

의료 초음파 영상에서 TIC 변형 복원 기법

이승강*, 이혜민**, 박현지**, 김호준**

*한동대학교 대학원 정보통신공학과

**한동대학교 전산전자공학부

e-mail : hjkim@handong.edu

Recovery of TIC Deformation in Ultrasound Image

Seung-Kang Lee*, Hye-Min Lee**, Hyun-Ji Park**, Ho-Joon Kim**

*Dept. of Information and Communication, Handong University

**Dept. of Computer Science and Electrical Engineering, Handong University

요 약

간 질환 진단을 위한 의료 초음파 동영상에서 호흡으로 인한 영상의 흔들림 현상은 전이시간(transit time) 요소와 같은 진단 파라미터의 신뢰도를 저하시킬 뿐만 아니라, 정확한 병변 형태의 추출을 어렵게 한다. 본 연구에서는 호흡 주기를 자동으로 감지하고 이를 기반으로 ROI 를 추적하는 방법과 프레임 샘플링을 통하여 TIC(Time-Intensity Curve) 형태의 왜곡을 보정하는 방법을 고찰한다. 세부적으로 동적 가중치와 모멘텀 요소를 고려한 추적 기법을 제시하고 유용성을 평가한다. 또한 호흡주기와 프레임간 유사도(similarity)를 기반으로 한 영상 샘플링 기법을 제안하고 이로부터 신호의 왜곡을 보정할 수 있음을 보인다.

1. 서론

최근 들어 의료분야의 여러 연구에서 간 조직의 섬유화 측정 등 간 질환을 진단하는 방법으로써 조영증강 초음파 진단 기법의 유용성이 입증되고 있다[1-5]. 조영증강 초음파 진단과정에서 호흡에 의한 흔들림으로 인한 영상 신호의 왜곡을 보정하는 문제는 진단 지표의 신뢰도를 개선하는 중요한 연구라 할 수 있다.

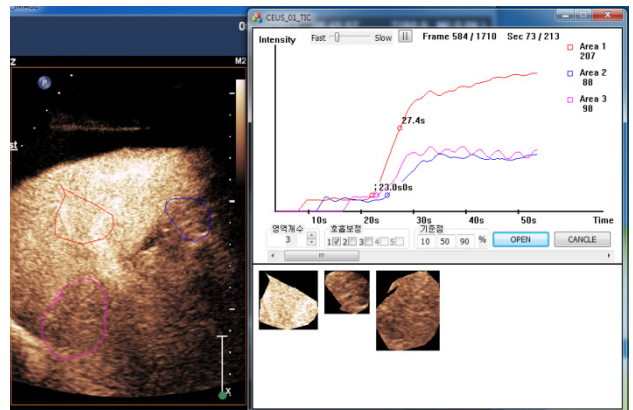
Nakamoto 등은 프레임간 유사도를 기반으로 영상의 3 차원 변형을 추정하여 복원하는 방법론을 제시하였으며[2], Mule 등은 PCA(Principle Components Analysis)에서 일차 요소를 선형 결합하는 방식으로 호흡에 의한 움직임을 추정하는 기법을 제안하였다[3].

본 연구에서는 간 섬유화 진단 및 병변 검출을 위한 조영증강 초음파 동영상으로부터 조영효과의 전이 시간과 연관된 파라미터의 추출과정에서 신호의 왜곡을 개선하기 위한 방법을 제시한다. 세부적으로 동적 가중치와 모멘텀 요소를 고려한 ROI 추적 기법과 호흡 주기와 영상의 유사도를 기반으로 하는 프레임 샘플링 기법을 제시하고 두 기법의 유용성을 고찰한다. 영상의 흔들림을 보정하는 추적 기법은 TIC 형태의 왜곡을 상당부분 보정할 수 있으나, 호흡주기 별로 일정량의 명도 변화는 여전히 존재하여 신호패턴의 왜곡을 초래한다. 이에 호흡주기 별로 최적의 유사도를 갖는 프레임을 샘플링 하고 TIC 곡선을 근사화 함

으로써 신호패턴의 주기적 변동과 왜곡을 보정한다. 제안된 방법은 실제 임상 데이터를 대상으로 한 실험을 통하여 그 유용성을 평가한다.

