
초음파 영상에서 효과적인 관심영역의 추출

김태식* · 김경원*

Efficient Extraction of efficient regions in ultrasound images

Tae Sik Kim* · KW Kim*

* Gyeongju University

E-mail : tskim@gju.ac.kr

요 약

오늘날 많은 의료영역에서 각종 영상 장치를 이용함으로 절개 과정 없이 인체 내부 장기를 가시화함으로 질병의 유무와 진행 상태 등을 관찰할 수 있게 된다. 이러한 장치의 한가지로 초음파 진단장치는 다른 장치에 비해 장비의 가격이 저렴하고 크기가 소형이라 이동 장치가 가능하고 특히 인체에 해를 주지 않고 장시간에 걸쳐 인체 내부를 실시간 관찰할 수 있게 해 줌으로 심장이나 태아의 운동 등을 관찰하는데 유용하게 사용된다. 또한 초음파 영상을 이용하여 각종 내과적 질환을 비관혈적 방법으로 관찰하고 인체 내 연조직 부분의 질병을 진단하는 수단으로 자주 이용되고 있다. 이러한 초음파 진단장치는 펄스발생기를 통하여 발생된 초음파 펄스를 인체에 조사함으로 서로 다른 매질 사이의 경계면에서 발생하는 반사파와 각 매질내의 입자들에 의해 산란되는 산란파를 통하여 이루어진다. 이 때 평탄한 조직에 발생하는 반사파와 불규칙한 영역에 발생하는 산란파 간의 간섭으로 초음파 영상에는 여러 가지 잡음 특성들이 첨가되게 된다. 이에 본 논문에서는 초음파 태아 영상을 중심으로 그 특성을 조사 처리함으로 보다 개선된 화질의 초음파 영상을 얻고 이로부터 유효한 영역을 효과적으로 추출하고자 한다.

ABSTRACT

Nowadays, in many fields of medical treatment, we can make an observation and a diagnosis of inward disease without using a surgical operation. As one of them, ultra-sound diagnosis system can be available widely in its cost and size compared with other medical instruments. This system also make it possible for us to see the inner parts of the body in real time harmlessly for a long time. So it can be utilized to inspect the movement of heart or fetus and to diagnose an internal disease of the soft tissues. Ultra-sound images can be generated by the reflexive and scattered wave through the pulse generator and so in ultrasound images there exist inherently many affective noised signals. In this paper, we are to take an noise-restrained image and to extract a more affective regions of the images.

키워드 : Rayleigh 분포, 초음파영상, 승산 잡음, 평활화, 영역 분할, 경계역 추출

*경주대학교

본 연구는 환경부 “차세대 핵심환경기술개발사업”
으로부터 일부 지원받은 과제임(010020055).

접수일자

1. 서론

영상 정보를 통하여 인체 내부의 절개 없이 내부 장기의 구조를 가시화하고 체내 질병 상태를 진단하기 위한 각종 의료 영상 진단 장비들이 본격적으로 개발되어 이용되고 있다, 이들 진단장치 중에 특히 초음파 영상 진단장치는 인체에 해를 주지 않으며, 장시간에 걸쳐 인체 내부를 실시간 관찰할 수 있게 해준다. 따라서 심장이나 태아의 운동 등을 관찰하는데 이의 사용은 유용하다. 특히 이 장비는 다른 장치에 비해 장비 가격이 저렴하고 소형이라 이동장치가 가능하다. 음파는 전자파와 마찬가지로 에너지를 공간적으로 이동시키는 파동의 일종이지만 전자파와 달리 매질이 있어야 진행하며 진행속도는 매질에 따라 달리 한다 표 1에서처럼 초음파의 진행속도는 뼈를 제외한 대부분의 연조직에서는 1,540에서 1,620이내 이다.

