

MRF 모델을 이용한 초음파 영상 개선 기법

곽성훈*, 박은비**, 김호준**
*한동대학교 대학원 정보통신공학과
**한동대학교 전산전자공학부
e-mail : trt67@lycos.co.kr

Ultrasound Image Enhancement using Markov Random Field Model

Seong-Hoon Gwak*, Eun-Bi Park**, Ho-Joon Kim**
*Dept. of Information and Communication, Handong University
**Dept. of Computer Science and Electrical Engineering, Handong University

요 약

본 연구에서는 조영증강 의료 초음파 영상에서 조영제의 도달시간(arrival time)과 전이시간(transit time)에 관한 정보를 영상화하는 과정에서 정보의 왜곡을 개선하는 방법론을 제시한다. 간 질환 진단을 위한 파라미터 영상에서 병변 형태의 왜곡은 호흡에 의한 흔들림 현상과 노이즈의 영향에 기인한다. 본 논문에서는 이를 개선하는 방법으로서 MRF(Markov Random Field) 모델을 적용한 최적화 기법을 제안한다. 이를 위하여 Gibbs 샘플러를 적용하기 위한 에너지 함수를 정의하고 이를 기반으로 하는 영상개선 알고리즘을 구현하였다. 제안된 이론은 실제 의료진단 데이터에 적용함으로써 그 유용성을 평가하였다.

1. 서론

조영증강 의료 초음파 영상에서 조영제의 전이시간이 간 섬유화 등 병변 진단을 위한 유용한 파라미터가 될 수 있음이 최근의 여러 연구에서 밝혀진 바 있다[1-2]. 그러나 소화기내과 진단을 위한 전형적인 초음파 영상에서 조영제의 전이 형태는 매우 빠른 속도로 진행되어 그 형태와 특성을 육안으로 판별하기가 쉽지 않다. 또한, 호흡에 의한 영상의 흔들림 현상과 마이크로 버블 형태의 노이즈로 인하여 선명한 형태의 영상을 추출하기가 매우 어렵다. 이에 본 연구에서는 간 질환 진단을 위한 의료 초음파 영상에서 조영제의 전이시간 요소를 의학적 기준으로 분류하고 효과적으로 영상화하는 방법론을 제안한다.

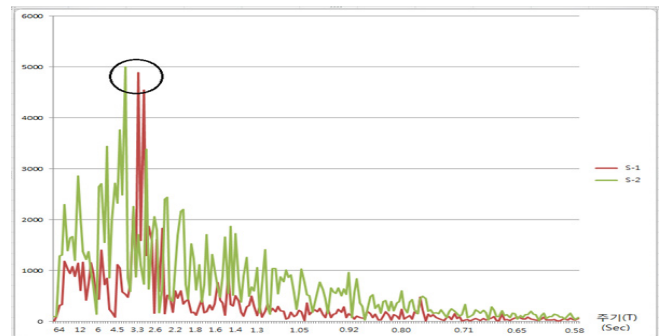
MRF(Markov Random Field) 모델은 영상에서 픽셀들 간의 종속성을 반영하는 영상 모델링 기법으로, 영상 처리 분야의 다양한 문제에 적용됐으며 특히 영상분할 및 복원 등의 응용에서 많은 연구사례가 발표된 바 있다[3-5]. 본 논문에서는 Gibbs 분포로 정의되는 MRF의 가정으로부터 에너지 함수를 정의하고 이에 대한 최적화 과정을 통하여 초음파 데이터의 파라미터 영상을 개선하는 기법을 제시한다. 에너지 함수에서 영상의 흔들림 현상과 노이즈 및 에지(edge) 성분을 반영하는 요소와 MRF의 정의를 반영하는 클릭(clique)의 포텐셜 함수(potential function)를 상호 결합

하도록 함으로써 최적으로 개선된 영상을 추출한다.

실제 임상 데이터에 적용한 실험결과를 통하여 제안된 이론의 타당성을 평가한다.

