

# Parametric Image Generation and Enhancement in Contrast-Enhanced Ultrasonography

Shin-Hae Kim<sup>†</sup> · Eun-Lim Lee<sup>†</sup> · Eun-Bee Jo<sup>†</sup> · Ho-Joon Kim<sup>††</sup>

## ABSTRACT

This paper proposes image processing techniques that improve usability and performance in a diagnostic system of the contrast-enhanced ultrasonography. For a methodology for visualizing diagnostic parameter data in an ultrasonic medical image, an expression of transition time data with successive pixel values and a method of generating a lesion diagnostic parameter image with four categorized values are presented. We also introduce a MRF-based image enhancement technique to eliminate noises from generated parametric images. Such parametric image generation technique can overcome the difficulty of discriminating dynamic change in patterns in the ultrasonography. The technique clarifies the contour of the region in the original image and facilitates visual determination of the characteristics of the lesion through four colors. With regard to this MRF-based image enhancement, we define the energy function of consecutive pixel values and develop a technique to optimize it, and the usability of the proposed theory is examined through experiments with medical images.

**Keywords :** Medical Ultrasonography, Image Processing, Image Enhancement, Contrast Enhancement, Parametric Imaging

## 조영증강 초음파 진단에서 파라미터 영상 생성 및 개선 기법

김 신 해<sup>†</sup> · 이 은 림<sup>†</sup> · 조 은 비<sup>†</sup> · 김 호 준<sup>††</sup>

## 요 약

본 논문에서는 조영증강 초음파 진단시스템에서 유용성과 성능을 개선하기 위한 영상처리 기법을 제안한다. 의료초음파 영상에서 진단 파라미터 데이터를 가시화 하는 방법론으로서 연속적인 픽셀 값을 갖는 전이시간 데이터의 표현과, 4가지 유형의 값으로 분류되는 병변 진단 파라미터 영상을 생성하는 방법을 제시한다. 또한 생성된 파라미터 영상에서 노이즈를 제거하기 위한 방법론으로서 MRF 모델을 이용한 영상개선 기법을 제안한다. 이러한 파라미터 영상 생성기법은 초음파 진단 데이터에서 조영증강 패턴의 동적인 변화에 대한 육안 판별의 한계를 극복할 수 있게 한다. 제안된 방법은 원영상에서 영역의 윤곽선을 명확하게 하며 4가지 색상을 통하여 병변의 특성에 관한 시각적 판단을 용이하게 한다. MRF기반 영상개선 과정에서 연속적인 픽셀 값에 대한 에너지함수를 정의하고 이를 최적화 하는 기법을 개발하였으며 실제 의료영상을 사용한 실험을 통하여 제안된 이론의 유용성을 평가하였다.

**키워드 :** 의료 초음파, 이미지 프로세싱, 이미지 개선, 조영증강, 파라미터 영상

## 1. 서 론

컴퓨터를 활용한 영상처리 기술이 발전하면서 이를 이용하여 초음파 진단의 성능을 개선하고자 하는 연구가 최근 들어 다양하게 시도되고 있다[1, 2]. 예컨대 영상에서 조영증

강 효과의 전이 시간과 조영증강 패턴의 특성을 간 섬유화 진단 및 병변 특성 분석에 적용하는 연구가 발표된 바 있다 [3-6]. 그런데 조영증강 패턴의 동적인 변화 과정은 매우 빠른 속도로 진행되어 그 특성을 육안으로 판별하기가 매우 어렵다. 이에 본 연구에서는 조영증강 패턴의 다양한 특성을 정적인 단일 영상으로 표현하는 방법을 제시하고, 영상에서 노이즈와 왜곡을 개선하는 방법론을 제안한다.

본 연구에서 제안하는 영상생성 및 개선 기법은 Fig. 1에 보인 바와 같이 단계적으로 수행된다. 첫 단계로 조영증강 초음파 동영상에서 호흡에 의한 흔들림 현상을 보정하게 된다. 이는 동적 가중치를 사용하는 영상추적 기법을 적용하였는데 이는 본 논문의 중심 주제가 아니므로 상세한 내용

\* 이 논문은 2016년도 한국정보처리학회 추계학술발표대회에서 '조영증강 초음파 진단에서 파라미터 영상 생성 및 개선 기법'의 제목으로 발표된 논문을 확장한 것임.

