

초음파 영상에서 끊어진 구조 영역 연결성 향상 방법

(Connectivity Enhancement of Broken Structural Regions in Ultrasound Images)

서현기[†] 송혜정^{**} 김백섭^{***}
(Hyun Gi Seo) (Hye Jeong Song) (Baek Sop Kim)

요약 본 논문에서는 초음파 영상에서 끊어진 구조의 연결성을 향상시키는 방법을 제안한다. 본 제안 방법은 대상 픽셀의 밝기값과 주변픽셀의 그라디언트 정보를 사용하여 연결 여부를 결정하게 된다. 끊어진 구조로 판단되어진 픽셀은 그 밝기값을 증가시켜 연관성 있는 구조로 연결시키게 된다. 이후 시각적 자연스러운 표현을 위하여 비등방성 확산 필터링을 적용하여 수행하게 된다. 연산속도의 이득을 위하여 제안하는 연결성 향상 방법의 구조행렬은 그라디언트 정보와 확산 방향을 결정하는 확산 필터의 구조행렬과 동일한 구조행렬을 사용하였다. 실험은 끊어진 구조가 나타나는 실제 초음파 영상에 대해 수행하였으며 제안된 방법에 의해 끊어진 구조가 연결되어졌음을 확인할 수 있다.

키워드 : 연결성 향상, 확산필터링, 구조연결

Abstract This paper is to propose a method to enhance the connectivity of the broken structures. The pixels to be connected are found by a decision rule which is based on the intensity and gradient information of the neighboring pixels. The intensity of the pixel, if it is decided to be filled, is increased so that the pixel together with its neighbors looks connected. The anisotropic diffusion follows to make the connected structural region look more natural. The same structure matrices have been used both to get gradient information and to decide the direction of diffusion to improve the computational speed. It has been shown by the experiments on the real ultrasound images that the broken structural regions can be connected by the proposed method.

Key words : Connectivity Enhancement, Diffusion Filtering, Connected Structural Region

1. 서론

의료 초음파 영상 시스템은 다른 의료 영상 시스템에 비해 이동성이 뛰어나며, 적은 비용으로 연조직 내부의 모습을 실시간으로 획득 가능한 기술이다. 이 기술로 의

사는 안전하고 빠르게 연조직 내부의 모습을 확인하고 질병을 진단 할 수 있게 되었고, 환자는 자신의 상태를 즉각적으로 확인하고 조치를 받을 수 있게 되었다.

초음파 영상의 화질은 영상의 해석과 진단 시 매우 중요한 요소라 할 수 있다. 하지만 실제 초음파 영상은 스펙클 잡음(speckle noise)을 비롯한 다양한 요소로 인하여 상당히 훼손된 상태로 획득 되어진다. 훼손된 상태의 원 영상은 의사의 진단 및 자동화된 영상 분석, 인식 등의 부분에서 정확성을 저하시키게 된다[1]. 따라서 다양한 접근을 통한 화질 개선은 진단, 분석, 인식 등의 부분에서 반드시 필요하며 중요한 요소라 할 수 있다.

초음파 영상의 화질개선은 원 영상을 왜곡시키지 않는 범위에서 스펙클 잡음(speckle noise)을 비롯한 초음파 영상에서 필연적으로 발생할 수 있는 잡음을 억제하며 구조의 자연스러운 표현과 병변 구별을 위한 대비 향상 측면의 개선을 의미한다. 구조의 자연스러운 표현

[†] 비회원 : 한림대학교 컴퓨터공학과
seo8207@hallym.ac.kr

^{**} 비회원 : 한림대학교 유비쿼터스컴퓨팅학과 교수
hjsong@hallym.ac.kr

^{***} 종신회원 : 한림대학교 컴퓨터공학과 교수
bskim@hallym.ac.kr

논문접수 : 2010년 5월 26일
심사완료 : 2010년 8월 20일

Copyright©2010 한국정보과학회 : 개인 목적이거나 교육 목적인 경우, 이 저작물의 전체 또는 일부에 대한 복사본 혹은 디지털 사본의 제작을 허가합니다. 이 때, 사본은 상업적 수단으로 사용할 수 없으며 첫 페이지에 본 문구와 출처를 반드시 명시해야 합니다. 이 외의 목적으로 복제, 배포, 출판, 전송 등 모든 유형의 사용행위를 하는 경우에 대하여는 사전에 허가를 얻고 비용을 지불해야 합니다.

정보과학회논문지: 소프트웨어 및 응용 제37권 제10호(2010.10)

은 구조의 부드러운 표현 정도와 하나의 구조라 판단되는 구조의 경우 자연스러운 연결로 하나의 구조로 표현하는 것을 말한다.

스펙클 잡음을 제거하기 위해, 시간적 평균(temporal averaging)[8], 중간값 필터(median filter)[9], 적응 스펙클 잡음 감소(adaptive speckle reduction)[10-13], 위너 필터(Wiener filter)[14] 등 여러 가지 방법들이 소개되었다. 하지만 잡음 감소와 함께 혈관 및 조직의 결 무늬와 같은 구조의 손실이 함께 발생하는 문제점을 가지고 있다. 이는 초음파 영상의 화질 개선의 관점에서 구조 표현력의 저하를 초래하게 된다.

잡음의 억제뿐만 아니라 구조의 손실을 줄이는 둘 사이의 균형 있는 향상을 위하여 효과적인 선형 등방성 확산 필터링(linear isotropic diffusion filtering), 비선형 등방성 확산 필터링(nonlinear isotropic diffusion filtering)[4], 비선형 비등방성 확산 필터링(nonlinear anisotropic diffusion filtering)[1-3], 다해상도 에지 향상 확산 필터링(multi-resolution edge enhanceing diffusion; MEED)[5,6] 등 열확산 방정식을 기초로 한 다양한 방식의 확산 필터링이 소개 되었다.