2. 조영증강 초음파 영상의 특성

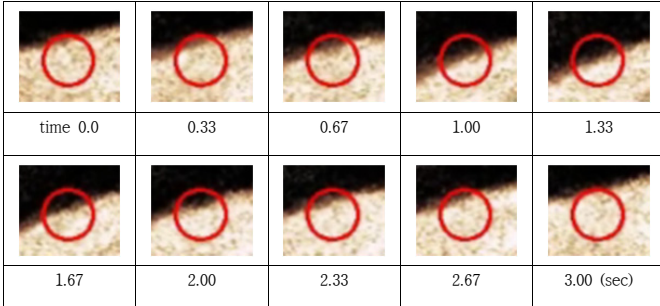
호흡으로 인한 초음파 진단 영상의 흔들림은 대부분의 소화기 질환의 진단과정에서 신호의 왜곡을 초래하는 문제로 지적되고 있다. 또한, 조영증강 초음파 영상은 그 특성상 마이크로 버블형태의 노이즈를 수반한다. (그림 1)은 전형적인 초음파 진단 영상에서 TIC(Time Intensity Curve)에 대한 주파수 스펙트럼을 분석한 결과이다. 그림에 보인 바와 같이 영상의 특성이 2.6~3.4 초 범위에서 강한 주기성이 나타나며 이는 일반적인 호흡주기와 일치함을 알 수 있다.



(그림 1) 조영증강 초음파 동영상의 주파수 스펙트럼 분석 결과

◆ 본 연구는 교육과학기술부와 한국연구재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임

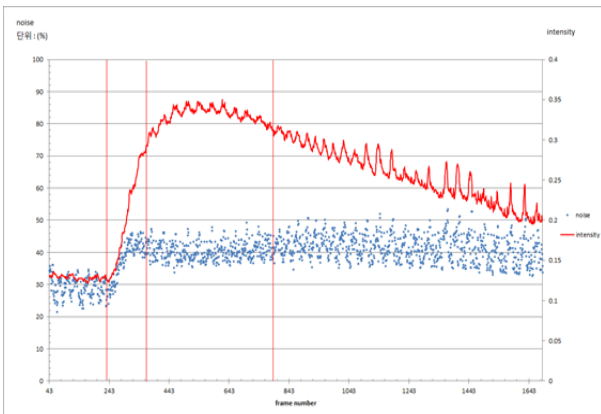
(그림 2)는 실제 초음파 동영상에서 고정 ROI 를 적용했을 때 영역 내부 영상의 변화에 대한 전형적인 예를 보인 것이다. 그림에 보인 바와 같이 시간에 따라 설정된 영역이 주기적으로 이탈하고 있음을 알 수 있다.



(그림 2) 고정 ROI 설정 시 영상변화의 예

(그림 3)은 전형적인 조영증강 초음파 영상에서 TIC의 형태와 노이즈 비율의 변화를 보인 것이다. 그림에서 보인 바와 같이 조영제는 주사 시점에서 일정 시간의 잠복기를 거쳐 확산이 시작되고 그에 따라 영상의 명도(intensity)는 일정 수준의 포화상태를 거쳐 느린 속도로 감쇄하게 된다.

그림에 표현한 TIC 곡선은 평활화(smoothing) 과정을 수행한 결과이다. 그림에도 여전히 호흡의 영향으로 주기적인 편차가 발생하며, 조영제의 영향에 비례하여 노이즈의 비율도 증가함을 알 수 있다.



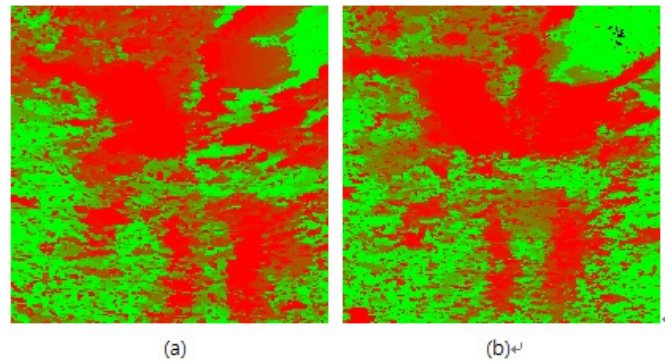
(그림 3) 조영증강 초음파 동영상에서 TIC의 형태와 노이즈 비율의 증가 형태

이러한 영상의 왜곡 현상은 원 영상을 기반으로 생성하는 파라미터 정보의 신뢰도를 저하시키게 되는데, 본 연구에서는 이를 개선하기 위한 방법론을 고찰한다.