<sup>†</sup> 준 회 원 : 한동대학교 전산전자공학부 학사과정

<sup>††</sup> 종신회원 : 한동대학교 전산전자공학부 교수

Manuscript Received : December 15, 2016

First Revision : January 9, 2017

Accepted : January 25, 2017

\* Corresponding Author : Ho-Joon Kim(hjkim@handong.edu)

의 기술은 생략하였다. 본 논문의 핵심주제는 그림에 보인 바와 같이 2단계로 이루어지는 파라미터 영상 생성 기법과 영상 개선 기법에 대한 내용이다. 영상의 분석과정을 통하여 조영제의 전이시간 데이터가 산출되며 이를 통해 생성한 정규화된 값으로 적색과 녹색범위의 색상 정보 및 픽셀의 명도 값을 생성하게 된다. 또한 조영증강 패턴의 특성을 분석하여 픽셀 값을 4가지 유형으로 분류하는 파라미터 영상 생성기법을 구현하였다. 영상개선 기법에서는 MRF(Markov Random Field) 모델 기반의 최적화 기법을 적용하여 영상의 노이즈와 왜곡을 개선하였다. 이를 위하여 영상의 특성을 반영하는 두 가지 유형의 에너지 함수를 적용하고 실제 의료 영상 데이터를 사용한 실험을 통하여 제안된 이론의 타당성을 고찰하였다.

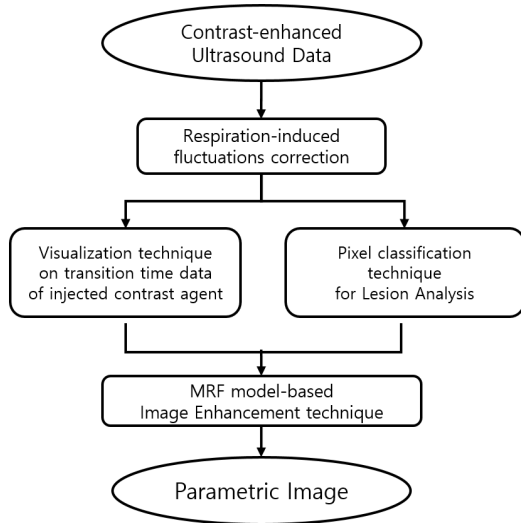


Fig. 1. Structure of Parametric Image Generation System

## 2. 연구 배경

조영증강 초음파진단은 간 질환 및 병변의 진단을 위한 비침습성 방법으로서 그 유용성이 증대됨에 따라 최근 들어 그 성능을 개선하고자 하는 많은 연구가 이루어지고 있다. 조영증강 초음파 영상은 많은 경우 그 동적인 특성으로부터 의미 있는 진단 파라미터 값이 산출되는데, 급속도로 변화하는 동영상에서 육안으로 그 특성을 정확하게 판단하기가 어렵다. 이에 이러한 동적 특성을 정적인 정보로 생성하고 영상으로 가시화함으로써 의료진문의 판단을 보조하고, 진단결과의 신뢰도를 제고하는 기술의 연구가 필요하다.

조영증강 초음파 영상에서 조영제의 전이시점에 대한 정보가 병변의 특성을 분석하는데 매우 중요한 요소라고 보고되었다. 조영제의 주사 후 병변 부위까지 도달하는데 소요되는 시간과 정상조직에 대한 조영제 전이 패턴의 특성은 간 질환 진단 과정과 병변의 특성 분석에 매우 유용한 진단 파라미터가 된다[2-4]. 또한 조영제의 전이 속도는 혈관의

분포와 연관하여 간질환의 판단과 간의 섬유화정도를 측정하는 지표가 될 수 있음이 연구된 바 있다[3]. 이에 본 연구에서는 일차적으로 조영증강 초음파 동영상으로부터 조영제의 전이산 정보를 정적인 영상으로 가시화하는 영상생성 기법을 구현하였다. 이는 시간에 따라 변하는 조영제의 전이 효과를 대상 영역별로 구분하여 명암 또는 색상의 상대적인 값으로 비교, 판단할 수 있게 한다.

기존의 연구에서 간 병변의 특성을 악성 및 양성 등의 분류에 따라 그 특성을 색상으로 구분하여 시각화하는 방법이 제안되었다[4]. 그러나 이 방법에서 초음파 영상의 마이크로 버블효과로 인하여 파라미터 영상에 다량의 노이즈가 나타나게 된다. 이는 영상에서 영역간의 윤곽선을 왜곡시킴으로써 시각적인 판단을 어렵게 하는 요소가 된다. 영상의 복원 및 개선기법으로 MRF 모델 기반의 방법론이 제안되었다. 예로서 MRF 모델이 영상감시 응용에서 영상의 변화와 사라진 목표물을 감지하는 문제에 적용할 수 있음을 보인 바 있다[9].