표 1. 매질에 따른 음속

매질의 종류	음속 (m/sec)
공기	331
물(50°C)	1,540
뇌	1,541
간	1,549
신장	1,561
혈액	1,570
근육	1,585
눈의 수정체	1,620
뼈	4,080

또한 초음파는 매질 안을 진행하다 음향저항이 바뀌는 불연속면에서 일부가 반사하게 된다. 매질의 음향저항은 물질의 밀도와 음속의 곱으로 결정된다. 따라서 매질의 밀도를 ρ , 매질 내 음속을 c 로 표시할 때 음향저항은

$$Z = \rho c$$

식으로 표시되게 된다. 표 2는 매질에 따른 음향저항을 나타낸다. 음향은 매질의 음향 임피던스가 바뀌는 경계면에서 반사하게 된다. 경계면에 인접한 두 매질의 임피던스를 각각 Z_1 과 Z_2 라 하면 반사되는 음파의 강도는 다음의 반사계수 r 에 비례한다.

$$r = (Z_1 - Z_2) / (Z_1 + Z_2)$$

표 2. 매질에 따른 음향저항

매질의 종류	음향저항(Rayl)
공기	331
물(50°C)	1,540
뇌	1,541
간	1,549
신장	1,561
혈액	1,570
근육	1,585
눈의 수정체	1,620
뼈	4,080

위의 표에서처럼 인체 내 연조직의 음향 임피던스는 서로 크게 다르지 않으므로 불연속면에서 반사되는 음파는 극히 일부이고 대부분은 경계면을 통과하여 인체내부로 더 진행하게 된다. 한편 초음파는 사람이 들을 수 있는 가청주파수 20KHz 보다 높은 주파수의 음파로 반사, 투과, 감쇠, 회절 및 산란 등의 물리적 성질을 지니고 있다. 이러한 물리적 성질을 이용하는 초음파 스캐너 기기는 펄스발생기(pulser) 통하여 발생한 2MHz에서 30MHz대역의 전형적인 초음파 펄스를 인체에 조사하여 서로 다른 매질 사이의 경계면에서 발생하는 반사파와 각 매질내의 입자들에 의해 산란되는 산란파를 이용하여 초음파 영상을 구성하도록 만들어져 있다. k 와 i 를 측방향(lateral direction), l 과 j 를 축방향(radial direction)의 위치를 나타내고, 탐측기(probe)의 주파수 f_p 와 장기의 조직의 측방향 및 축 방향 감쇄도 a_o, b_o 에 대해 $p = \{f_p, a_o, b_o\}$ 라 둘 때, 주사된 초음파 펄스 신호 $h_p(k, l)$ 은 다음 식으로 나타낼 수 있다:

$$h_p(k, l) = \cos(\pi \cdot f_p \cdot l) \cdot \exp\left\{-\frac{a_o \cdot k^2 + b_o \cdot l^2}{2}\right\}$$

따라서 위에서 정의된 초음파 펄스 신호와 인체 조직 내 입자의 반향신호를 컨볼루션 적함으로 다음에 정의된 이론적 초음파 영상 $f(i, j)$ 을 얻을 수가 있다 :

$$f(i, j) = \sum_{k, l} h_p(k, l) * g(i-k, j-l) + n(i, j)$$

여기서 $h_p(i, j)$ 는 주사된 초음파 펄스 신호를 나타내며, $g(i, j)$ 와 $n(i, j)$ 는 장기조직 입자의 반향성분과 백색 가우시안 잡음을 각각 표현한다.

II. 초음파 영상의 특성

초음파 영상을 생성함에 있어서 촬영하고자 하는 조직의 크기가 초음파 파장의 2배 이상이고 조직의 반사면이 부드럽고 평탄할 경우 반사파가 발생하지만 음파의 량이 적은 관계로 전반적인 영상은 어둡게 된다. 또한 조직의 크기가 초음파의 파장보다 작거나 표면이 불균일할 경우 산란파가 발생 하는데, 반사파와 달리 여러 방향으로 산란되어 해당 조직에 대한 산란파뿐만 아니라 주변 조직에 의해 발생하는 산란파에 까지 영향을 미친다. 이런 까닭으로 산란파는 인체 내부 매질의 특성을 잘 나타내는 요소이기도 하지만 동시에 주변 조직의 신호에 악영향을 끼쳐 영상을 몽롱화(blurring)하는 요인이 되기도 한다. 또한 초음파 영상 내부에는 작은 반점 모양의 작은 밝기 차이를 나타내는 스펙클 잡음이 전체에 걸쳐 산재함을 알 수 있으며 이는 앞에서 설명한 바와 같이 초음파 펄스가 균일하지 못한 신체 내 조직의 경계 면을 지나면서 반사되어 올 때, 발생하는 산란(scattering)과 간섭(interference)의 영향으로 인해 발생하는 잡음의 한 형태가 된다. 이러한 스펙클 잡음의 밝기는 다음의 Rayleigh 분포를 이루며 평균과 표준편차가 상호 비례하는 승산잡음(multiplicative noise)의 특성을 지니고 있다:

