

조영증강 초음파 진단에서 파라미터 영상 생성 및 개선 기법

김신해, 이은림, 조은비, 김호준
 한동대학교 전산전자공학부
 e-mail : hjkim@handong.edu

Parametric Image Generation and Enhancement in Contrast-Enhanced Ultrasonography

Shin-Hae Kim, Eunlim Lee, Eunbee Jo, Ho-Joon Kim
 School of Computer Science and Electrical Engineering, Handong Global University

요 약

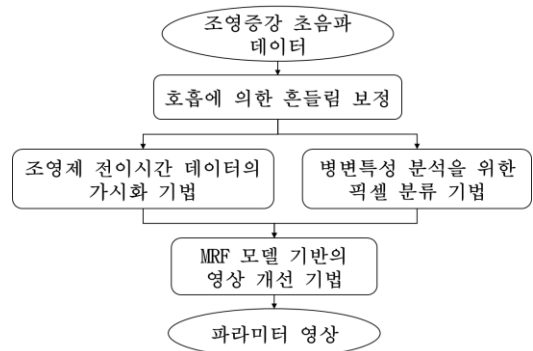
본 논문에서는 의료초음파 영상에서 진단 파라미터 데이터를 가시화 하는 방법론으로서 연속적인 픽셀 값을 갖는 전이시간 데이터의 표현과, 4 가지 유형의 값으로 분류되는 병변 진단 파라미터 영상을 생성하는 방법을 제시한다. 또한 생성된 파라미터 영상에서 노이즈를 제거하기 위한 방법론으로서 MRF 모델을 이용한 영상개선 기법을 제안한다. 이러한 파라미터 영상 생성기법은 초음파 진단 데이터에서 조영증강 패턴의 동적인 변화에 대한 육안 판별의 한계를 극복할 수 있게 한다. MRF 기반 영상개선 과정에서 연속적인 픽셀 값에 대한 에너지함수를 정의하고 이를 최적화 하는 기법을 개발하였으며 실제 의료영상을 사용한 실험을 통하여 제안된 이론의 유용성을 평가하였다.

1. 서론

조영증강 초음파진단은 간 질환 및 병변의 진단을 위한 비침습성 방법으로서 그 유용성이 증대됨에 따라 최근 들어 그 성능을 개선하고자 하는 많은 연구가 이루어 지고 있다[1-2]. 예컨대 영상에서 조영증강 효과의 전이 시간과 조영증강 패턴의 특성을 간 섬유화 진단 및 병변 특성 분석에 적용하는 연구가 발표된 바 있다[3-4]. 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 (그림 1)에 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 내용의 기술은 생략하였다. 본 논문의 핵심주제는 그림에 보인 바와 같이 2 단계로 이루어지는 파라미터 영상 생성기법과 영상 개선 기법에 대한 내용이다. 영상의 분석과정을 통하여 조영제의 전이시간 데이터가 산출되며 이를 통해 생성한 정규화된 값으로 적색과 녹색범위의 색

상 정보 및 픽셀의 명도 값을 생성하게 된다. 또한 조영증강 패턴의 특성을 분석하여 픽셀 값을 4 가지 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.



(그림 1) 파라미터 영상 생성 시스템의 구조

2. 파라미터 영상 생성

2.1 전이시간에 따른 조영제 증강 영상 생성

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: Time-Intensity Curve)을 분석하여 조영제의 전이 시점을 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. 식 (1)은 임의의 픽셀 i 에 대한 전이 시간 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, $\mathbf{x}_i = (\mathbf{x}_i^R, \mathbf{x}_i^G, \mathbf{x}_i^B)$ 는 식 (2), (3) 및 (4)로 산출 된다.

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

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

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

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

2.2 조영증강패턴 분석에 의한 파라미터 영상생성

조영제 투여 이후 ROI의 명도변화를 이후 정상 조직의 명도변화와 비교, 분석하는 과정을 통해 병변의 특성을 판별할 수 있다[4]. 본 연구에서는 이러한 정보를 가시화하기 위한 파라미터 영상 생성 기법을 제시한다. 간 병변 진단을 위하여 ROI와 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 D.i라 할 때, <표 1>과 같이 4가지 경우를 판별하여 픽셀 값을 분류한다.