3. 초음파 동영상에서 전이시간 정보의 영상화 기법

B형 간염과 C형 간염환자에서 간 조직의 섬유화 정도를 진단하기 위하여 HVTT(Hepatic Vein Transit Time) 및 PVTT(Portal Vein Transit Time) 등을 측정하고 이들과의 상관관계 분석을 통하여 유용성을 고찰한 연구가 발표된 바 있다[1-2]. 그러나 동영상으로부터

이러한 파라미터를 육안으로 산출하려면 매우 세밀하고 반복적인 관찰이 필요할 뿐만 아니라 그 값을 정량화하기가 매우 어렵다. 이에 본 연구에서는 초음파 영상의 각 픽셀에 대하여 전이시간 및 그 형태에 대한 파라미터를 분류하고 이를 영상화 하는 방법을 구현하였다. (그림 4)는 이에 대한 예로서 조영증강 초음파 동영상에서 AT(Arrival Time)을 영상화한 실험 결과이다.



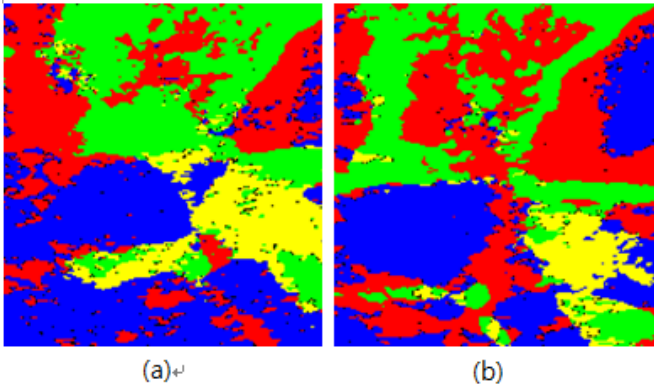
(그림 4) 조영효과의 도달시간(Arrival Time)에 대한 영상화 실험결과의 예: (a) ROI 추적 및 보정을 하지 않은 경우, (b) ROI 추적기법을 적용한 실험결과

기존의 간 질환 진단과정 연구에서 정상조직의 참조영역과 ROI 영역을 설정하고 이들 간의 조영 효과 변화의 형태로서 질환의 정도와 형태를 판단하는 연구가 시도된 바 있다[6]. 본 연구에서는 이러한 영상화 기법을 구현하고 이를 기반으로 개선된 형태의 영상을 추출하는 방법론을 고찰한다. 파라미터 영상의 정의는 다음 <표 1>과 같이 분류된다.

<표 1> 표준패턴과의 편차 분석에 의한 픽셀 분류

픽셀클래스	신호편차형태	신호구분	색상
Unipolar +		Hyper-enhanced	Green
Unipolar -		Hypo-enhanced	Blue
Bipolar +/-		Hyper-enhancement followed by hypo-enhancement	Red
Bipolar -/+		Hypo-enhancement followed by hyper-enhancement	Yellow

(그림 5)는 이러한 정의로부터 생성된 파라미터 영상의 예이다. (그림 4)와 (그림 5)에 보인 바와 같이 파라미터 영상은 버블형태의 노이즈 잔재를 포함하며, 영역의 가장자리에서 윤곽선을 모호하게 만드는 현상을 포함한다. 이러한 현상은 ROI의 보정을 적용하지 않으면 더 심해짐을 알 수 있다.



(그림 5) 픽셀 별로 신호 분류를 적용한 파라미터 영상의 예: (a) ROI 추적 및 보정을 하지 않은 경우, (b) ROI 추적기법을 적용한 실험 결과

본 연구에서는 이들 영상에 대하여 노이즈와 흔들림의 영향으로 왜곡되는 현상을 개선하기 위한 방법으로 MRF 모델을 사용한 최적화 기법을 제안하는데 이에 관해서 다음 절에 기술한다.

