의 세기에 비례한다고 할 수 있다. 자화율에 따라 조직이 느끼는 자장은 외부 자장보다 증가되거나 감소하게 된다. 전자의 경우를 상자성이라 하며 철, 구리, 가돌리늄, 산소분자 등이 이에 속하며, 후자를 반자성이라 하며 대부분의 연부조직이 이에 속한다. 자화율에 영향을 미치는 요인은 외부자장의 세기가 클수록, TE가 클수록, FOV가 클수록, Voxel size가 클수록, 상자성 물질의 농도가 높을수록, Field Echo(GRE)를 사용했을 때 자화율 효과가 크다[9]. 이러한 자화율의 차이 특성으로 인해 회백질의 조직 간 포함 성분에 따라 서로 다른 대비 차이를 가질 수 있게 된다.

본 논문에서 사용되는 SWI는 phase 영상의 개선 작업이 주된 처리 과정이며, 이를 위해 phase 영상의 보정 방법인 Phase unwrapping 방법을 사용한다. 이후, 개선된 Phase 영상을 원래의 Magnitude 영상에 적용함으로써 MR 뇌 영상의 회백질 조직간의 대비 개선이 처리된 최종 결과를 얻을 수 있다. 다음 (그림 2)는 SWI의 전체 처리과정을 나타낸다.

(그림 2) SWI 전체 처리과정



(Figure 2) Whole process of SWI

2.1.1 Phase Unwrapping

일반적으로 MRI에서 얻어진 phase information 데이터는 phase 영상 자체로도 의미가 있으며, field map, velocity mapping, Susceptibility mapping, Fat quantification 등 다양한 분야에 활용이 가능하다[10]. 그러나 9.4T와 같은 high field 에서는 거의 모든 데이터가 phase wrapping에 영향을 받아, 앞서 언급한 Application들을 처리하기 위해선 phase unwrapping 작업이 선행되어야 한다. 일반적으로 phase wrapping은 noise, artifact, undersampling으로 인한 부족한 resolution 등 다양한 원인이 있지만, 이 중 가장 큰 요인은 필드의 비균일성(Inhomogeneity)이라고 할 수 있다. 즉, 이러한 필드 문제는 high field로 갈수록 이에 대한 영향은 점점 커지게 되며 wrapping에 대한 부분도 심해지는 경향이 있습니다. 이로 인해 high field 일수록 unwrapping method의 필요성이 점차 커지고 있으며, 다양한 방법들이 연구되고 있다[11-12].

Phase unwrapping은 wrapping된 phase로부터 원래의 true phase를 찾기 위해 복원하는 과정을 말한다. 즉, true phase(ψ)는 다음 식 1과 같이 계산할 수 있다.

$$\psi = \psi^* + k(2\pi) \tag{1}$$

ψ^* 는 wrapping된 phase를 나타내며 이에 적절한 k (상수)를 구하는 것으로 되어 있다. 그러나 이를 풀기 위한 유일한 k 값은 존재하지 않지만, 인접한 측정점(픽셀)의 상대적인 값만 알면 unwrap을 할 수 있으므로, 인접한 픽셀의 phase 차이가 $-\pi \sim +\pi$ 사이에 존재하도록 적절한 k 값을 선정하는 과정이라고 할 수 있다.

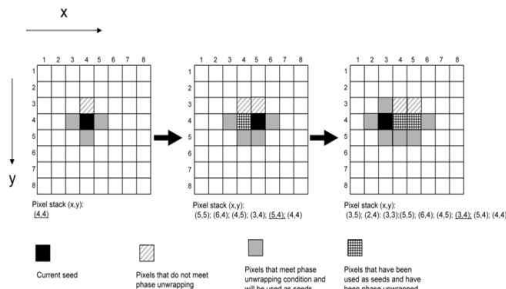
실제로 Dixon method[13]에서 활용되고 있는 Minimum-norm과 Path-following은 대표적인 방법으로 가장 널리 사용되는 방법이다. Minimum-norm method[14]는 cost 함수의 최소화 작업을 통해 unwrapping을 수행하는 것으로 true phase와 measured phase의 차에 이은 least-square 문제 혹은 L2 문제를 해결함으로써 수행된다. 즉 차이 값인 residual 값의 제곱의 합이 최소가 되는 다항식 계수를 구함으로써 처리되어지며 차수에 의해 선형, 비선형이 결정된다.