2. 간질환 진단을 위한 TIC 분석 기법

Li 등이 연구[4]에서 B 형 간염환자를 대상으로 조영증강 초음파 영상에서 조영효과의 확산형태와 전이 시간이 간 섬유화 진단을 위한 유용한 파라미터가 됨을 보인 바 있다[4]. 본 연구에서는 (그림 1)에 보인 바와 같이 초음파 동영상에서 지정영역(ROI)에 대하여 명도의 변화를 분석하고 필요한 파라미터를 산출하는 시스템을 개발하였다.

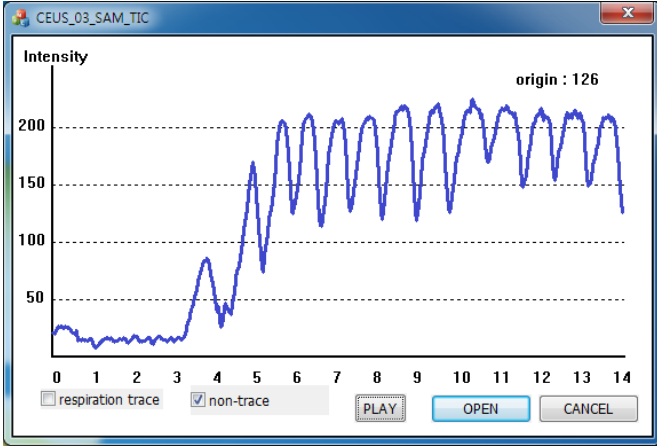


(그림 1) 조영증강 초음파 동영상의 TIC 분석 시스템 인터페이스(예)

◆ 본 연구는 교육과학기술부와 한국연구재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임

이는 ROI의 형태 및 크기의 변화를 다양하게 지원하며, 다중 영역 및 다중 파일에 대한 비교, 분석 기능을 포함한다.

그런데 이러한 시스템에서 TIC 정보는 (그림 2)에 보인 바와 같이 호흡주기에 따라 심한 변동을 보이는데 이는 정확한 파라미터 값을 산출하는데 어려움을 야기한다. 이에 본 연구에서는 TIC 형태의 왜곡을 보정하는 방법론으로서 ROI 추적 기법과 프레임 샘플링 기법을 제안하고 실험적으로 평가한다.



(그림 2) 호흡 주기에 따른 TIC의 변화 형태 예

3. ROI 추적 기법에 의한 TIC 보정

앞 절에서 기술한 흔들림 현상을 보정하는 방법으로 우선 ROI를 추적하는 방법을 고찰하였다.

호흡에 의한 영상의 위치변화에 대한 추적 기법은 ROI에 속한 픽셀 위치를 기준으로 120-neighbor에 대한 유사도(similarity) 척도를 기반으로 이루어진다. 본 연구에서 사용한 유사도 함수는 식 (1)과 같다.

$$S(X^t, X^{t+1}, k) = \frac{1}{N} \sum_{i,j \in ROI} (1 - |x_{ij}^t(0) - x_{ij}^{t+1}(k)|) \quad (1)$$

식에서 X^t 및 X^{t+1} 은 각각 t 및 $t+1$ 시점의 영상 데이터이고, k 는 120-neighbor 픽셀 중의 임의의 위치를 의미한다. 상수 N 은 ROI에 속한 픽셀의 수를 의미하며, x_{ij} 는 (i,j) 위치의 픽셀 값을 의미한다. 다시 말해서 위 식은 표준 영상과 비교 영상에 대하여 각 픽셀을 기준으로 k 의 위치만큼 이동한 영상의 유사도를 의미한다.