본 연구에서는 MRF 모델을 사용한 파라미터 영상의 개선기법을 소개한다. 영상의 픽셀들 간에 관계로부터 정의된 클릭함수로 에너지함수를 모델링하고 이에 대한 최적화 과정을 통하여 파라미터 영상에서 노이즈가 점진적으로 개선될 수 있음을 보인다. 본 연구의 3장에서는 조영증강 초음파 영상으로부터 파라미터 영상을 생성하는 방법론을 소개하며, 4장에서는 MRF 기반의 영상 개선 기법에 관하여 기술하였다. 5장에서는 실제 간질환 진단 영상에 적용한 실험결과를 보임으로써 제안된 이론의 유용성을 평가하였다.

## 3. 파라미터 영상 생성

### 3.1 전이 시간 데이터의 가시화 기법

조영증강 초음파 영상에서 전형적인 명도 변화 곡선(TIC: Time-Intensity Curve)의 형태는 Fig. 2와 같다. 다시 말해서 조영제는 주사시점에서 일정기간의 잠복기를 거쳐 확산이 시작되고, 영상에서 명도의 증가가 일정 수준에서 포화된 상태를 거쳐 느린 속도로 감쇄하게 된다.

이러한 단계에 따라 노이즈의 비율과 특성이 달라지는데 이를 효과적으로 반영하기 위하여 변화과정을 ‘잠복기(A)’, ‘확산기(B)’, ‘포화기(C)’ 및 ‘감쇄기(D)’의 4개의 단계로 구분하여 각 단계의 특성을 별도로 고려하였다.

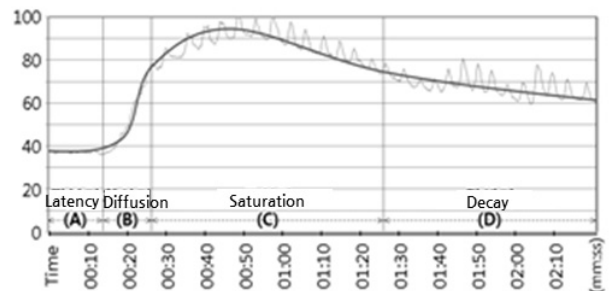


Fig. 2. Typical TIC Formation in a Contrast-Enhanced Ultrasound Image

초음파 영상에 나타나는 조영증강 패턴의 변화는 여러 가지 질환 진단에 중요한 단서가 되지만 급속도로 변화하는 동영상에서 조영증강 패턴의 특성을 육안으로 판별하는 것은 매우 어렵다. 이에 본 연구에서는 두 가지 유형의 파라미터 영상생성기법을 구현하였다. 첫 번째는 영상의 각 위치 별로 명도변화 곡선(TIC)을 분석하여 조영제의 전이시점을 산출하고 이를 픽셀 값으로 생성하여 전이시간 정보를 시각적으로 판단 할 수 있게 하는 방법이다. 임의의 위치에서 조영제의 도착여부를 판단하는 방법은 TIC에서 기본 값(baseline)에서 일정 비율을 넘어서는 상승시점을 추출하게 되는데, 이로부터 최대 및 최소값의 범위에서 정규화된 값으로 산정하게 된다. Equation (1)은 임의의 픽셀  $i$ 에 대한 전이시간 데이터  $A_i$ 를 구하는 식이다. 식에서  $T_i$ ,  $T_{\min}$  및  $T_{\max}$ 는 각각 명도변화가 발생한 절대시점, 전체 영상에서 관찰된 최소값 및 최대값을 의미한다.

$$A_i = \frac{T_i - T_{\min}}{T_{\max} - T_{\min}} \quad (1)$$

이로부터 생성한 픽셀 값,  $x_i = (x_i^R, x_i^G, x_i^B)$ 는 Equation (2), (3) 및 (4)로 산출된다.