기존의 초음파 영상을 향상하는 방법들은 구조 표현력을 저하하지 않으면서 잡음을 억제하는 데에만 목표를 두고 있다. 초음파 영상의 경우 구조영역이 가늘고 약한 경우 잡음 때문에 구조가 끊어져 보이게 되는데 기존 초음파 영상 품질 향상 방법들은 끊어진 구조의 경우 구조를 연결시키지 못하기 때문에 하나의 구조가 서로 별도의 구조로 끊어져 보이는 문제점을 가지게 된다.

이렇게 초음파 영상에서 연결성이 끊어지는 형태의 왜곡을 복원하는 방법은 찾을 수 없었다. 이에 본 논문에서는 끊어짐이 발생하는 구조를 연결시켜 구조의 연결성을 향상시키는 방법을 제안하고자 한다. 2장에서 초음파 영상에 대해 간단히 소개한 후 3장에서 제안된 방법을 제시하고 4장에서 실험결과를 고찰한다.

2. 초음파 영상

초음파진단기는 펄스-에코의 원리를 이용하여 탐촉자(probe)에서 발생된 펄스가 반사체(장기나 생체조직)에

부딪혀서 에코를 발생시키고 이를 탐촉자가 받아서 반사위치나 반사량을 확인할 수 있는 장치이다. 의학용 초음파 진단장치에서 가장 일반적으로 보여지는 초음파영상은 B모드(Brightness mode) 영상표시법으로, 탐촉자로 되돌아온 펄스의 반사량을 밝기로 표현한 것이다. 이 초음파 영상을 통하여 인체 내부 장기의 형태학적 구조를 알 수 있고 반향기질에 따른 미세한 국소 병변을 찾아주어 임상진단에 도움을 준다[15].

그림 1은 초음파 영상처리 시스템에 대한 블록도이다. 초음파 영상을 획득하기 위해서는 탐촉자를 통해 초음파를 송신한 후 수신되는 초음파를 일정 시간 간격으로 샘플링하여 깊이에 따른 반사정도를 한 스캔라인(scan line)에 대해 얻는다. 한 스캔라인에 대한 데이터를 획득한 후 탐촉자를 약간 움직여 다음 스캔라인에 데이터를 얻는 과정을 반복해서 2차원 영상을 얻게 된다. 실제로는 탐촉자를 기계적으로 움직이는 대신에 탐촉자를 여러개의 작은 셀들의 배열로 만들어 각 셀들에서 송신하는 신호의 지연시간을 조정하여 전자적으로 스캔라인의 방향을 조정하는 방법을 사용하게 된다.

이렇게 얻어진 신호는 변조과정을 거쳐 2차원 영상으로 변환된다. 이 2차원 영상은 프로브의 스캔라인에 따른 장치좌표계를 가지고 있으므로 이를 출력하기 위해서는 Digital Scan Converter(DSC)를 통해 출력장치의 표시좌표계로 변환 하여야 한다. 장치 좌표계는 사용되는 탐촉자에 따라 달라지므로 그에 따라 DSC 방법도 달라진다. 예를 들어 갑상선, 근골격계 검사용으로 사용되는 선형 탐촉자로 얻어진 영상은 2차원 보간 처리로 스캔 간격과 출력 간격을 맞추어 사각형 출력 영상을 보이며, 복부, 산부인과 검사용으로 사용되는 볼록형 탐촉자로 얻어진 영상은 r-theta 보간법을 이용하여 부채꼴 모양의 출력 영상으로 변환된다[15].

영상을 보정하거나 품질을 향상시키기 위한 영상처리는 DSC를 이전 원영상에 대해 처리하는 방법(pre-processing)과 DSC 이후 영상에 대해 수행하는 방법(post-processing)이 모두 가능하다. 전자는 일반적으로 영상크기가 작아 처리 시간이 적게 걸리는 장점이 있지만 초음파 시스템 내부에 소프트웨어를 변경해야

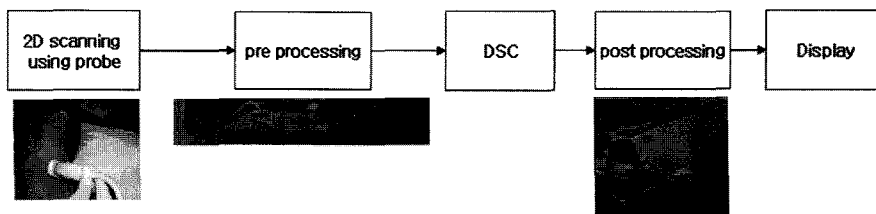


그림 1 초음파 영상처리 시스템 블록도

하는 단점이 있다. 후자 경우는 영상크기가 커져 처리 시간이 오래 걸리고, 원점에서 멀어지는 화소들은 보간되어 불러되는 문제가 있지만 초음파 시스템 내부를 변경하지 않고 손쉽게 시스템에 기능을 삽입할 수 있다는 장점이 있다. 본 논문에서는 DSC이후 영상에 대해 품질향상, 특히 끊어진 구조 영역에 대해 연결성을 향상하는 방법을 제안하고 있다.

3. 연결성 향상 알고리즘

연결성 향상 알고리즘은 입력 영상에 대해 끊어진 구조를 찾고, 끊어진 구조를 채움으로써 끊어진 구조를 연결시켜 구조의 연결성을 향상시키는 방법이다. 이 절에서는 제안하는 연결성 향상 알고리즘의 전체 구조를 보이고, 각 단계별 방법에 대해 기술한다.

3.1 구조

알고리즘의 구조는 그림 2와 같다.