4. MRF 모델 기반의 영상 개선 기법

조영 효과의 전이시간 정보를 영상화한 결과는 앞 절에서 보인 바와 같이 다량의 노이즈를 포함한다. 본 연구에서는 이를 효과적으로 제거하고 왜곡된 영상을 보정하기 위하여 MRF(Markov Random Field)에 기반을 둔 영상개선 기법을 제안한다. 우선 조영제 확산 패턴에 대한 영상은 식 (1)과 같은 MRF 모델의 조건을 만족한다고 가정한다. 식에서 η_s 는 임의의 위치 s 의 이웃(neighborhood) 픽셀 집합을 의미한다.

$$P(X_s = x_s | X_r = x_r, r \neq s) = P(X_s = x_s | X_r = x_r, r \in \eta_s) \quad (1)$$

즉 영상 내 임의의 픽셀에 대한 값이 주변 픽셀로부터 영향을 받는 확률로서 결정됨을 의미한다. 이 가정으로부터 $\{s, \eta_s\}$ 에 연관되는 Gibbs 분포를 식(2)의 확률로 나타낼 수 있다.

$$\pi(\omega) = \frac{1}{Z} \times \exp\left(-\sum_c V_c(\omega) / T\right) \quad (2)$$

식에서 c 는 영상에서 인접하는 픽셀 쌍의 집합 즉 클릭(clique)을 의미하며, Z 는 정규화를 위한 상수이다. V_c 는 포텐셜 함수로서 인접하는 픽셀의 값과 연관성을 반영하도록 식 (3)과 같이 설정된다.

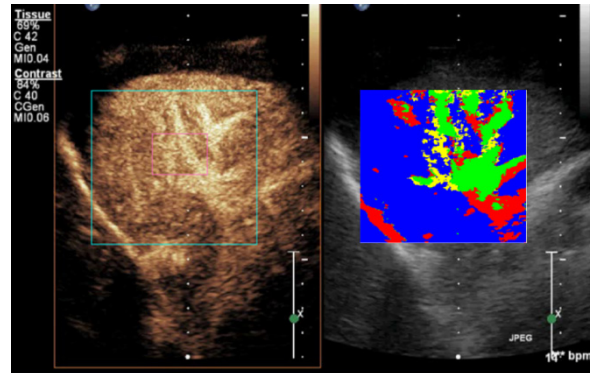
$$V_c = \begin{cases} +\zeta & \text{if } (x_s \neq x_r) \text{ and } L(x_s, x_r) < \lambda \\ -\zeta & \text{if } (x_s = x_r) \text{ and } L(x_s, x_r) < \lambda \\ +\delta & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3)$$

식에서 $L(x_s, x_r)$ 는 해당 영상을 픽셀 값의 정보와 에지(edge) 값의 정보를 이중 행렬(dual matrix) 구조로 표현했을 때, 두 픽셀 사이의 위치에서 에지 정보 값을 의미한다. 다시 말해서 이 포텐셜 함수는 영상개선 과정에서 MRF 요건을 고려하여 영상 내 세부 영역의 연속성(continuity) 요소뿐만 아니라 영역 간의 경계선 요소를 반영하게 된다. 전체 에너지 함수는

모든 픽셀에 대하여 V_c 함수 값의 합으로 결정된다. Gibbs 샘플러에 의하여 에너지 함수를 최소화시키는 최적화 알고리즘을 적용하여 노이즈를 제거하고 영상을 개선한다.