Minimum-norm의 개선형으로 model-base 방법으로 polynomial 혹은 테일러 급수를 통한 방법들이 연구되고 있다. 해당 방법은 지역적인 noise나 phase 부합에 영향을 덜 받지만, 파라미터의 복잡성으로 인해 연산량, 처리시간 등의 단점을 안고 있다. 물론 이러한 연산량의 문제점 해결 방안으로 병렬 프로세싱들이 많이 시도되고 있는 추세이다.

Path-following method는 크게 Branch-cut[15]과 Quality-map guide[16]방법으로 나누어진다. Branch-cut은 phase map의 gradient 계산을 2x2 loop의 픽셀 사이즈로 처리하여 각 gradient의 합으로 residual 값을 구한다. 계산된 residual의 부호에 따라 positive, negative pole로 결정되며 서로 다른 반대 부호의 폴로 연결된 지점을 Branch cut으로 정하고, 해당 branch cut 정보를 기반으로 phase unwrapping이 처리되어 진다. Quality-map guide는 앞서 언급한 Branch cut 대신 phase 분산을 통해 얻어진 phase-quality map을 통해 unwrapping에 대한 가이드를 제공해주는 방법으로 초기 reference point와 quality map의 선택과 사용, unwrapping의 criteria의 설정으로 region growing의 처리 방법과 상당히 유사하다.

Region growing[17]은 Three-point dixon[18]에서 활용된 방법으로, 픽셀의 stack이라는 개념으로, unwrap의 대상이 되는 픽셀들을 찾아 지속적으로 stack에 등록하여, stack에 새로 추가되는 정보가 있다면 지속적으로 unwrap을 수행하는 시퀀스로 되어 있다. 본 논문에서 사용되는 unwrapping 방법은 해당 Region growing방법을 사용하였고 처리 방법은 언급했던 것처럼 다음(그림 3)과 같이 수행된다.

(그림 3) Region growing 위상 펼침 방법



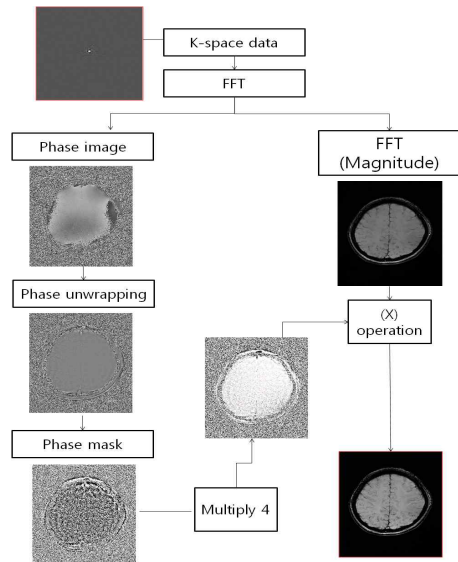
(Figure 3) Region growing phase unwrap

(그림 3)에 의하면 검은 픽셀이 초기 매뉴얼로 설정된 seed point가 되고, 주변에 가까이 인접한 4방향의 픽셀의 phase 차를 계산하여 설정한 임계값보다 작을 경우 해당 픽셀을 그 다음 seed point로 활용하고 포인트는 스택에 저장한다. 이와 같은 방법으로 지속적으로 스택에 저장된 픽셀들을 seed point로 사용하면, 스택에 새로운 seed point가 들어오지 않을 때까지 해당 지점의 unwrap을 수행한다.

2.1.2 Mask의 생성과 적용

앞서 언급한 phase unwrapping을 통해 개선된 phase 영상을 통해 원래의 magnitude 영상에 적용시킬 phase mask를 생성하는 단계로 본 논문에서는 positive mask를 사용하여 처리되어 진다. 이는 phase값의 범위가 0과 $-\pi$ 일 경우, 해당 phase값을 1로 suppress하는 과정을 말한다. 계산된 positive mask를 짝수배로 곱함으로써 적절하게 개선된 phase 영상을 만들 수 있게 된다. 본 논문에서 사용한 곱 상수는 4로 설정하였고, 이는 실험에 의해 최적이라고 판단되는 결과값을 찾아 설정한 것이다. 이후 생성된 phase mask는 원래의 magnitude 영상에 곱함으로써 SWI의 처리가 완료되며, 이에 대한 단계별 처리 결과는 다음(그림 4)에 나타내었다.