$$x_i^R = \begin{cases} 255 & \text{if}(0 \leq A_i \leq 0.5) \\ 2 \cdot (1 - A_i) \cdot 255 & \text{if}(0.5 < A_i \leq 1.0) \end{cases} \quad (2)$$

$$x_i^G = \begin{cases} 2 \cdot A_i \cdot 255 & \text{if}(0 \leq A_i \leq 0.5) \\ 255 & \text{if}(0.5 < A_i \leq 1.0) \end{cases} \quad (3)$$

$$x_i^B = \begin{cases} 0 & \text{if}(0 \leq A_i \leq 0.5) \\ 2 \cdot (A_i - 0.5) \cdot 255 & \text{if}(0.5 < A_i \leq 1.0) \end{cases} \quad (4)$$

이는 전이시간 정보를 적색과 녹색 범위에서 점진적으로 변화하는 색상 값으로 표현됨을 의미한다. 시스템에서 선택적 기능으로 흑백영상으로 표현하는 방법을 추가로 고려하였는데, 이는 위의 값을 0과 255사이의 명도 값으로 선형 변환함으로써 생성된다.

### 3.2 조영증강패턴 분석에 의한 파라미터 영상생성

간질환 진단을 위한 조영증강 초음파 영상에서 조영제 확산 패턴과 조영제 도달시간에 대한 변화는 매우 중요한 파라미터가 된다. 본 연구에서는 이러한 정보를 가시화하기 위한 파라미터 영상 생성 기법을 제시한다. 간 병변 진단을 위하여 ROI(Region of Interest)와 참조영역을 지정하고, 평균 명도변화 곡선(TIC: Time Intensity Curve)을 ROI의 각 픽셀에 대한 TIC와 비교 분석한다. 최고점 도달시간과 감쇄 지점의 선후관계의 조합에 따라 각각의 픽셀들을 4가지 패턴으로 분류하고, 해당 패턴에 대응되는 색상으로 지정하게 된다.

정상조직의 평균 TIC와 대상 픽셀의 TIC에 대한 최고점 도달시간을 각각 P.ref 및 P.i라 하고, 각각의 감쇄시점을 D.ref 및

Table 1. Pixel Classification for Parametric Imaging

Condition	Signal formation	Type	Pixel value
(P.i>P.ref) and (D.i>D.ref)	Hyper-Enhancement	Unipolar Positive	Green
(P.i<P.ref) and (D.i<D.ref)	Hypo-Enhancement	Unipolar Negative	Blue
(P.i>P.ref) and (D.i<D.ref)	Hyper-Enhancement followed by Hypo-Enhancement	Bipolar Positive and Negative	Red
(P.i<P.ref) and (D.i>D.ref)	Hypo-Enhancement followed by Hyper-Enhancement	Bipolar Negative and Positive	Yellow

D.i라 할 때, Table 1과 같이 4가지 경우를 판별하여 픽셀 값을 분류한다. 이러한 과정으로 생성된 영상은 각 영역별로 조영제 도달시간 편차에 따른 특성을 시각적으로 판별할 수 있게 함으로써 병변의 특성을 효과적으로 분석할 수 있게 한다.

## 4. MRF(Markov Random Field) 기반의 영상 개선

앞 절에서 기술한 방법을 통하여 두 가지 유형의 파라미터 영상을 생성할 수 있는데, 이들 파라미터 영상은 초음파 영상의 특성상 상당량의 노이즈를 포함하게 된다. Fig. 3은 원 신호에서 생성한 파라미터 영상의 예이다. 그림에 보인 바와 같이 대부분의 경우 노이즈의 영상으로 많은 수의 작은 영역이 영상전체에 산재된 형태로 나타나게 되는데, 이는 영역의 가장자리에서 윤곽선을 모호하게 만드는 현상을 야기한다.

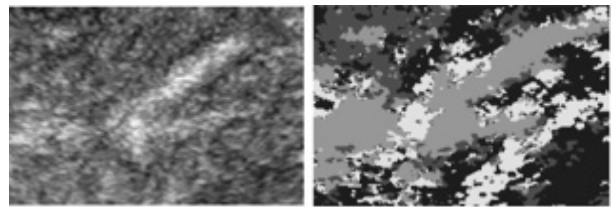


Fig. 3. A parametric Image Generated from the Original Data

이는 추출된 영상의 영역구분을 불명확하게 하며 궁극적으로 진단의 신뢰도를 저하시킨다. 본 연구에서는 이를 개선하기 위한 방법으로 MRF 모델을 사용하는 최적화 기법을 적용하였다.