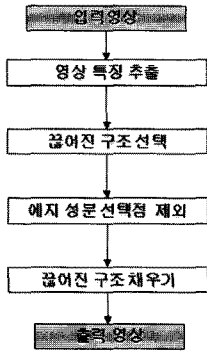


그림 2 제안된 알고리즘

입력영상에 대해 영상의 그라디언트 정보를 포함하는 영상의 특징을 추출하며, 끊어짐 조건을 판별하여 끊어진 구조를 선택하게 된다. 선택되어진 대상 중 에지 성분은 선택점에서 제외하여 최종적으로 끊어진 구조로 판별하게 된다. 이 최종 선택 대상의 명암도를 높임으로써 끊어진 구조가 연결되어진 영상을 얻게 된다.

3.2 영상 특징 추출

영상의 특징으로 구조 행렬을 사용하며 그 형태는 다음과 같이 그라디언트 정보를 행렬로 표현한 것이다.

$$S = \begin{bmatrix} k_{\sigma}^*(I_x)^2 & k_{\sigma}^*(I_x I_y) \\ k_{\sigma}^*(I_x I_y) & k_{\sigma}^*(I_y)^2 \end{bmatrix} \quad (1)$$

I_x 와 I_y 는 영상의 x 미분 성분과 y 미분성분이며, K_{σ} 는 σ 크기의 분산을 갖는 가우시안 커널이며 *는 회전을 의미한다. 구조 행렬은 소벨 연산과 같은 1차원 방향성 기울기 연산에 비해 다음과 같은 장점이 있다.

- 1) 잡음에 강하다.

- 2) 반대 방향 기울기들이 서로 상쇄되지 않는다.

- 3) 균일한 정도(coherence)를 통해 에지의 신뢰도를 알 수 있다.

구조행렬의 각 요소를 $J_{\rho} = \begin{pmatrix} j_{11} & j_{12} \\ j_{12} & j_{22} \end{pmatrix}$ 이라고 하자. 이는 정규 직교한 고유 벡터 v_1, v_2 를 갖는다.

$$v_1 \parallel \begin{pmatrix} 2j_{12} \\ j_{22} - j_{11} + \sqrt{(j_{11} - j_{22})^2 + 4(j_{12})^2} \end{pmatrix} \quad (2)$$

이에 대응하는 고유치 μ_1, μ_2 는 다음과 같다.

$$\mu_1 = \frac{1}{2}(j_{11} + j_{22} + \sqrt{(j_{11} - j_{22})^2 + 4(j_{12})^2})$$

$$\mu_2 = \frac{1}{2}(j_{11} + j_{22} - \sqrt{(j_{11} - j_{22})^2 + 4(j_{12})^2}) \quad (3)$$

v_1 은 가장 밝기 값이 빠르게 변하는 방향 즉, 그라디언트 방향을 나타내게 되고 v_2 는 일관성의 방향 즉, 에지의 방향을 나타내게 된다[2,4] 그 방향은 그림 3과 같이 나타낼 수 있다.

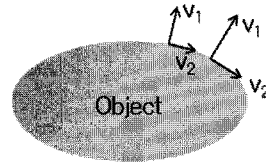


그림 3 벡터의 방향

이 고유치 값들을 이용하여 다음과 같이 일관성의 정도를 파악할 수 있다. 이 값을 지역 일관성(local coherence)라고 부른다.

$$C = (\mu_1 - \mu_2)^2 = (j_{11} - j_{22})^2 + 4(j_{12})^2 \quad (4)$$

또는 다음과 같은 형태로 사용하기도 한다.

$$C = |\mu_1 - \mu_2| \quad (5)$$

혹은 다음과 같이 정규화해서 사용하기도 한다.

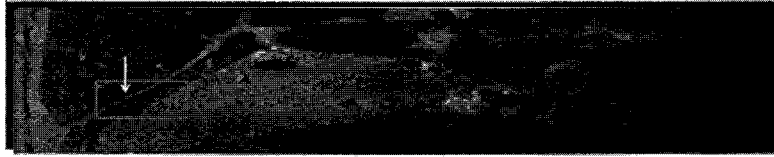
$$C = \left(\frac{\mu_1 - \mu_2}{\mu_1 + \mu_2} \right)^2 \quad (6)$$

또한 v_2 일관성 방향의 각을 다음 수식과 같이 얻을 수 있다.

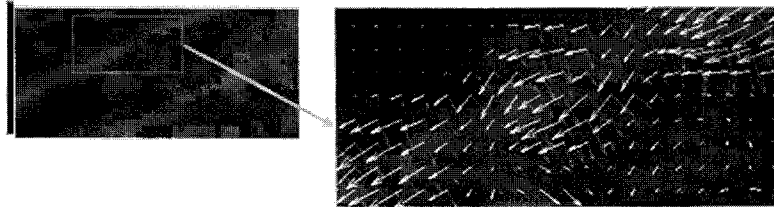
$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{j_{22} - j_{11} - \sqrt{(j_{11} - j_{22})^2 + 4j_{12}^2}}{2j_{12}} \right) \quad (7)$$

3.3 끊어진 구조 검출

초음파 영상은 신호대 잡음비가 낮고, 스펙클 잡음 등 초음파 영상 고유의 잡음 등의 영향으로 연결된 구조영역이 끊어져 보는 경우가 있다. 이는 갑상선과 같이 얇은 구조를 가지는 경우에 더욱 두드러져 나타난다. 끊어



(a) 초음파영상 원본에서의 끊어진 구조 영역



(b) 끊어진 구조 영역에 대한 특징(지역일관성, 방향벡터)

그림 4 끊어짐이 발생하는 부분의 특징

저 보이는 부분의 예를 그림 4에 보이다.

그림 4(a)는 명암도 영상을 나타낸다. 붉은색 사각형 부분을 보면 일관된 구조가 부분적으로 끊어져 보이는 것을 알 수 있다. 그림 4(b)는 (a)에서 붉은색 사각형 부분을 확대하여 지역일관성과 방향벡터를 표시한 것이다. 지역일관성 C 값은 검은색, 녹색, 붉은색 순으로 값이 높아지도록 표시하였다. 그림 4(b) 오른쪽에는 왼쪽에서 사각형으로 표시된 부분을 다시 확대하여 각 화소에 대한 방향 벡터를 표시하였다. 노란색으로 표시한 벡터(흰색 화살표)는 일관성 방향, 즉 에지 방향을 나타내며 분홍색 방향은 이와 직교하는 그라디언트 방향을 나타낸다. 구조 영역에서 끊어짐이 발생하는 부분은 다음과 같은 특징을 갖게 됨을 확인할 수 있다.