(그림 4) SWI 단계별 처리결과



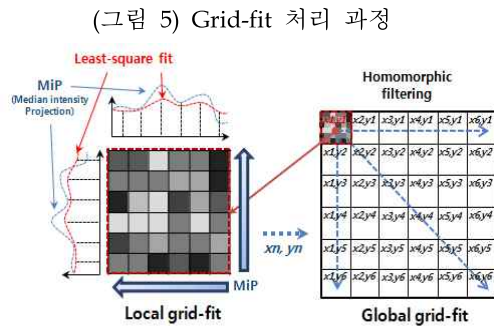
(Figure 4) SWI result of processed step

2.2 텍스처 분석을 통한 회백질 경계선 검출

앞서 처리된 SWI방법을 통해 기존의 영상 개선 방법들보다 보다 효과적이고 의미있는 개선 작업을 수행하고자 하였다. 본 단계에서는 처리된 SWI 처리에 이어 Grid-fit 방법을 통하여 영상의 비균일성을 보정하고 텍스처 분석을 통해 MR 뇌 영상의 회백질 경계를 검출한다.

2.2.1 Grid-fit

본 논문에서 사용하는 최종 회백질 경계 검출 방법은 텍스처 분석 방법 중 하나인 Co-occurrence matrix를 계산하여 처리되어 진다. 해당 텍스처 분석 방법을 처리하기 전에 영상의 잡음 제거 및 비균일성 보정을 위해 Least-square 기반의 Grid-fit 방법을 사용한다. 본 방법은 입력영상을 임의의 영역으로 구분하여 로컬 영역의 보정을 그리드 전체를 대상으로 처리한 후, Homomorphic filter[19]를 통해 global한 비균일성 보정을 수행하는 것을 말한다. 이에 대한 처리 개념은 (그림 5)에 표현된다.



(Figure 5) Processing of Grid-fit

본 처리 방법에서의 그리드 영역 기준은 6X6으로 설정하였고, Least-square 다항식의 경우 3차 방정식으로 풀이하였다. 이는 spike한 impulse성 잡음의 제거와 함께 최소한의 intensity의 방향성을 가지기 위해 3차 방정식으로 처리하였다. 그리고 해당 Least-square 방법에 사용된 입력값은 Local 그리드 영역의 x,y 축의 중간값을 projection하여 각 축에 대한 대표값을 얻었다. 그리고 각 x,y축에 대해 보정된 Least-square fitting 결과 값을 통해, 각 x, y축에 서로 매칭되는 두 개의 값의 중간 값을 보정된 Local grid-fit 결과값으로 채워넣는다. 이와

같은 방법으로 각 그리드 영역마다 보정을 하고, 최종 전체영상을 보정하기 위해 homomorphic filter를 통해 비균일성을 완화하는 작업을 수행한다.

2.2.2 텍스처 분석 방법

Grid-fit 방법을 통해 영상의 비균일성을 보정한 후, Co-occurrence matrix[20] 계산을 통한 텍스처 분석을 수행하는 단계이다.

Co-occurrence matrix는 텍스처 영상 영역화에 많이 쓰이는 방법 중 하나로서, (x1, y1) 위치의 화소값과 (x2, y2) 위치의 화소값 분포를 나타내는 2차 통계량을 바탕으로 하는 텍스처 분류 방법이다. 측정된 윈도우의 크기가 MxN (3x3)이고, Gray level이 L-level인 영상의 Co-occurrence matrix C는 LxL 크기이며 식 (2)와 같이 구해진다.

$$C = C_0 + C_{\pi/2} + C_{\pi} + C_{3\pi/2} \quad (2)$$

C_θ는 θ방향에 인접한 픽셀쌍의 Co-occurrence matrix를 나타낸다. 회백질 영역의 경계선을 검출함에 있어 본 텍스처 분석 방법을 사용한 이유는 동질성을 갖는 영역을 유연하게 검출하기 위함으로, 본 논문에서는 ASM(Angular Second Moment)와 ENT(Entropy)를 이용하여 한 윈도우 안에 픽셀의 밝기값이 얼마나 질서 정연하게 변화하는지를 나타내는 영역을 찾도록 하였다. 식 (3)은 ASM과 ENT의 계산을 나타낸다.