MRF 모델은 영상에서 픽셀들 간의 종속성을 반영하는 영상 모델링 기법으로, 영상처리 분야의 다양한 문제에 적용됐으며 특히 영상분할 및 복원 등의 응용에서 많은 연구사례가 발표된 바 있다[9]. 본 연구에서는 Gibbs 분포로 정의되는 MRF의 가정으로부터 에너지 함수를 정의하고 이에 대한 최적화 과정을 통하여 초음파 데이터의 파라미터 영상을 개선하는 기법을 제시한다. 에너지 함수에서 영상의 흔들림 현상과 노이즈 및 에지(edge) 성분을 반영하는 요소와 MRF의 정의를 반영하

는 클릭(clique)의 포텐셜 함수(potential function)를 상호 결합하도록 함으로써 최적으로 개선된 영상을 추출한다.

초음파 영상은 조영제 확산 패턴에 대해 MRF의 가정, 즉 다음 두 조건을 만족한다고 가정한다.

$$\forall \omega \in \Omega, P(X = \omega) > 0$$

$$P(X_s = x_s | X_r = x_r, r \neq s) = P(X_s = x_s | X_r = x_r, r \in \eta_s)$$

식에서  $\Omega$  은 나타날 수 있는 전체 영상 데이터의 집합을 의미하며,  $X$  는 상태 변수이다.  $X_s$  및  $X_r$  은 복원 영상에서 위치  $s$  와  $r$  에 대한 픽셀값이며,  $x_s$  및  $x_r$  은 관찰된 현재 영상에서 위치  $s$  와  $r$  에 대한 픽셀값을 의미한다. 또한  $\eta_s$  는 픽셀 위치  $s$  에 대한 이웃(neighborhood) 픽셀의 집합을 의미한다. 다시 말해서 MRF의 가정은 영상에서 나타날 수 있는 데이터의 모든 조합에 대하여 나타날 확률이 0보다 크며, 어떤 임의의 위치에 대한 픽셀값의 확률은 그 이웃에 속한 픽셀값에 대한 조건부 확률로 결정된다는 가정이다. 픽셀값의 샘플링을 위하여 Gibbs 분포식을 정의한 확률  $P$  는 지수함수값으로 산출되기 때문에 항상 양의 값을 갖게 되고, 따라서 모든 사건이 양의 확률 값을 갖게 된다. 또한 조영제 확산패턴에서 나타나는 노이즈처럼 작은 면적의 고립된 픽셀영역은 실제로 발생하기 어렵다는 전제를 반영하며 영상 내 임의의 픽셀 값이 주변 픽셀로부터 영향을 받는 확률로서 결정됨을 의미한다.

본 논문의 영상개선 기법은, 임의의 픽셀을 기준으로 8방향에 있는 인접 픽셀들과의 관계를 고려해 에너지함수를 정의하고 전체 에너지를 최적화하는 과정의 알고리즘으로 구현된다. Gibbs 분포식으로부터 임의의 영상  $\omega$  에 대한 확률은 Equation (5)와 같이 정의된다.

$$\Pi(\omega) = \frac{1}{Z} \cdot \text{EXP}(-\sum_c V_c(\omega)/T) \quad (5)$$

식에서  $Z$  는 정규화를 위한 상수이며  $V_c$  는 포텐셜 에너지 함수를 의미한다. 즉 주어진 영상에 대한 확률은 영상내의 모든 클릭  $c$  에 대하여 적용한 포텐셜 함수값의 합에 대한 지수함수로 산출된다.  $T$  는 최적화과정에서 파라미터로 적용되는 상수이다. 픽셀 값의 샘플링과 최적화과정에서 적용되는 확률  $P$  는 다음과 같이 정의된다.

$$P = e^{-\Delta E/T} \quad (6)$$

식에서  $\Delta E$  는 에너지함수의 변화 값으로 에너지가 감소하는 방향으로 반복적으로 영상의 변화가 이루어지며,  $T$  값을 초기에 큰 값에서 점진적으로 감소시킴으로써 국소적 최저점(local minima)에 수렴할 가능성을 개선한다.