<표 1> 파라미터 영상 생성을 위한 픽셀분류

분류 조건	신호 형태	유형 분류	픽셀 값
(P.i>P.ref) and (D.i>D.ref)	Hyper-Enhancement	Unipolar Positive	녹색
(P.i<P.ref) and (D.i<D.ref)	Hypo-Enhancement	Unipolar Negative	청색
(P.i>P.ref) and (D.i<D.ref)	Hyper-Enhancement followed by Hypo-Enhancement	Bipolar Positive and Negative	적색
(P.i<P.ref) and (D.i>D.ref)	Hypo-Enhancement followed by Hyper-Enhancement	Bipolar Negative and Positive	황색

3. 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. 이는 전형적으로 많은 수의 작은 영역으로 영상전체에 산재된 형태로 나타나게 되는데, 본 연구에서는 이를 개선하기 위한 방법으로 MRF(Markov Random Field) 모델을 사용하는 최적화 기법을 적용하였다.

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

$$\forall X_r = x_r, P(X_r = x_r) > 0$$

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

픽셀 값의 샘플링을 위하여 Gibbs 분포식을 정의한 확률 P는 지수함수값으로 산출되기 때문에 항상 양의 값을 갖는다. 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 ω 에 대한 확률은 식 (5)와 같이 정의된다.

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

식에서 Z는 정규화를 위한 상수이며 V_c 는 포텐셜 에너지 함수를 의미한다. 즉 주어진 영상에 대한 확률은 영상내의 모든 클릭 c에 대하여 적용한 포텐셜 함수값의 합에 대한 지수함수로 산출된다. T는 최적화과정에서 파라미터로 적용되는 상수이다. 픽셀 값의 샘플링과 최적화과정에서 적용되는 확률 P는 다음과 같이 정의 된다.

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

식에서 ΔE 는 에너지함수의 변화 값으로 에너지가 감

소하는 방향으로 반복적으로 영상의 변화가 이루어지며, T값을 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 식 (7)과 같이 정의 된다.

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

식에서 x_s 및 x_r 은 각각 기준 픽셀과 이웃 픽셀을 의미하며, η_s 는 이웃 픽셀(neighborhood) 시스템을 의미한다.

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

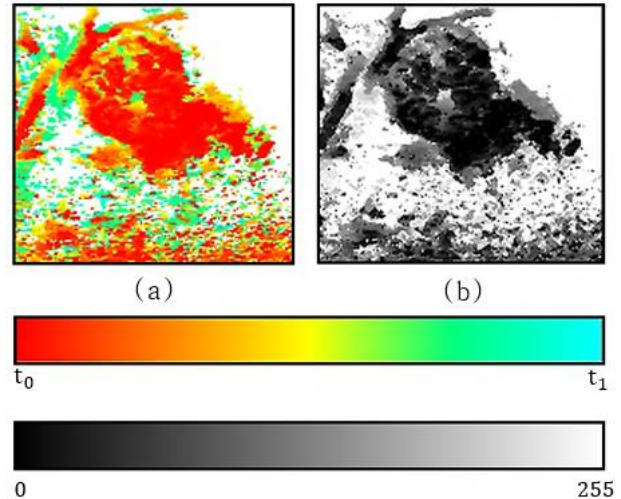
$$V_c(x_s) = \begin{cases} -\zeta & \text{if } |x_s - x_r| < D \\ +\zeta * \left(\frac{|x_s - x_r|}{255}\right) & \text{if } |x_s - x_r| \geq D \end{cases} \quad (8)$$

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

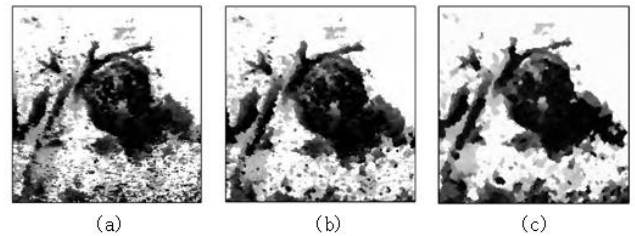
4. 실험 결과 및 고찰

총 30개의 실제 조영증강 초음파 영상에 대하여 앞 절에서 기술한 기법을 적용하여 실험을 수행하였다. (그림 2)는 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.

(그림 3)은 이러한 형태의 파라미터 영상으로부터 앞 절에서 기술한 MRF 기반의 영상개선 기법을 적용한 결과의 예이다. 식 (8)에서 파라미터 D값을 10으로 설정한 경우이며, ζ 값은 2.0으로 설정하였다. 그림에 보인 바와 같이 최초 영상에서 포함된 다량의 노이즈가 제안된 기법에 의하여 상당 부분 제거될 수 있음을 알 수 있다.