$$ASM: \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} P_{i,j}^2 \quad ENT: \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} P_{i,j} (-\ln P_{i,j}) \quad (3)$$

위 식의 P_{i,j}는 각 셀의 경중율로 이용되는 것으로 ASM의 값이 클수록 픽셀의 밝기값 변화는 질서정연하다고 할 수 있다. 이후, 계산된 텍스처 분석 영상에서 이진화를 수행한다. 이에 사용된 임계값 결정 방법은 OTSU[21]를 사용하였고, 해당 임계값은 텍스처 분석을 통해 검출된 회백질 영역 내부에 회질과 백질을 구분하기 위한 임계값 설정을 통해 처리되어 진다. 이후 검출된 경계의 돌출화소를 제거하기 위해 Median filter를 수행하여 이를 보정하여 MR 뇌 영상의 최종 회백질의 경계를 검출한다.

3. 실험결과 및 분석

본 논문에서 제안한 알고리즘을 평가하기 위해 Human MR 뇌 영상들의 전문의 수작업 평가와 비교하였다. 해당 실험 데이터의 스캔 파라미터는 다음 <표 1>과 같다.

<표 1> 실험데이터의 스캔 파라미터

Name	Parameter
sequence	Gradient echo
TR	28ms
TE	20ms
Slice thickness	2.45mm
Flip angle	15°
Acquisition matrix	448x245
FOV	250mm(Read out), 195mm(Phase encoding)

<Table 1> Scan parameter of experiment data

평가 기준은 총 30장의 Human MR 영상의 전문의 수작업 결과를 이용하였으며, 추출한 경계를 기준으로 구분된 회질과 백질의 영역을 전문의 결과의 비교를 통해 추출된 면적을 성능 비율로 계산하였다. 해당 정확도의 계산은 식 (6)과 같다.

$$R_{diff} = \frac{|R_{criteria} - R_{proposed}|}{R_{criteria}} \times 100 \quad (6)$$

위 식 (6)에서 Rdiff는 영역 차이 비율을 나타내며, Rcriteria는 기준 영상의 영역, Rproposed는 제안 방법의 영역 인식 결과를 나타낸다.

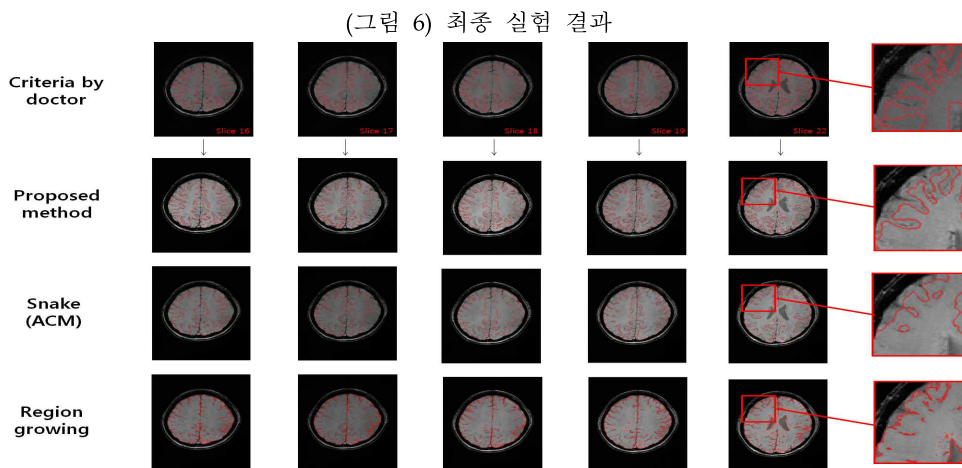
본 실험의 정확도 검증을 위해 영상 전문의 3인에 의해 의견을 절충하여 하나의 기준선을 생성하여 제안 결과와 위 식 (6)을 통해 평가하였다. 기준선의 생성은 Adobe Photoshop CS을 통해 생성하였고 비교 대상은 영역기반 방법 중 대표적인 분할 방법인 Region growing[22] 방법과 Active Contour Model방법의 대표적인 방법인 Snake[23] 모델과의 결과비교를 수행하였다. 다음 <표 2>은 정확도(평균 영역 차이) 결과를 나타내고, (그림 6)은 실험 결과를 나타낸다. 이에 대한 영역 차이 비율의 평균 결과를 <표 2>에 나타내었다.