본 연구에서는 앞 절에서 기술한 두 가지 유형의 파라미터 영상과정에서 각각에 적합한 포텐셜 함수를 정의하였다. 간 병변 진단의 위한 4가지 유형의 픽셀분류 영상에 적용하는 에너지 함수는 Equation (7)과 같이 정의된다.

$$V_c(x_s) = \begin{cases} -\zeta & \text{if } (x_s = x_r, r \in \eta_s) \\ +\zeta & \text{otherwise} \end{cases} \quad (7)$$

반면 조영제 전이데이터 영상에 대해서는 Equation (8)과 같은 에너지 함수를 적용한다.

$$V_s(x_s) = \begin{cases} -\zeta & \text{if } (|x_s - x_r| < D) \\ +\zeta \cdot \left(\frac{|x_s - x_r|}{255}\right) & \text{if } (|x_s - x_r| \geq D) \end{cases} \quad (8)$$

식에서 파라미터  $D$  는 양의 상수값으로 픽셀값의 유사도 판별을 위한 기준값이 된다. 다시 말해서 인접 픽셀과의 클릭 함수를 산출할 때 픽셀 값의 차이가 일정 값 이하이면 동일 값으로 고려하여 에너지를 감소시키고 일정 값 이상이면 그 값에 비례하여 에너지를 증가시키는 형태로 산출되게 된다.

### 5. 실험 결과 및 고찰

앞 절에서 기술한 영상생성 기법과 MRF 기반의 영상 개선 기법에 대하여 그 유용성을 실험적으로 평가하였다. 총 30개의 실제 조영증강 초음파 영상에 대하여 앞 절에서 기술한 기법을 적용하여 실험을 수행하였다. Fig. 4는 조영제 전이시간 데이터에 대한 파라미터 영상을 생성한 결과의 예이다. 그림에서 (a) 및 (b)는 영상 내의 각 위치에 대한 상대적 전이시점 정보를 색상값 및 명도값으로 표현한 것이다. 아래쪽 그림은 정규화된 전이시점에 대한 픽셀 값의 매핑을 나타낸 것이다. 즉 영상에서 적색 계열에 가까울수록 이른 전이시간을, 청색 계열에 가까우면 늦은 전이시간을 의미한다. 그런데 이러한 기법은 일부 영상에서 조영제 확산시점이 지나치게 빠르거나 늦은 경우 데이터 값의 분포가 한쪽으로 치우치게 되어 편향된 색상 또는 명도 분포가 나타나 시각적 판별을 어렵게 할 수 있다. 이에 본 연구에서는 시스템의 선택적 후처리 기능으로 히스토그램 평활화(histogram equalization) 과정을 통해 픽셀 값의 분포를 제어할 수 있도록 하였다.

Fig. 5는 이러한 형태의 파라미터 영상으로부터 앞 절에서 기술한 MRF 기반의 영상개선 기법을 적용한 결과의 예

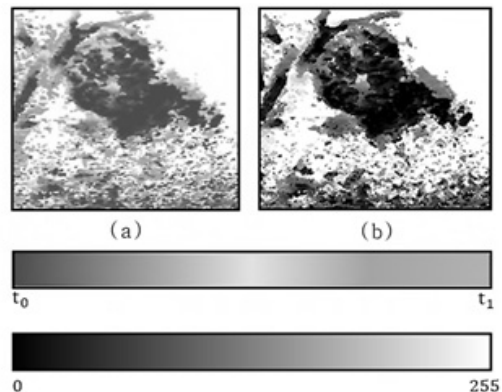


Fig. 4. Examples of Parametric Image

이다. Equation (8)에서 파라미터 D값을 10으로 설정한 경우이며,  $\zeta$ 값은 2.0으로 설정하였다. 그림에 보인 바와 같이 최초 영상에서 포함된 다량의 노이즈가 제안된 기법에 의하여 상당 부분 제거 될 수 있음을 알 수 있다.

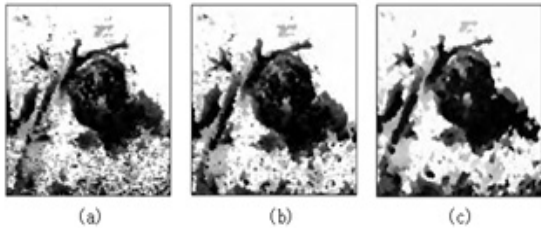


Fig. 5. Results of the Image Enhancing Technique

Fig. 6은 간 병변의 특성 분석을 위한 파라미터 영상생성 실험결과의 예이다. 그림에 보인 바와 같이 영상에서 4가지 색상으로 조영증강 패턴의 특성을 분류하여 시각적으로 판단할 수 있게 한다.