유사도를 산출한 후 ROI의 위치 추적은 식 (2)와 같이 각 위치 별로 가중치를 적용하여 결정한다.

$$v^t = \operatorname{argmax}_k (W_k^t \cdot S(X^t, X^{t+1}, k)), \quad k = 1, 2, 3, \dots, 120 \quad (2)$$

식에서 v^t 는 현 시점에서 ROI의 움직임 정보를 의미하며, 인접한 120개의 코드 중의 한 값으로 결정되게 된다. 이러한 유사도 척도의 경우, 노이즈 비율이 높을 때, 추적 오류를 야기할 수 있다. 그러한 점에서 본 연구에서는 유사도에 대하여 각 위치 별로 움직임의 모멘텀을 반영하여 가중치를 설정한다.

식 (2)에서 동적 가중치 W_k^t 의 값은 다음의 식 (3), (4) 및 (5)와 같이 결정된다.

$$W_k^t = W_k^{t-1} + \Delta W_k^t \quad (3)$$

$$\Delta W_k^t = \begin{cases} P(t) \cdot (D_{\max} - d(v^t, k)) & \text{if } d(v^t, k) < D_{\text{th}} \\ 1.0 - W_k^{t-1} & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4)$$

$$P(t) = \eta \cdot \sin\left(\frac{t-T_0}{\tau}\right) \pi \quad (5)$$

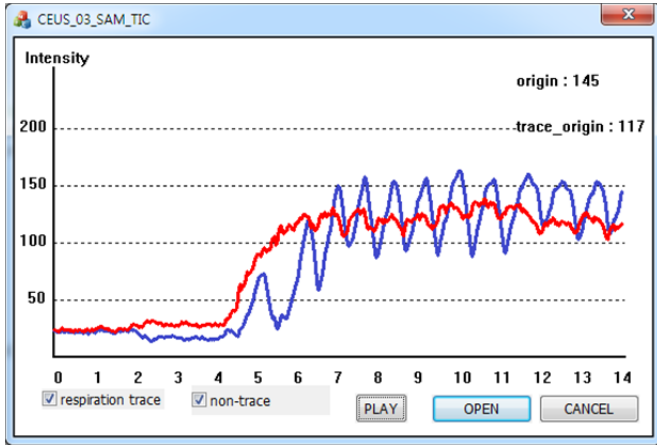
식에서 ΔW_k^t 는 시점 t 에서 적용하는 가중치 변화분을 의미하며, 이 값은 이전 프레임에서 판단한 이동 정보와의 차이에 반비례하고, 호흡주기에 따라 sine 함수 형태에 비례하는 모멘텀 요소를 반영한다. 식 (3)과 식 (4)는 윈도우 상의 특정위치 k 에 대한 가중치 설정 규칙을 의미한다. 즉 매 반복마다 결정되는 가중치 증가분 ΔW_k^t 는 식 (4)에 의해 결정되는데 식에서 D_{\max} 및 D_{th} 는 각각 가중치 설정범위를 결정하는 최대거리와 기준거리이며, $d(v^t, k)$ 는 두 위치 점 간의 유클리드 거리이다. v^t 는 이전 단계에서 검출한 상대적 이동위치를 의미한다. $P(t)$ 는 현 시점을 호흡주기와 관련하여 가중치의 크기를 결정하는 요소인데 식 (5)으로부터 결정된다. 식 (5)에서 T_0 는 호흡주기의 시작지점을 의미하며 EOI(End-point of Inspiration) 및 SOD(Start-point of Dynamic-phase)와 일치하여 매 주기마다 재설정된다. T 와 τ 는 호흡주기와 이에 대한 추정치로서 매 주기마다 식 (6) 및 (7)과 같이 갱신되도록 하였다. 식 (6)에서 α 는 추정치와 측정치의 비율을 반영하는 0과 1사이의 상수 값이다.

$$\tau^{\text{new}} = \alpha \tau^{\text{old}} + (1 - \alpha)T \quad (6)$$

$$T = \begin{cases} \text{EOD} - \text{EOI: expiration} \\ \text{EOI} - \text{SOD: inspiration} \end{cases} \quad (7)$$

(EOD = End-point of Dynamic-phase)

(그림 4)는 이러한 추적기법을 적용하여 흔들림을 보정한 이후의 TIC 개선 효과를 비교한 것이다.