<표 2> 평균 영역 차이 비교결과

Method	Average area difference ratio
Region growing	12.5%
Snake	9.2%
Proposed method	5.2%

<Table 2> Average area difference ratio

본 실험의 평균 영역 차이는 각 장의 회질과 백질의 영역차이 비율의 중간값으로 계산하였고, 이를 총 30장 슬라이스의 평균으로 최종 계산하였다. 기존 방법의 경우 영상 개선의 경우 SWI 처리 방법과 같이 의미있는 phase 값의 개선이 적용되지 않은 상태에서 수행되었기 때문에 부정확한 결과가 도출되었다. 이에 대한 결과 영상은 다음 (그림 6)에서 나타난다. 참고로 비교 대상인 기존 방법의 임계값 설정은 전문의 기준과의 차이가 가장 적은 결과를 매뉴얼하게 찾아 직접 설정하였다.



(Figure 6) Final results of experiment

4. 결론

본 논문은 의료 영상 처리에 사용되는 일반적인 영상처리 방법의 한계점을 해결하고자, MR 이론의 SWI 처리 방법을 통해 효과적인 영상 개선 작업을 수행하여, 객체 인식의 정확도를 높이고자 제안되었다. 제안된 방법은 SWI의 처리 방법을 통한 의미있는 phase값의 개선과 Grid-fit이 활용된 텍스처 분석을 통해 효과적인 뇌 영역의 회백질 경계를 검출하는 알고리즘을 제안하였다. 본 방법은 그레이 스케일 영상의 일반적인 밝기값 처리에 접근하지 않고, 조직간의 자화율에 근거하여 의미있는 phase 값의 개선 작업을 수행하였다. 그 결과 총 30장의 Human MR 뇌 영상을 대상으로 평균 5.2%의 영역차이로 기존의 픽셀의 차이 정보만을 고려한 방법들보다 높은 정확도가 산출되어, 전처리에 SWI 처리를 활용한 제안 방법이 의미가 있음을 확인하였다. 그러나 SWI처리 이후에 임펄스 잡음이 더 많을 경우, 혹은 원본 그레이 영상보다 더 왜곡된 경우엔 경계의 검출 정확도가 낮았다. 물론 이러한 부분은 MR 스캐닝 자체에 문제가 있었으며, 가장 큰 요인은 스캔 보정(Shimming) 문제라고 판단된다. 또한 조직간의 자화율 차이가 크지 않은 경우, phase 개선 역시 크지 못해 기존 방법과 비슷한 정확도가 검출되기도 하였다. 즉 본 제안 방법은 MR 스캔 자체가 완벽할 수는 없지만, 비교적 High Quality의 SNR을 같은 영상으로 촬영됨을 전제로 이루어져야 한다. 본 논문은 컴퓨팅 처리에 있어 MR 이론의 접목으로 기존의 컴퓨팅 방법의 개선 가능성을 검증하고자 시작되었으며, 향후 보다 다양한 MR이론과 컴퓨팅 처리 방법의 의미있고 적절한 융합으로, 일반적인 영상처리 방법의 한계점 극복에 도움이 될 수 있는 방법들을 연구할 예정이다.