- 1) 대상 픽셀의 명암도가 낮다
- 2) 대상 픽셀 주변 영역의 지역 일관성이 높다.
- 3) 대상 픽셀의 일관성 방향과 주변의 일관성 방향이 유사하다.

초음파 영상에서는 끊어진 부분의 간격이 큰 경우가 많아 명암값만을 사용하는 기존의 영상처리 방법으로는 끊어진 부분을 연결하기 힘들다. 예를들어 잡음에 강건하고 에지의 연결성을 향상하는 에지 검출 방법으로 알려진 Canny 에지 검출방법으로 에지를 검출한 예를 그림 5에 보인다. 그림에서 흰색으로 표시한 화소들이

Canny 에지검출 연산 결과에 적당한 임계치를 사용하여 검출한 Edge들이다. 그림에서 초음파 영상과 같이 끊어진 간격이 큰 경우는 연결하지 못하는 것을 알 수 있다.

본 논문에서는 명암값뿐 아니라 지역일관성, 방향벡터 등을 이용하여 끊어진 부분을 검출하고 이를 연결하는 방법을 제안한다. 위에서 설명한 끊어진 부분의 특성을 반영하기 위해 처리 대상 화소를 중심으로 3×7 크기의 마스크를 사용한다. 그 형태는 그림 6과 같이 대상 픽셀의 일관성 방향으로 좌, 우 동일한 영역으로 구분하여 두 영역의 유사성을 비교하게 된다. 그림 6에서 C는 처리대상 픽셀을 나타내며, A, B 각 영역은 구조 행렬로부터 얻어지는 정보를 비교하는 연산을 수행할 영역이다. 이 반별 마스크는 C위치의 일관성 방향에 따라 회전하게 된다.

화소 C는 다음 네가지 조건을 만족하면 끊어진 구조라고 판정한다.

- 1) C의 명암도가 임계값 이하일 경우. ($I_c \leq t_1$)
- 2) A영역 혹은 B영역의 지역 일관성 값이 임계값 이상일 경우. ($(\overline{C_A} \geq t_2) \text{ OR } (\overline{C_B} \geq t_2)$)
- 3) A영역과 B영역의 에지방향 벡터의 기울어짐이 임계값 이하일 경우. ($|\theta_A - \theta_c| \leq t_3$ and $|\theta_B - \theta_c| \leq t_3$)
- 4) C의 지역 일관성 값이 임계값 이하일 경우. ($C_c \leq t_4$)

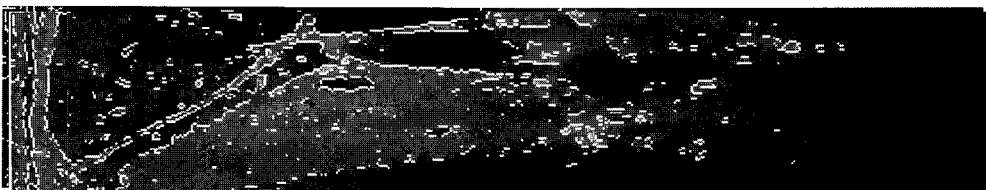


그림 5 Canny Edge 검출 결과

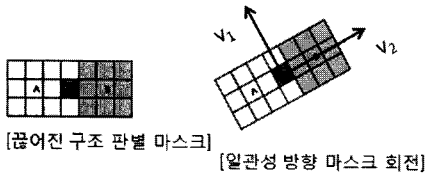


그림 6 끊어진 구조 판별 마스크

$\overline{C_A}, \overline{C_B}$ 는 각각 A 영역과 B 영역의 지역 일관성의 평균이며, θ_A, θ_B 는 각각 A영역과 B영역의 일관성 방향의 각을 나타낸다. I_c, C_c 는 각각 화소 C에서의 명암값과 지역 일관성 값을 나타낸다. 그림 7에 위 조건을 만족하는, 끊어진 구조 화소들을 흰색으로 표시하였다. 그림 4(a)에서 사각형으로 표시한 곳에서 끊어진 구조 화소들이 그림 7에서 잘 검출된 것을 알 수 있다.

3.4 에지 성분 선택점 제외

위에서 검출한 끊어진 구조 화소들은 명암값을 높여 연결성을 향상한다. 그런데 3.3절에서 검출된 끊어진 구조 화소들은 끊어진 구조 부분 화소들 뿐 아니라 에지

부분 화소들도 포함하게 되고 에지 성분은 이후 끊어진 구조를 채우는 과정에서 구조가 번져 보이게 되므로 이를 제거하여 구조가 손상되지 않도록 할 필요가 있다.

그라디언트 방향 마스크는 픽셀의 그라디언트 방향으로 에지의 정도를 측정하기 위한 것으로 그림 8과 같은 7x7 마스크로 형태를 가진다.

끊어진 구조 판별 마스크로 선택되어진 대상에 검은색으로 표현된 그라디언트 방향에서 서로 대응하는 영역의 차이로 에지 정도를 측정한다. 에지 정도가 임계치를 넘는 화소는 끊어진 구조 화소에서 제외하였다. 이렇게 에지가 제외된 끊어진 구조 화소들을 그림 9에 보인다. 그림 8과 비교하면 에지 부분이 제거되었음을 알 수 있다.

3.5 끊어진 구조 채우기

최종적으로 선택되어진 끊어진 구조 화소들은 현재 명암도 보다 큰 값으로 대체하여 끊어진 구조를 연결하게 된다. 채울 대상의 명암도는 선택점의 일관성 방향 마스크에 존재하는 명암도 중 가장 큰 값으로 대체하게 된다. 마스크의 형태는 3x7 크기의 마스크이며 형태는 그림 10과 같다.