$$p(I) = \frac{I}{\psi} \exp\left(-\frac{I^2}{2\psi}\right), \quad 0 \leq I.$$

여기서 I 는 스펙클 잡음의 밝기, ψ 는 매개변수 그리고 $p(I)$ 는 I 의 확률밀도 함수를 나타낸다. 한 원 신호 $f(i, j)$ 와 잡음 $n(i, j)$ 의 곱으로 나타나는 스펙클 영상신호 $s(i, j)$ 는 다음으로 표시할 수 있다.

$$s(i, j) = f(i, j)n(i, j)$$

여기서 원 신호와 잡음이 서로 무상관(uncorrelated)으로 가정하고 신호의 평균을 $\langle \cdot \rangle$ 로 표시할 때 영상신호의 평균은

$$\langle s \rangle = \langle f \rangle \langle n \rangle$$

을 만족하고 영상신호의 분산은

$$\begin{aligned} \sigma_s^2 &= \langle (fn - \langle f \rangle \langle n \rangle)^2 \rangle \\ &= \langle f^2 \rangle \langle n^2 \rangle - \langle f \rangle^2 \langle n \rangle^2 \end{aligned}$$

이 된다. 평탄 영역에서 $\langle f^2 \rangle = \langle f \rangle^2$ 이 성립함을 전제로

$$\sigma_s^2 = \langle f \rangle^2 (\langle n^2 \rangle - \langle n \rangle^2) = \langle f \rangle^2 \sigma_n^2$$

또는

$$\sigma_n = \frac{\sigma_s}{\langle f \rangle}$$

을 얻고 따라서

$$\frac{\sigma_n}{\langle n \rangle} = \frac{\sigma_s}{\langle s \rangle}$$

을 유도할 수 있다. 이로부터 우리는 국부적으로 평탄한 영역에서는 스펙클 잡음의 표준편차 대 평균 비가 스펙클 영상 신호의 표준편차 대 평균 비로 표현될 수 있음을 알 수 있다.

III. 초음파 영상에서 유효 영역 추출

실제에 있어서 많은 초음파 영상들은 스펙클 잡음(speckle noise)을 위시한 자체의 잡음 등 여러 형태의 잡음을 포함하고, 영상의 일부분이 탈락(dropout)되는 등 요인으로 비 정칙적인 프랙탈적 특성을 지니게 된다. 이러한 관계로 보다 효과적인 초음파 영상 분석을 위해 개선된 영상 확보를 위한 전처리가 필요하다. 잡음을 제거하기 위한 방법으로 공간영역에서 처리하는 방법과, 초음파 영상을 로그영역으로 변환시켜 가산잡음의 형태로 바꾸어 제거하는 방법이 있다. 이 중 공간영역에서 잡음 처리를 위한 방법으로는 공간 평균필터(spatial averaging filter), 메디안 필터(median filter), 적응 가중메디안 필터(adaptive weighted median filter), 순환필터(recursive filter) 등을 사용하는 방법이 있다. 이들 필터를 사용하여 초음파 영상의 잡음 제거에 그대로 적용할 경우, 공간 평균필터는 스펙클 잡음의 제거로 몽롱화를 발생하고, 메디안 필터나 적응 가중 메디안 필터는 임펄스 잡음은 제거할 수 있지만 에지가 불분명해지고 더구나 해상도가 낮은 초음파 영상에서 잡음 제거효과가 그리 크지 않다. 순환필터를 이용한 방법은 앞 프레임과의 반복적인 가중 평균을 통해 잡음을 제거하는 방법으로 동영상에서의 잡음제거는 효과적이지만 누적되는 영상의 수가 많아지면 고스트(ghost)현상이 발생한다. 또한 초음파 영상에서 중요한 영역 정보를 얻기 위한 관심 영역부분 추출 및 조직 간 경계를 나타내는 경계영역 추출이 필요하다. 일반 영상에서 경계역 추출을 위해 Sobel, spatial difference, gradient mask와 같은 1차 미분 연산자나 LOG(Laplacian of Gaussian) 와 같은 이차 미분연산자 또는 엔트로피 연산자등이 이

용된다. 그러나 초음파 영상이 지니는 지나친 복잡도로 국부 영역의 상세 정보가 많이 손상된 관계로, 초음파 영상의 경계역 검출을 위해서는 이차 미분연산자 보다 일차 미분 연산자를 사용하는 것이 효과적인 것으로 알려져 있다.