References

- [1] Lih-Shyang Chen and R. Marc, Sontag, "Representation, Display, Manipulation of 3D Digital Scene and Their Medical Application," Computer Graphics and Image Processing, Vol.48, pp.190-216, 1992.
- [2] S. Hemachande, A. Verma, S. Arora, and Prasanta K. Panigrahi, Locally Adaptive Block Thresholding Method with Continuity Constraint. Pattern Recognition Letters, Vol.28, pp.119-124, 2007.
- [3] C. C. Kang and W. J. Wang, A Novel Edge Detection Method Based on Maximization of the Objective Function. Pattern Recognition, Vol.40, No.2, pp.609-618, 2007.
- [4] R. C. Gonzalez and P. Wintz, Digital Image Processing, 3rd Ed., Addison-Wesley, 1993.
- [5] In-Kue Park, Hyeon-Cheol Pak, A Study on Edge Detection of Fuzzy Entropy using Variable Length, Journal of digital contents society, Vol.9, No.2, pp.357-362, 2008.
- [6] R. I. Shrager, G. H. Weiss, and R. G. S. Spence, NMR Biomed., Vol.11, pp.297-305, 1998.
- [7] R. V. Damadian, Science, Vol.171, pp.1151-1153, 1971.
- [8] R. A. de Graaf, P. B. Brown, S. McIntyre, T. W. Nixon, K. L. Behar, and D. L. Rothman, Magn, Reson. Med., Vol.56, pp.386-394, 2006.
- [9] 김현호, 하본철, 김동원, 박태련, 강준식, "Brain MRI에서 기저핵 부위의 미세출혈 발견을 향상을 위한 SWI의 유용성", 대한자기공명기술학회, 제17권, 1호, pp.92-98, 2007.
- [10] Goldstein RM, Zebker HA, Werner CL. Satellite radar interferometry: two-dimensional phase unwrapping. Radio Sci, Vol.23, pp.713 - 720, 1988.
- [11] Essig M, Reichenbach JR, Schad LR, Schnöberger SO, Debus J, Kaiser WA. High-resolution MR venography of cerebral arteriovenous malformations. Magn Reson Imaging 1999;17:1417 - 1425.
- [12] Lee BCP, Vo KD, Kido DK, Mukherjee P, Reichenbach J, Lin W, Yoon MS, Haacke EM. MR high-resolution blood oxygenation level-dependent venography of occult (low-flow) vascular lesions. AJNR Am J Neuroradiol 1999;20:1239 - 1242.

[13] Dixon WT. Simple proton spectroscopic imaging. Radiology 1984;153:189 - 194.

[14] Schneider E, Glover G. Rapid in vivo proton shimmi ng. Magn Reson Med 1991;18:335 - 347.

[15] Chavez S, Xiang QS, An L. Understanding phase maps in MRI: a new cutline phase unwrapping meth od. IEEE Trans Med Imaging 2002;21:966 - 977.

[16] Ghiglia DC, Pritt MD. Two-dimensional phase unwrapping: theory, algorithms, and software. New York: John Wiley & Sons; 1998.

[17] Szumowski J, Coshow WR, Li F, Quinn SF. Phase unwrapping in the three-point Dixon method for fat suppression MR imaging. Radiology 1994;192:555 - 561.

[18] Glover GH, Schneider E. Three-point Dixon techniq ue for true water/fat decomposition with B0 inhomogeneity correction. Magn Reson Med 1991;18:371 - 383.

[19] S.E. Umbaugh, "Computer Imaging: Digital Image Analysis and Processing", CRC Press, Florida, 2005

[20] B. Chande and D. Dutta Majumder, "A note on the graylevel co-occurrence matrix in threshold selectio n," Signal Processing, Vol.15, No.2, 1988(9).

[21] N. Otsu, "A Thresholding Selection Method from Gray-scale Histogram," In IEEE Transactions on S ystem, Man, and Cybernetics, Vol.9, No.1, pp.62-66, 1979.

[22] J. L Muerle and D. C.Allen, Experimental Evaluatio n of a Technique for Automatic Seg mentation of Objects in Complex Scenes. IPPR, Thompsom, 1968.

[23] M. Kass and A. Witkin, Demetri Terzopoulos Activ e Contour Models. International Journal of Compute r Vision, Vol.1, pp.321-331, 1988.



은성중

2009년 :경원대학교 대학원 (전자계산학 석사)
2011년 :경원대학교 대학원 (전자계산학 박사 수료)

관심분야 : 의료영상처리 (Medical image processong), 그래픽스 (Graphics)



황보택근

1988년 : CUNY 대학원 (컴퓨터학 석사)
1995년 : SIT 대학원 (컴퓨터학박사)

1988년~1993년: Q-Systems, Technical Staff
1995년~1997년: 삼성종합기술원전문연구원
1997년~ 현재 : 가천대학교 IT대학 정교수
2010년 ~ 현재 : IT융합 헬스케어기기 연구단장
2011년 ~ 현재 : 경기모바일앱센터장

관심분야 : 그래픽스(Graphics), 영상처리(Image processing), 머신러닝(Machine learning), U-헬스(U-health)