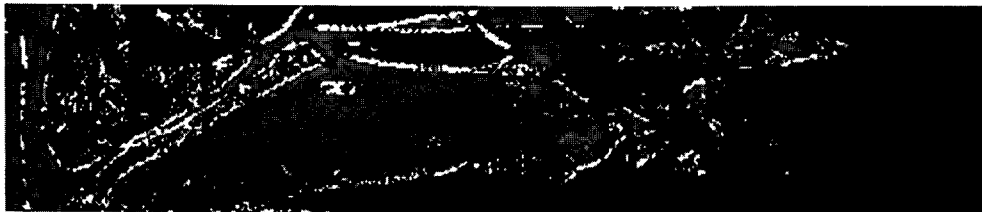


그림 7 끊어진 구조 선택점(에지 포함)

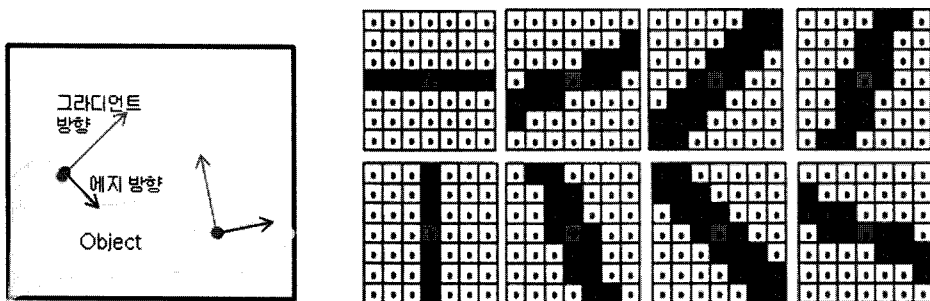


그림 8 그라디언트 방향 마스크

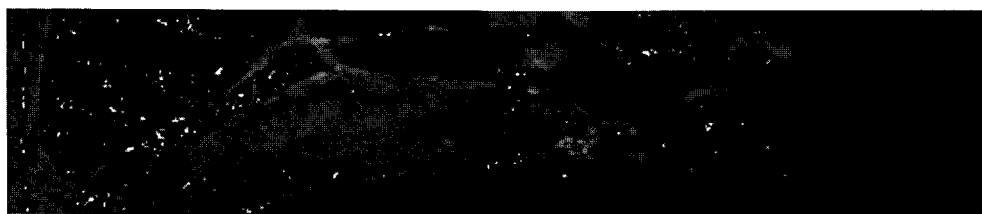


그림 9 끊어진 구조 선택점(에지 제외)

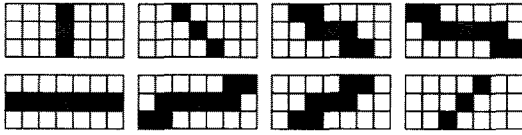


그림 10 일관성 방향 마스크

4. 실험 방법 및 결과

실험에 사용된 영상은 상업적으로 판매되는 (주)메디슨 초음파 기기로부터 직접 획득한 갑상선 영상에 대해 수행하였다. 영상 품질 향상은 최종적으로 사용자가 접하는 영상에 대해 평가하는 것이 의미가 있으므로 DSC 이후 영상에 대해 비교하였다. 비교 대상은 원 영상과 제안된 방법의 연결성을 비교하였다. 기존 초음파 영상 향상 방법들은 잡음을 억제하기 위한 것으로, 본 논문과 같이 연결성을 향상하는 방법이 발표된 것은 찾을 수가 없어 기존의 잡음을 억제하는 후처리 방법과 비교하고자 하였다. 기존 방법들 중에서 Coherence Anisotropic Diffusion(CED)[2], Nonlinear Coherence Diffusion(NCD)[1]과 같은 비선형 비등방성 확산 필터링 방법들이 구조 영역을 훼손하지 않고 잡음을 제거하기 때문에 널리 이용되고 있다. Multiresolution Edge Enhancing Diffusion(MEED)는 이들 CED와 NCD를 개선한 것으로, CED와 NCD에 비해 잡음 억제와 구조 영역의 콘트라스트 향상 성능이 더 좋은 것으로 알려져 있으므로[5] 이와 비교하였다. CED, NCD, MEED와 같이 비 등방성 확산을 하는 경우는 그라디언트 방향으로 확산을 하므로 연결성을 다소 향상할 수 있다. 그 중에서도 MEED는 다해상도 구조를 택하고 있어 연결성 향상 측면에서 다른 두 방법에 비해 유리하다. 그러나 그림 11-13(b)에서 보이는 바와 같이 기존 초음파 영상 품질 향상 방법은 모두 잡음 억제를 목적으로 하고 있으므로 연결성 향상은 미미하다는 것을 알 수 있다.

비교 방법으로는 두 가지를 제시하였다. 하나는 주관적인 방법으로, 흑백 영상을 제시하고 아울러 임계값으로 구조영역을 구분한 이진영상을 비교하여 보여준다. 연결성이 향상되면 흑백영상에서 구조영역 부분이 연결되도록 보일 것이고 이진 연상에서도 끊어진 부분이 적게 나타날 것이다. 다른 하나는 구조영역을 지나는 직선을 그려 직선에서의 명암도의 변화를 나타내는 프로파일(line profile)을 이용하는 방법이다. 프로파일 값이 큰 상태로 유지하고 있으면 연결성이 크고 낮은 값으로 떨어지는 부분에서 연결성이 저하되는 것을 알 수 있다. 즉 연결성이 높으면 프로파일 값의 변화가 적다. 프로파일에서 객관적인 값을 얻기 위해 상위 20%인 프로파일 값의 평균과 하위 20%인 프로파일 값의 평균을 구했다. 하위 20%의 평균값이 높으면 연결성이 커진다고 할 수 있다.