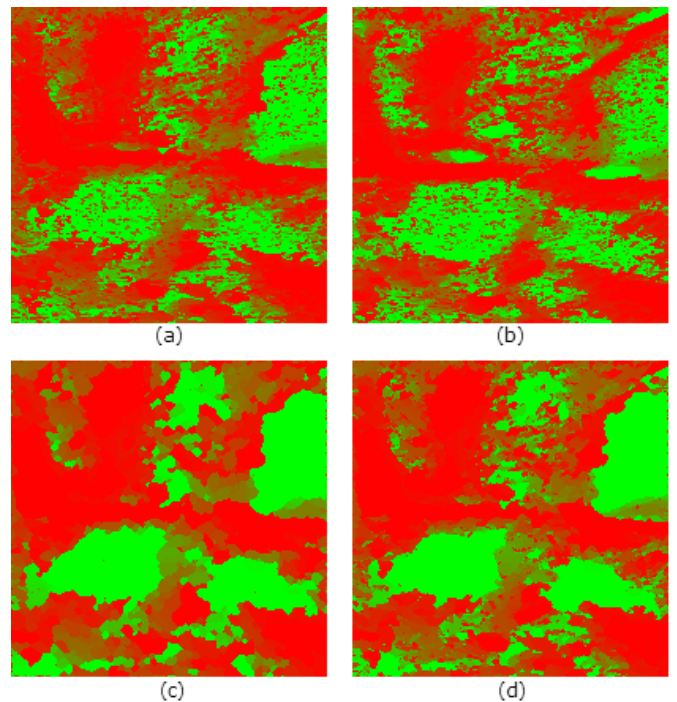
5. 실험 결과 및 고찰

제안된 영상개선 기법은 실제 초음파 동영상의 재생과정과 연동하여 실시간으로 적용될 수 있다. (그림 6)은 영상개선 실험에 대한 사용자 인터페이스의 예이다.



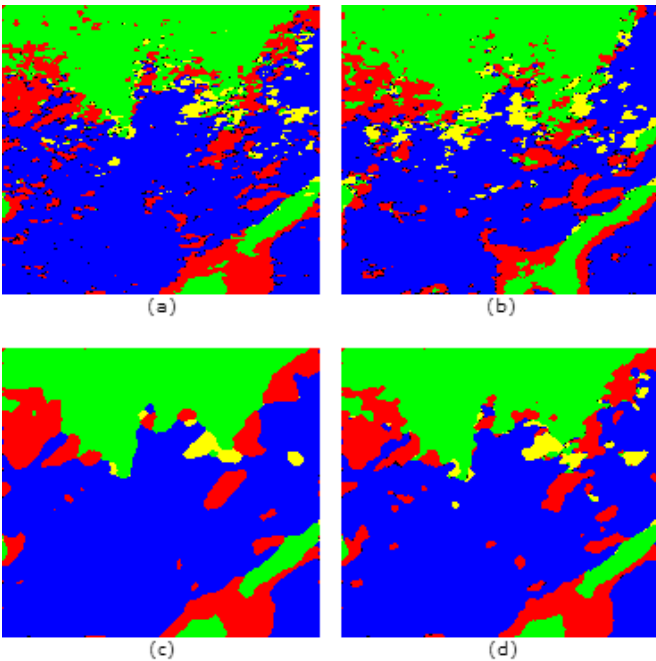
(그림 6) 영상개선 기법을 적용한 시스템의 사용자 인터페이스 (예)

(그림 7)은 조영 효과의 도달시간을 영상화한 데이터에 대하여 영상개선 기법을 적용한 결과이다. 간질환진단 초음파 영상에 대하여 조영 효과의 AT 요소를 영상화하고, 이를 이산적 값으로 근사화하였다. 그림에서 (a)는 영상개선을 적용하기 전의 원영상이며, (c)는 MRF 모델을 적용한 최적화 과정에서 에지 요소를 반영하지 않은 결과이다. (d)는 에지 요소를 고려한 포텐셜 함수를 적용한 실험결과인데 (c)에 비하여 좀 더 영역 간 경계선이 개선됨을 확인할 수 있다.



(그림 7) 조영제 전이시간 영상에 대한 실험 결과: (a) 최초영상, (b) ROI 추적 및 흔들림 보정을 반영한 영상개선 결과, (c) MRF 기반 영상개선 결과, (d) 에지 정보를 고려한 영상개선 결과

(그림 8)은 파라미터 영상에 대하여 동일한 실험을 적용한 결과이다. (그림 7)과 (그림 8)에서 보인 바와 같이 제안된 영상 개선 기법은 영상 내의 노이즈를 효과적으로 제거할 뿐만 아니라, 영역 간의 경계선을 개선함을 알 수 있다. 이는 그림에서 (b)에 표현한 영상, 즉 ROI 추적과 보정기법을 반영한 영상에 비교하여서도 영상의 질이 현저하게 개선됨을 보인다.