(그림 4) ROI 추적결과를 적용한 TIC 변화 비교(예)

그림에 보인 바와 같이 ROI 추적 기법은 초기에 설정한 목표영역이 진단 과정에서 위치 이탈을 반복하는 현상을 상당부분 개선할 수 있다. 그러나 호흡에 의한 흔들림 현상은 진단 대상 조직의 2 차원적 이동 뿐만 아니라 3 차원적인 변이를 야기하므로 (그림 4)에 보인 것처럼 전체 명도의 증감을 반복적으로 보이는 경우가 관찰된다.

4. 호흡 주기 추출 및 샘플링 기법

ROI 추적 기법을 적용한 이후에도 여전히 잔재하는 부분적 왜곡을 개선하기 위하여 샘플링 기법을 통해 TIC 형태를 근사화하는 방법을 제안한다. 세부적으로 호흡주기를 자동 산출하고 주기 별로 프레임간 유사도 척도에 기초한 샘플링 과정을 수행한다. 유사도 산출을 위하여 식 (8)과 같은 절대편차의 합(이하 SAD: Sum of Absolute Difference)을 적용하였다.

$$SAD(R, X) = \frac{1}{M} \sum_{x_i \in R} |R(x_i) - X(x_i)| \quad (8)$$

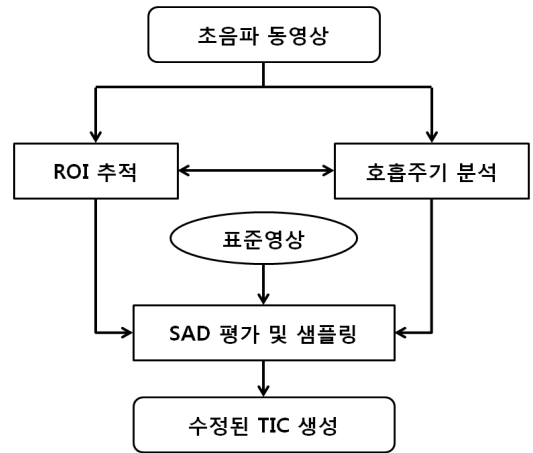
식에서 R과 X는 각각 기준영상 및 대상영상의 의미하며, $R(x_i)$ 는 영상 R에서 임의 위치의 픽셀 값을 의미한다. 상수 M은 총 픽셀 수이다.

그런데 본 연구에서는 이를 좀더 개선한 형태로서 유사도 산출 과정에서 흔들림 현상을 보정한 결과를 활용하는 형태로 재조정 한다. 다시 말해서 식 (9)와 같이 대상물의 공간 이동을 고려한 식으로서 산출 한다.

$$SAD^T(R, X) = \frac{1}{L} \sum_{x_i \in \Omega_{R, X^T}} |R(x_i) - X^T(x_i)| \quad (9)$$

식에서 X^T 는 영상 X에 대하여 2 차원 공간 상의 위치 변화를 보정한 영상이다. Ω_{R, X^T} 는 R의 ROI 영역 중에서 R과 X^T 의 중첩 영역을 의미 한다. 상수 L은 중첩 영역에 대한 픽셀의 개수이다.

이를 기반으로 하는 샘플링 기법은 다음 그림과 같은 과정으로 이루어진다.