표 1 연결성 향상 임계값

	parameter	threshold value
명암도	t_1	0.3
지역 일관성	t_2	0.1
벡터 균일성	t_3	30
에지 반응도	t_4	0.5

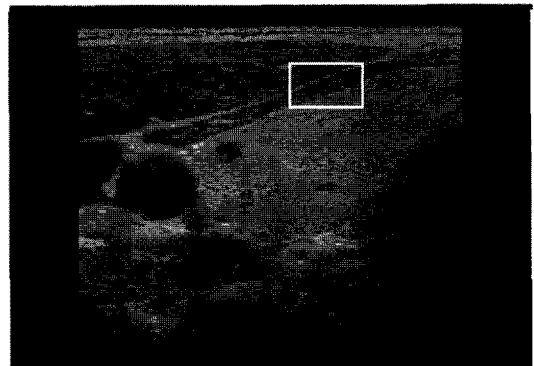
본 실험에서 제안된 알고리즘의 임계값을 표 1에 보인다.

4.1 영상 분석

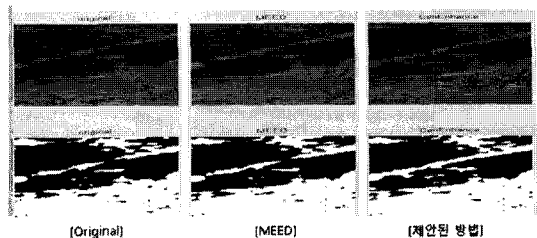
그림 11-13는 서로 다른 갑상선 초음파 영상과 그 처리 결과이다. 그림 11-13(a)는 원 영상에서 관심 영역을 사각형으로 표시한 것이고, 그림 11-13(b)는 관심 영역에 대한 처리결과를 확대해서 보인 것이다. 처리결과를 원영상과 함께 MEED, 제안된 방법을 각각 표시하였다.

그림 11(b)의 이진영상은 MEED방법이 원 영상에 비해 구조영역(검은 바탕에 끊어진 직선처럼 보이는 부분)에서 끊어진 부분이 적어짐을 알 수 있다. 이는 명암도가 높은 값에서 낮은 값 쪽으로 비등방성 확산을 한 결과로 판단된다. 그러나 MEED는 명암도가 높은 끝 부분에서만 확산이 일어나므로 끊어진 부분이 길면 연결할 수 없다. 이에 반해 제안된 방법은 끊어진 부분을 검출해서 연결하므로 끊어진 부분이 긴 경우에도 연결된 결과를 확인할 수 있다.

그림 12와 13에서도 제안한 방법으로 처리된 결과가 자연스럽게 연결되어진 것을 확인할 수 있다.

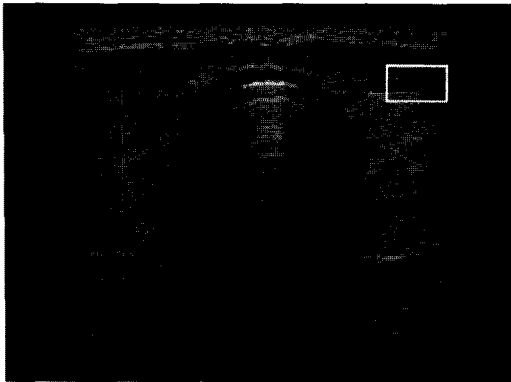


(a) 갑상선(1) 영상에서의 관심영역

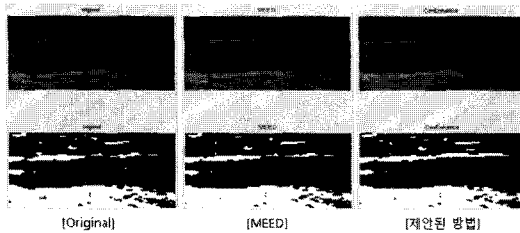


(b) 관심영역의 처리 결과

그림 11 갑상선 영상 (1)

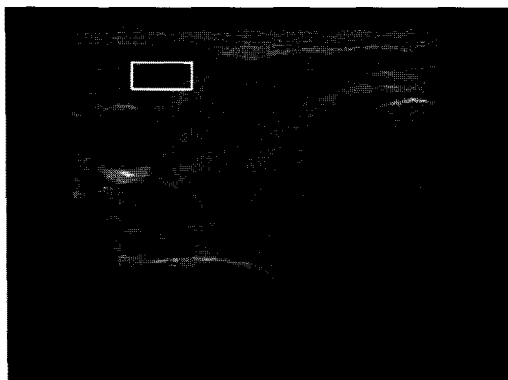


(a) 갑상선(2) 영상에서의 관심영역

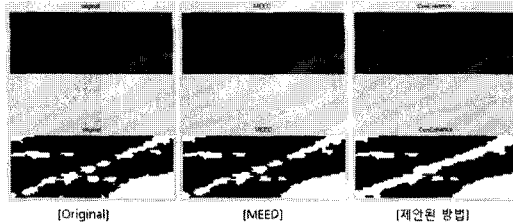


(b) 관심영역의 처리 결과

그림 12 갑상선 영상 (2)



(a) 갑상선(3) 원영상에서의 관심영역



(b) 관심영역의 처리 결과

그림 13 갑상선 영상 (3)

4.2 프로파일 분석

프로파일을 분석하기 위해 원 영상에서 구조영역 부분

에 선을 긋고 이를 지나는 픽셀들의 명암값을 얻었다. 그림 14-16(a)는 프로파일을 얻은 부분에 화살표를 직선으로 표시하였다. 직선을 지나는 픽셀들의 명암값은 그림 14-16(b)에 표시하였다. 검정색, 파란색, 빨간색은 각각 원영상, MEED, 제안된 방법의 프로파일을 나타낸다.