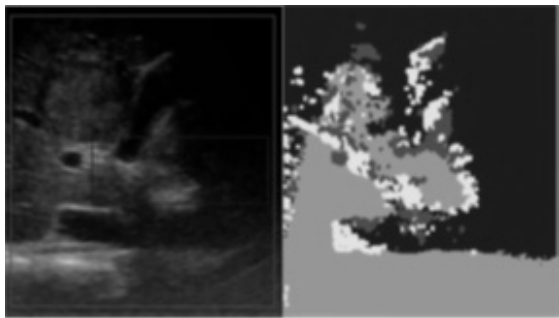


Fig. 6. Example of Parametric Image

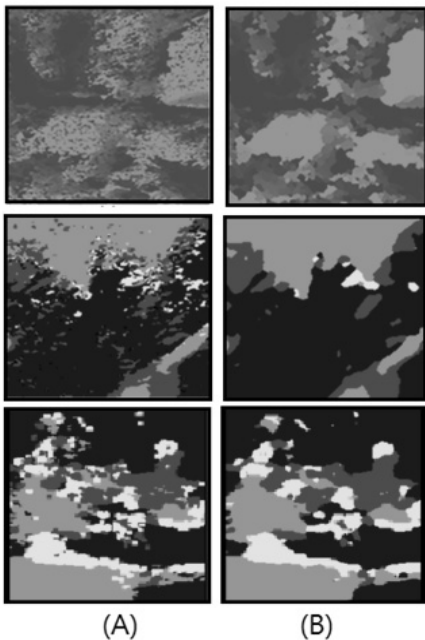


Fig 7. Example of Parametric Image Generated by the MRF-based Image Enhancing Technique

Fig. 7은 4종류의 픽셀분류 영상에 대하여 MRF 기반 영상개선 기법을 적용한 실험결과이다. 그림에 보인 바와 같이 전체 영상에 산재한 노이즈의 형태가 제안된 방법에 의하여 상당 부분 제거될 수 있음을 알 수 있다.

영상개선 기법의 실험에서 Fig. 7에 적용한 상수  $\zeta$  값은 0.35이며, T값은 최초 값을 1로 한 후 반복회수  $i$ 가 증가함에 따라 Equation (9)의 형태로 점진적으로 감소시켰다.

$$T_i = \frac{T_0}{\log_i} \tag{9}$$

이러한 파라미터 값은 다수의 반복 실험을 통하여 튜닝한 결과이다.

Fig. 8은 영상개선 기법의 실험과정에서 에너지함수 값의 변화를 보인 것이다. 적용한 파라미터 값에 따라 그 형태가 근소하게 달라질 수 있으며, 점진적으로 최저 값으로 수렴하고 있음을 보인다.

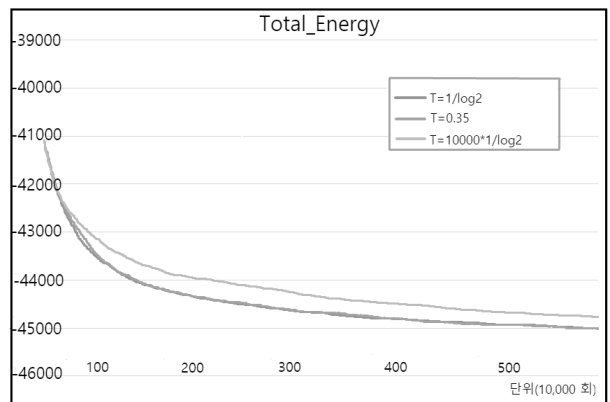


Fig. 8. Differed Values of Energy Function in Image Enhancement Process

## 6. 결 론

본 논문은 초음파 진단과정에서 의료전문가의 판단을 보조하는 영상처리 기술에 관한 연구로서 그 의의를 갖는다. 초음파 진단 영상에서 조영증강 패턴의 동적인 특성을 육안으로 쉽게 판별하기 위한 파라미터 가시화 기법을 제안하고 그 방법론을 고찰하였다. 초음파 영상내의 각 위치에 대한 조영제 전이시간의 상대적 값을 정적인 단일영상으로 표현하여 시각적으로 판단할 수 있게 하며, 병변을 특성을 분석하기 위한 보조정보로서 조영증강 패턴을 4가지 유형으로 분류하고 이를 영상으로 생성하였다. MRF 모델을 사용한 영상개선 기법을 위하여 각 파라미터 영상의 특성을 반영한 에너지 함수를 정의하여 적용하였으며 윤곽선을 명확하게 추출하고, 노이즈를 개선하는 효과를 실험적으로 평가하였다. 이러한 연구는 진단결과의 정량화된 분석기능을 지원함으로써 의료 초음파 진단의 신뢰성과 유용성을 향상시킬 것으로 기대된다. 향후 연구에서는 영상의 개선 과정에서 영

역분할의 경계선을 반영하는 에너지함수를 정의하여 영역 구분을 효과적으로 추출하고 성능을 개선하는 연구를 수행할 예정이다.