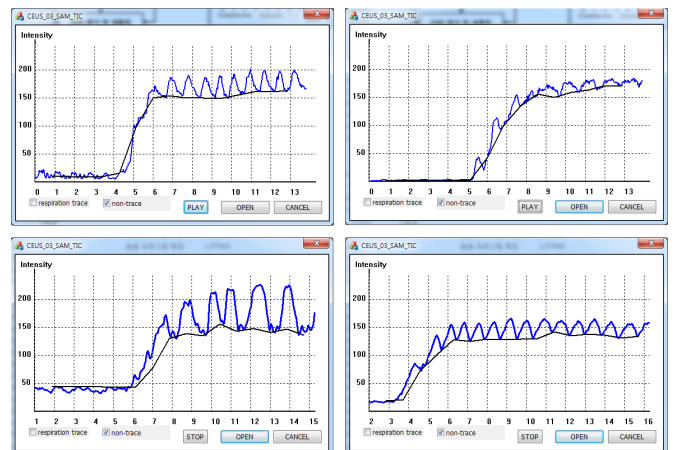


(그림 5) 호흡 주기 별 프레임 샘플링 과정

다시 말해서 입력된 초음파 동영상에 대하여 ROI 추적 기법을 통하여 각 프레임 별로 2 차원 좌표 이동을 산출한다. 이와 병행하여 영상의 흔들림 현상을 추적하여 호흡주기를 산출하게 되며 호흡 주기 별로 최소의 SAD^T 값을 갖는 프레임을 추출하게 된다. 이어서 추출된 프레임만으로 재구성된 데이터로부터 TIC를 생성하여 왜곡이 보정된 TIC 형태를 얻을 수 있게 된다.

5. 실험 결과 및 고찰

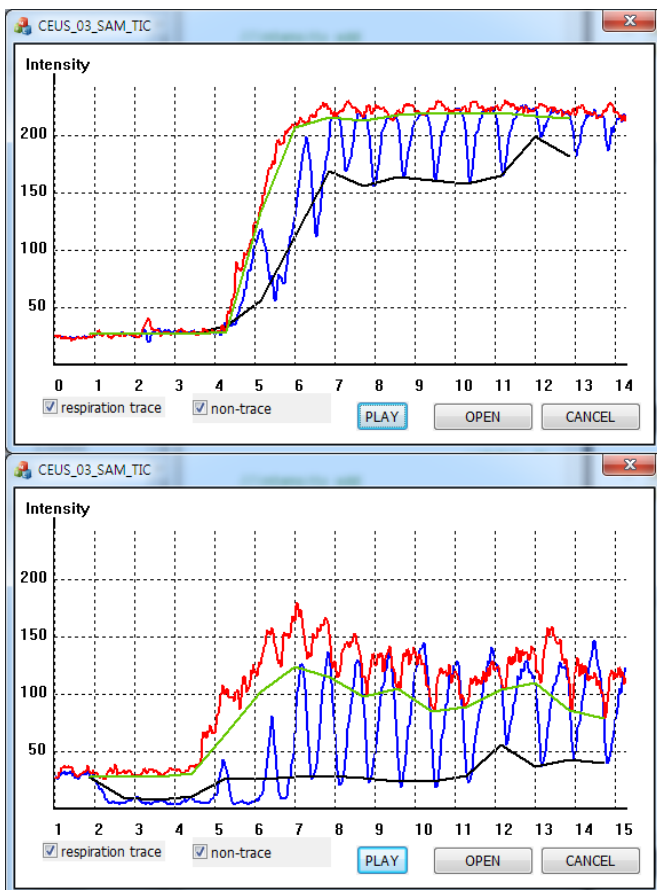
(그림 6)는 샘플링 기법을 적용한 TIC 근사화 실험 결과이다. 그림에 보인 바와 같이 호흡주기에 따라 발생하는 TIC 곡선의 변동 현상은 이러한 근사화 과정을 통하여 개선될 수 있음을 보인다. 이러한 형태는 HVTT(Hepatic Vein Transit Time)이나 PVTT(Portal Vein Transit Time) 등의 지표를 산출하는데 매우 용이한 형태가 된다.



(그림 6) 샘플링 기법을 적용한 TIC 근사화 결과

(그림 7)은 본 연구에서 단계적으로 제시한 각 실험을 상호 비교한 내용이다. 그림에서 청색은 원 영상에서의 TIC 형태이며, 적색 표시는 ROI 추적 결과를 반영한 내용으로 원영상의 명도변동을 상당부분 개선하였음을 알 수 있다.