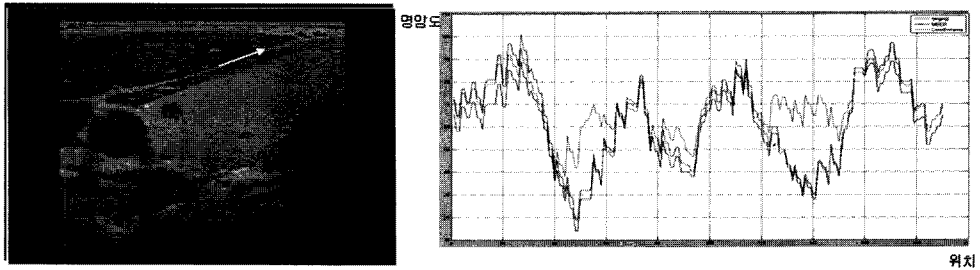
그림 14(b)에서 명암도가 큰 경우에는 제안된 방법(빨간색)과 원영상(검정색)의 차이가 크지 않으나 명암도가 낮은 경우에는 제안된 방법이 원영상에 비해 값이 월등히 커지는 것을 알 수 있다. 명암도가 낮은 부분이 연결되지 않은 픽셀들에 해당되므로 이 부분의 연결성이 높아졌다는 것을 알 수 있다.

그림 15(b) 경우에도 명암도가 낮은 부분에서 제안된 방법이 원영상에 비해 명암도 값이 커졌다. 또한 일부 구간에서는 명암도가 높은 부분에서도 원영상에 비해 명암도 값이 커져 전반적으로 구조 영역 부분이 원영상에 비해 밝아진 것을 알 수 있으며 이는 그림 12에서도 확인할 수 있다. 그림 16(b) 경우에도 연결성이 향상되고 전반적으로 구조영역이 밝아진 것을 알 수 있었으며 이는 그림 12 영상에서도 확인할 수 있었다.

연결성이 향상되면 프로파일에서 어두운 부분이 줄어 들고 밝은 부분과 어두운 부분의 차이가 작아지게 된다. 이를 반영하기 위해 프로파일 명암값에서 상위 20% 이상 되는 값들의 평균과 하위 20%이하 되는 값들의 평균을 구하였다. 하위 20%평균값이 높고 범위(상위 20% 평균에서 하위 20%평균을 뺀 값)가 작다면 연결성이 향상되었다고 판단할 수 있다.

표 2는 프로파일의 명암값을 비교한 결과이다. 제안된 방법은 모든 영상에 대해 하위 20%평균이 원영상보다 11.53~19.08 정도 현저하게 올라갔음을 확인할 수 있다. 끊어진 부분의 명암값은 낮은 값을 가지기 때문에 하위 20%에 속하는 경우가 많은데 이들의 명암값을 높여 연결성을 향상하였기 때문이다. 범위는 연결된 부분의 명암값이 얼마나 균일한가를 나타내는 것으로 영상 1, 2에서는 제안된 방법이 원영상에 비해 각각 12.9, 14.59 정도 작아져 원 영상에 비해 균일해 보인다는 것을 알 수 있다. 영상 3 경우는 0.69정도로 약간 높아졌다. 이는 상위 20% 평균이 원 영상에 비해 12.22정도 높아졌기 때문인데, 하위 20% 평균도 함께 높아졌으므로 전반적으로 구조영역이 밝게 보이게 된다. 이는 그림 13에서도 확인할 수 있는 것처럼 연결성이 향상된 것을 알 수 있다.

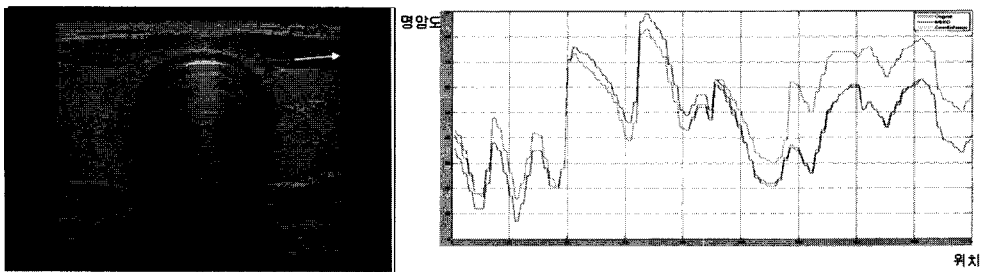
MEED 방법도 하위 20%평균이 원영상보다 약간 상승하였지만 0.51~2.66 정도로 제안된 방법의 11.53~19.08 보다는 매우 작아 연결성은 향상되지만 제안된 방법보다 그 양은 적다. 범위는 영상 (2)경우는 작아지지만 영상 (1)경우는 오히려 커졌다.



(a) 갑상선 영상(1) 프로파일 위치

(b) 갑상선 영상(1) 프로파일

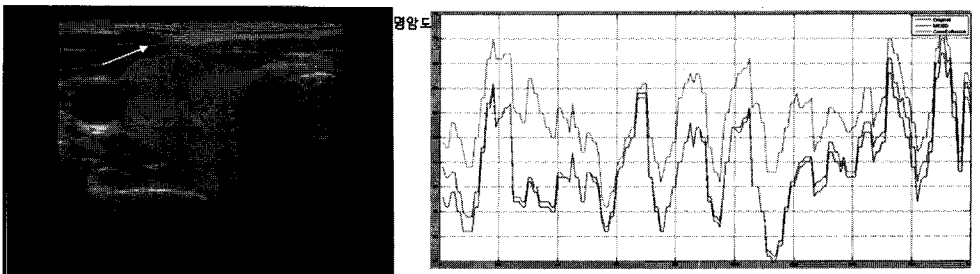
그림 14 갑상선 영상(1) 프로파일



(a) 갑상선 영상(2) 프로파일 위치

(b) 갑상선 영상(2) 프로파일

그림 15 갑상선 영상(2) 프로파일



(a) 갑상선 영상(3) 프로파일 위치

(b) 갑상선 영상(3) 프로파일

그림 16 갑상선 영상(3) 프로파일 위치

표 2 프로파일 명암도 비교

		원영상	MEED	제안된 방법
영상(1)	상위20%	70.42	80.00	76.60
	평균	59.19	63.78	69.26
	하위20%	33.21	35.87	52.29
	범위	37.21	44.13	24.31
영상(2)	상위20%	75.11	70.63	70.63
	평균	50.76	49.13	56.67
	하위20%	25.03	25.54	35.14
	범위	50.08	45.09	35.49
영상(3)	상위20%	43.97	45.23	56.19
	평균	41.67	43.61	54.50
	하위20%	32.53	33.67	44.06
	범위	11.44	11.56	12.13