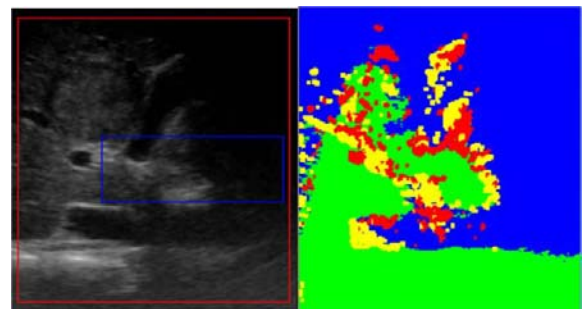


(그림 2) 전이시간 파라미터 영상생성 결과의 예



(그림 3) 영상개선 기법 실험결과(1)

(그림 4)는 간 병변의 특성 분석을 위한 파라미터 영상생성 실험결과에 대한 예이다. 그림에 보인 바와 같이 영상에서 4가지 색상으로 조영증강 패턴의 특성을 분류하여 시각적으로 판단할 수 있게 한다.



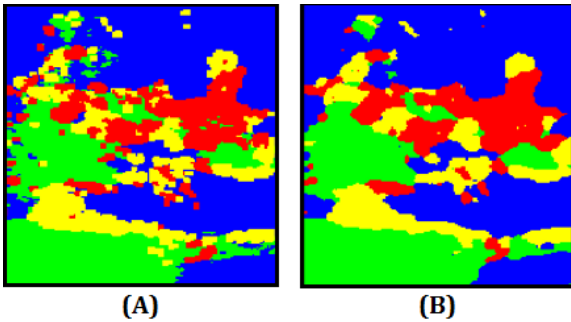
(그림 4) 생성된 파라미터 영상의 예

(그림 5)는 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 (그림 5)에 적용한 상수 ζ 값은 0.35이며, T값은 최초 값을 1로 한 후 반복회수 i 가 증가함에 따라 식 (9)의 형태로 점진적으로 감소시켰다.

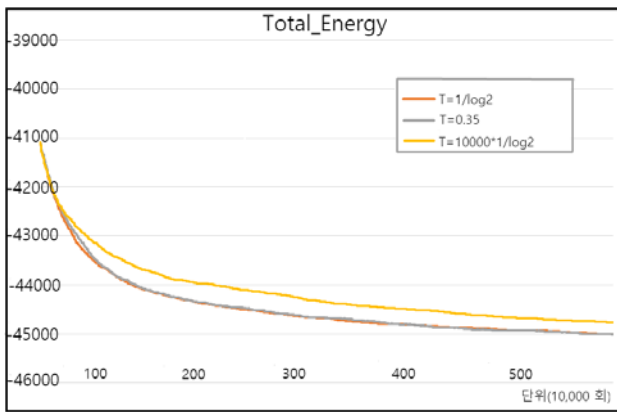
$$T_i = \frac{T_0}{\log i} \quad (9)$$

이러한 파라미터 값은 다수의 반복 실험을 통하여 튜닝한 결과이다.



(그림 5) 영상 개선 기법 실험 결과(2)

(그림 6)은 영상개선 기법의 실험과정에서 에너지 함수 값의 변화를 보인 것이다. 적용한 파라미터 값에 따라 그 형태가 다소 달라질 수 있으며, 점진적으로 최저 값으로 수렴하고 있음을 보인다.



(그림 6) 영상개선 실험에서 에너지함수 값의 변화

5. 결론

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 사용

한 영상개선 기법을 위하여 각 파라미터 영상의 특성을 반영한 에너지 함수를 정의하여 적용하였으며 노이즈 개선효과를 실험적으로 평가하였다. 이러한 연구는 진단결과의 정량화된 분석기능과, 전문가의 판단을 보조하는 기능을 지원함으로써 의료 초음파 진단의 신뢰성과 유용성을 향상시킬 것으로 기대된다. 향후 연구에서는 영상의 개선 과정에서 영역분할의 경계선을 반영하는 에너지함수를 정의하여 영역 구분을 효과적으로 추출하고 성능을 개선하는 연구를 수행할 예정이다.

참고 문헌

- [1] Roberto Iezzi, Gianluigi Petrone, Angela Ferrante, Libero Lauriola, Claudio Vincenzoni, Michele Fabio la Torre, Francesco Snider, Guido Rindi, 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, 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, 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, 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.