샘플링 기법에 의한 근사화 기법에 대하여 ROI 추적 기법을 적용하지 않은 경우를 그림에서 흑색으로 표현하였는데, 이는 호흡에 따라 진동하는 형태는 변이 발생하지 않는다. 그러나 명도변화의 진폭이 큰 경우 주기 별로 저 점만을 샘플링 하게 되는 현상이 발견되어 전체 형태에서 심각한 오류를 포함할 수 있음이 아래쪽 그래프에서 나타난다. 본 연구에서 제안한 ROI 추적 기법과 샘플링 기법을 상호 결합한 방식이 이를 보완 할 수 있게 함을 볼 수 있다. 이 결과를 그림에서 녹색으로 표시하였는데, 영상에서 명도의 주기적 변화 부분과 샘플링오류로 인한 형태의 왜곡을 모두 보완 할 수 있음을 보인다. 기저 명도(base intensity)와 확산 속도 등이 또 다른 유용한 파라미터로 이용될 수 있음을 감안할 때 이러한 개선은 매우 의미가 있는 과정으로 평가된다.



(그림 7) TIC 변화 비교: 원 영상(청색), ROI 추적 기법 적용(적색), 샘플링 기법 적용(흑색), ROI 추적 및 샘플링 기법 적용(녹색)

6. 결론

초음파 동영상에서 호흡주기에 따른 급격한 명도

변화는 초음파 진단과정에서 대상 조직의 2 차원 및 3 차원 변형이 반복되는 현상으로부터 기인한다. 의료 연구에서 조영증강 신호가 전이되는 시간과 방향 등이 중요한 파라미터가 된다는 점을 고려할 때, 흔들림으로부터 발생하는 TIC 곡선의 왜곡을 보정하는 기법은 매우 중요하다. 본 연구에서 제시한 ROI 추적 기법과 영상 샘플링 기법을 병행하는 연구는 상호의 단점을 보완하여 정확도를 향상시킨다. 다시 말해서, ROI 추적 기법이 목표영역의 2 차원 공간상의 변이를 보정할 수 있으나, 3 차원적 뒤틀림 현상으로 발생하는 명도 변화의 영향을 개선하는 데는 한계가 있다. 반면 샘플링 기법은 호흡주기를 정확하게 추정할 수 있고 호흡주기에 따라 변이의 형태가 반복된다고 가정한다면 이상적으로 개선된 근사화 곡선을 기대할 수 있으나, ROI의 이탈 현상과 변이의 형태가 주기성을 벗어날 때 심각한 오류를 포함 할 수 있다. 또한 샘플링으로 인한 정보의 소실은 보다 정밀한 파라미터를 산출하는데 신뢰도를 저하시킬 가능성을 내재한다. 그러므로 본 연구에서 제시한 두 방법을 상호 보완하는 기법은 환경 변화 및 왜곡에 보다 강인한 진단 및 분석을 가능하게 할 것으로 기대된다. 향후 연구에서는 다양한 간질환 지표를 영상화 하는 과정에서 본 연구의 이론을 적용하는 연구를 수행할 예정이다.

참고문헌

- [1] Ji Zhang, Minyue Din, Fan Meng, Ming Yuchi, and Xuming Zhang, "Respiratory Motion Correction in Free-Breathing Ultrasound Image Sequence for Quantification of Hepatic Perfusion," *Medical Physics*, Vol.38, No.8, pp.4737-4748, 2011.
- [2] Masahiko Nakamoto, Hiroaki Hirayama, Yoshinobu Sato, Kozo Konishi, Yoshihiro Kakeji, Makoto hashizume, Shinichi Tamura, "Recovery of Respiratory Motion and Deformation of the Liver using Laparoscopic Freehand 3d Ultrasound System," *Medical Image Analysis*, Vol.11, pp.429-442, 2007.
- [3] S Mule, N Kachenoura, O Lucidarme, A De 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.16, pp.5153-5165, 2011.
- [4] 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 Medicine & Biology*, Vol.36, No.7, pp.1066-1075. 2010.
- [5] G Renault, F Tranquart, V Perlberg, A Bleuzen, A Herment and F Frouin, "A Posteriori Respiratory Gating in Contrast Ultrasound for Assessment of Hepatic Perfusion," *Physics in Medicine and Biology*, Vol.50, No.19, pp.4465-4480, 2005.