5. 결론 및 향후 연구과제

초음파 영상 품질 향상을 위해서는 스펙클 잡음은 줄이고, 구조 영역의 에지 부분은 강화하고 영상의 콘트라스트는 확대할 필요가 있다. 이를 위해서 비등방성 확산 필터링 방법이 주로 사용되고 있다. 그러나 이 방법은 갑상선 영상과 같이 가늘고 긴 구조를 가지는 영상에서는 일부 영역이 끊어져 보이므로 연결성을 향상할 필요가 있다.

본 논문은 갑상선 영상에서 연결이 끊어진 구조 영역에 대해 연결성을 향상하는 방법을 제안하였다. 구조행렬에서 구한 일관성 방향과 명암값을 이용하여 끊어진 구조점을 선택하였다. 끊어진 구조점은 특성상 구조 영역의 에지부분에서도 선택되므로 그라디언트 방향의 명

암값 변화를 계산해서 예지는 선택점에서 제외하였다. 선택점의 명암값을 일관성 방향에 있는 주변 픽셀값들의 명암값으로 변경하여 끊어져 보이는 점을 연결 하였다.

실험결과 끊어진 부분을 선택적으로 연결하는 것을 확인하였으며 구조 영역의 프로파일을 분석한 결과 하위 20% 평균이 기존의 비등방성 확산 필터링 방법보다 월등히 높아져 연결성이 향상됨을 알 수 있었다.

제안된 방법은 연결대상을 선택하는 과정에서 주변 잡음이 존재하면 선택오류가 발생될 가능성을 가지고 있다. 향상해야 할 대상이 작은 경우 잡음과 구별하기 모호하기 때문에 단순히 임계치를 조정해서는 처리하기 힘들기 때문이다. 이에 대한 대책으로 다해상도 구조로 영상을 표현하여 선택오류를 줄일 수 있으리라 판단되어 추후 과제로 남긴다.

참 고 문 헌

- [1] K. Z. Abd-Elmoniem, A.-B. M. Youssef and Y. M. Kadah, "Real-time speckle reduction and coherence enhancement in ultrasound imaging via nonlinear anisotropic diffusion," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.49, no.9, pp.997-1014, Sept., 2002.
- [2] Weickert J., "Anisotropic Diffusion in Image Processing," Teubner, Stuttgart, 1998.
- [3] J. Weickert, "Coherence-enhancing diffusion filtering," *Int'l Journal of Computer Vision*, vol.31, pp. 111-127, 1999.
- [4] P. Perona and J. Malik, "Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion," *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intel.*, vol.12, no.7, pp.629-639, July 1990.
- [5] 김정식, "다해상도 영상에서 초음파 영상 향상을 위한 확산 필터링", 석사학위논문, 한림대학교, 2008.
- [6] Peter J. Burt, Edward H. Adelson, "The Laplacian Pyramid as a Compact Image Code," *IEEE Trans. Communications*, vol.31, no.4, April 1983.
- [7] J. C. Bamber and J. V. Philips, "Real-time implementation of coherent speckle suppression in B-scan images," *Ultrasonics*, vol.29, pp.218-224, May 1991.
- [8] C. B. Burkhardt, "Speckle in ultrasound B-mode scans," *IEEE Trans. Sonics Ultrasonics*, vol.25, no.1, pp.1-6, Jan. 1978.
- [9] T. Loupas, W. N. McDicken, and P. L. Allan, "An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasonic images," *IEEE Trans. Circuits Syst.*, vol.36, pp.129-135, Jan. 1989.
- [10] J. C. Bamber and C. Daft, "Adaptive filtering for reduction of speckle in ultrasound pulse-echo images," *Ultrasonics*, pp.41-44, Jan. 1986.
- [11] J. C. Bamber and G. Cook-Martin, "Texture analysis and speckle reduction in medical echography," *Proc. SPIE*, vol.768, pp.120-127, 1987.
- [12] D. C. Crawford, D. S. Bell, and J. C. Bamber, "Implementation of ultrasound speckle filters for clinical trial," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1589-1592, 1990.
- [13] D. C. Crawford, D. S. Bell, and J. C. Bamber, "Compensation for the signal processing characteristics of ultrasound B-mode scanners in adaptive speckle reduction," *Ultrasound Med. Biol.*, vol.19, pp.469-485, 1993.
- [14] D. L. Donoho, "De-noising by soft-thresholding," *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol.41, no.3, pp.613-627, May 1995.
- [15] 최병인, 복부초음파진단학, 일조각, 2006.



서 헌 기

2008년 한림대학교 컴퓨터공학과 학사
2010년 한림대학교 컴퓨터공학과 석사
현재 주인피니트헬스케어 연구원. 관심분야는 Medical Image Processing, Segmentation



송 혜 정

1998년 한림대학교 컴퓨터공학과(공학석사). 2003년 한림대학교 컴퓨터공학과(공학박사). 현재 한림대학교 유비쿼터스컴퓨터학과 연구부교수. 관심분야는 Pattern Recognition, Bioinformatics

김 백 섭

소프트웨어 및 응용
제 37 권 제 8 호 참조