(그림 8) 파라미터 영상에 대한 실험 결과: (a) 최초 영상, (b) ROI 추적 및 흔들림 보정을 반영한 영상개선 결과, (c) MRF 기반 영상개선 결과, (d) 에지 정보를 고려한 영상개선 결과

6. 결론

초음파 동영상에서 정보의 왜곡은 노이즈와 호흡에 의한 흔들림 현상에 기인한다. 노이즈의 형태는 동영상에서 마이크로 버블 형태로 나타나는 빈번한 명도 변화인데, 이는 영상에서 MRF의 요건을 반영하는 에너지 함수의 최적화 과정으로 효과적으로 제거할 수 있다. 두 번째 문제는 흔들림 등의 요인으로 인한 영역의 경계선에 대한 왜곡 문제인데, 본 연구에서 제안한 포텐셜 함수에서 에지 성분을 반영함으로써 경계선의 형태를 개선할 수 있도록 하였다. 이러한 기법은 의료진단에서 병변의 형태를 관찰하는 응용에서 더 정확한 영상정보를 생성할 수 있게 할 것이다. 제안된 영상개선 기법에서 에너지 함수의 정의는 영상 내의 각 픽셀에 대하여 이웃(neighborhood) 픽셀과 연관한 기본 클릭(clique) 형태를 기반으로 산출될 수 있다. 이처럼 영상에서 지역적 정보만으로 에너지 변화를 산출할 수 있는 특성은, 최적화 과정에서 병렬처

리 기법을 도입할 수 있다는 부수적인 장점을 갖는다. 본 연구에서 최적화 과정은 Gibbs 확률분포에 근거한 샘플링 기법을 적용하였는데, 국소적 최저점에 머무는 문제를 좀 더 개선하기 위하여 SA(Simulated Annealing) 기법이나 유전자 알고리즘(GA: Genetic Algorithm) 등을 적용하는 방법을 추가로 고려해 볼 수 있다. 향후 연구 방향으로서 실제 병변의 종류를 고려한 임상데이터에 적용하고 실용적 가치를 평가하는 연구를 수행할 예정이다.

참고문헌

- [1] Na Li, Hong Ding, Peili Fan, Xiuan Lin, Chen Xu, Wenping Wang, Zhizhang Xu, and Jiyao Wang, "Intrahepatic Transit Time Predicts Liver Fibrosis in patients with Chronic Hepatitis B : Quantitative Assessment with Contrast-Enhanced Ultrasonography," *Ultrasound in Med. & Biol.* Vol.36, No.7, pp.1066-1075, 2010.
- [2] A K P Lim, S D Taylor-Robinson, N Patel, R J Eckersley, R D Goldin, G Hamilton, G R Foster, H C Thomas, D O Cosgrove, M J K Blomley, "Hepatic Vein Transit Time using a Microbubble Agent Can Predict Disease Severity Non-invasively in Patients with Hepatitis C," *Liver*, Vol.54, pp.128-133, 2005.
- [3] Lei Lin, Litao Zhu, Faguo Yang, Tianzi Jiang, "A Novel Pixon-Representation for Image Segmentation Based on Markov Random Field," *Image and Computing*, Vol.26, pp.1507-1514, 2008.
- [4] S. Yousefi, N. Kehtarnavaz, Y. Cao, A.R. Razlighi, "Bilateral Markov Mesh Random Field and Its Application to Image Restoration," *Journal of Visual Communication and Image Representaton*, Vol.23, pp.1051-1059, 2012.
- [5] S.A. Barker, P.J.W. Rayner, "Unsupervised Image Segmentation using Mrkov Random Field Models," *Pattern Recognition*, Vol.33, pp.587-602, 2000.
- [6] Nicolas G. Rognin, Marcel Ardit, Laurent Mercier, Peter J. A. Frinking, Michel Schneider, Genevieve Perrenoud, Anass Anaye, Jean-Yves Meuwly, and Francois Tranquart, "Parametric Imaging for Charactering Focal Liver Leisions in Contrast-Enhanced Ultrasound," *IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. Vol.57, No.11, pp.2503-2511, 2010