### References

[1] Roberto Iezzi, Gianluigi Petrone, Angela Ferrante, Libero Lauriola, Glaudio Vincenzoni, Michele Fabio la Torre, Francesco Snider, Guido Rindi, and Lorenzo Bonomo, "The role of contrast-enhanced ultrasound(CEUS) in visualizing atherosclerotic carotid plaque vulnerability: Which injection protocol? Which scanning technique," *European Journal of Radiology*, Vol.84, No.1, pp.865-871, 2015.

[2] L. Chiorean, V. Cantisani, C. Jenssen, P. S. Sidhu, U. Baum, and C. F. Dietrich, "Focal masses in a non-cirrhotic liver: The additional benefit of CEUS over baseline imaging," *European Journal of Radiology*, Vol.84, No.1, pp.1636-1643, 2015.

[3] N. Li, H. Ding, P. Fan, X. Lin, C. Xu, W. Wang, X. Xu, and J. Wang, "Intrahepatic transit time predicts liver fibrosis in patients with chronic hepatitis B: quantitative assessment with contrast-enhanced ultrasonography," *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol.36, No.7, pp.1066-1075, 2010.

[4] N. Rognin, M. Arditi, L. Mercier, J. Peter, A. Frinking, M. Schneider, G. Perrenoud, A. Anaye, J. Meuwly, and F. Tranquart, "Parametric imaging for characterizing focal liver lesions in contrast-enhanced ultrasound," *IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. Vol. 57, No.11, pp.2503-2511, 2010.

[5] L. Royer, A. Krupa, G. Dardenne, A. E. Bras, E. Marchand, and M. Marchal, "Real-time Target tracking of soft tissues in 3D Ultrasound images based on robust visual information and mechanical simulation," *Medical Image Analysis*, Vol.35, No.1, pp.582-598, 2017.

[6] A. Lim, S. Taylor-Robinson, N. Patel, R. Eckersley, R. Goldin, G. Hamilton, G. Foster, H. Thomas, D. Cosgrove, and M. Blomley, "Hepatic vein transit times using a microbubble agent can predict disease severity non-invasively in patients with hepatitis C," *Gut* 2005, Vol.54, No.1, pp.128-133, 2005.

[7] S. Mule, N. Kachenoura, O. Lucidarme, A. Oliverira, C. Pellot-Barakat, A. Herment, and F. Frouin, "An automatic respiratory gating method for the improvement of microcirculation evaluation: application to contrast-enhanced ultrasound studies of focal liver lesions," *Physics in Medicine and Biology*, Vol.56, No.1, pp.5153-5165, 2011.

[8] C. Dietrich, "Characterisation of focal liver lesions with contrast enhanced ultrasonography," *European Journal of Radiology*, Vol.51, No.1, pp.9-17, 2004.

[9] C. Lin, K. Muchtar, and C. Yeh, "Robust techniques for abandoned and removed object based on Markov random field," *Journal of Visual Communication and Image Representation*, Vol.39, No.1, pp.181-195, 2016.



김 신 해

e-mail : shinhae1106@gmail.com

2014년~현재 한동대학교

전산전자공학부 학사과정

관심분야 : 알고리즘, 소프트웨어 검증



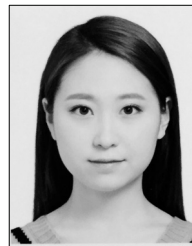
이 은 림

e-mail : eunlim.eunlim.eunlim@gmail.com

2014년~현재 한동대학교

전산전자공학부 학사과정

관심분야 : 영상 처리, 머신러닝



조 은 비

e-mail : eunbeejo94@gmail.com

2014년~현재 한동대학교

전산전자공학부 학사과정

관심분야 : 알고리즘, 네트워크, 빅 데이터



김 호 준

e-mail : hjkim@handong.edu

1987년 경북대학교 전자공학과(학사)

1995년 KAIST 전산학과(공학박사)

1987년~1991년 한국원자력연구소 연구원

2003년, 2010년 미국 캘리포니아주립대

방문교수

1996년~현재 한동대학교 전산전자공학부 교수

관심분야 : 컴퓨터비전, 영상처리, 패턴인식