본 논문에서는 초음파 태아 영상을 중심으로 효과적인 관심영역의 추출 및 유효한 에지 검출을 위한 전 처리 과정으로 먼저 주어진 영상에 대한 잡음 제거를 평활화를 위하여 국소적 접평면(tangent plane) 연산을 사용하여 몽롱화를 최대한 억제하면서 상세 잡음을 제거하는 방법을 도입하였다. 이를 위하여 먼저 영상 I 의 충분히 적은 영역이 평면의 한 영역과 위상 동치로 간주함으로 평면 위에 좌표 조각(coordinate patch)상에 정의된 국소적 곡면으로 가정하였다. 따라서 평면 영역 E^2 의 적당한 근방 $D \subset E^2$ 에서 유클리드 공간 E^3 로 대응하는 고유조각사상 $x: D \rightarrow E^3$ 가 정의되고 x 의 Jacobian 계수 행렬 차수가 2를 만족하는 것으로 한다. 이에 D 의 임의의 점 (u, v) 에 대하여 $x_u \times x_v \neq 0$ 가 만족되고 이의 역함수도 동일한 성질을 지닌다. 그러므로 $p = (p_1, p_2, p_3) \in I$ 를 시점으로 하는 곡면 I 상의 벡터 v 가 I 위의 어떤 곡선의 속도 벡터가 될 때 v 가 I 의 접벡터(tangent vector)가 되고 이들 접 벡터들의 공간 $T_p(I)$ 는 p 에서 I 의 접평면(tangent plane)이 된다.

$x = x(u, v)$ 를 곡면 I 의 하나의 고유조각상으로 보면 고유조각상 위의 점 p 에서 접벡터 x_u, x_v 를 포함하는 접평면은 $\lambda, \mu \in R$ 에 대해 $y = x + \lambda x_u + \mu x_v$ 또는 $\langle y - x, x_u \times x_v \rangle = 0$ 로 표현되고 이를 행렬식으로 나타내면

$$\begin{vmatrix} x_1 - p_1 & x_2 - p_2 & x_3 - p_3 \\ \frac{\partial x_1}{\partial u} & \frac{\partial x_2}{\partial u} & \frac{\partial x_3}{\partial u} \\ \frac{\partial x_1}{\partial v} & \frac{\partial x_2}{\partial v} & \frac{\partial x_3}{\partial v} \end{vmatrix} = 0$$

이 된다. 이로부터 전처리 평활화된 초음파 영상에 대해 잘 알려진 Otsu의 문턱치를 적용한 이진화 영상을 얻고 영역 분할을 통해 관심 영역을 추출하였다. 또한 경계영역 추출을 위하여 앞에서 얻어진 이진화 영상으로부터

$$\text{bdry}(A) = \text{cl}(A) \cap (\text{cl}(I - A))$$

로 정의된 boundary 연산을 이용하였다. 여기서 $\text{cl}(A)$ 는 주어진 집합 A 에 대한 폐포(closure)로 A 를 포함하는 최소의 폐집합으로 정의된다.

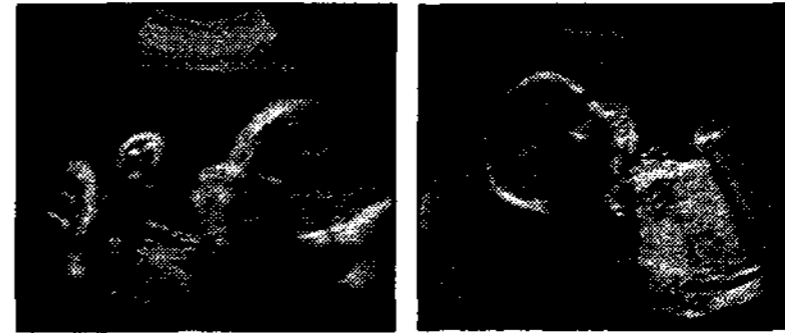


그림1. 초음파 태아영상의 예

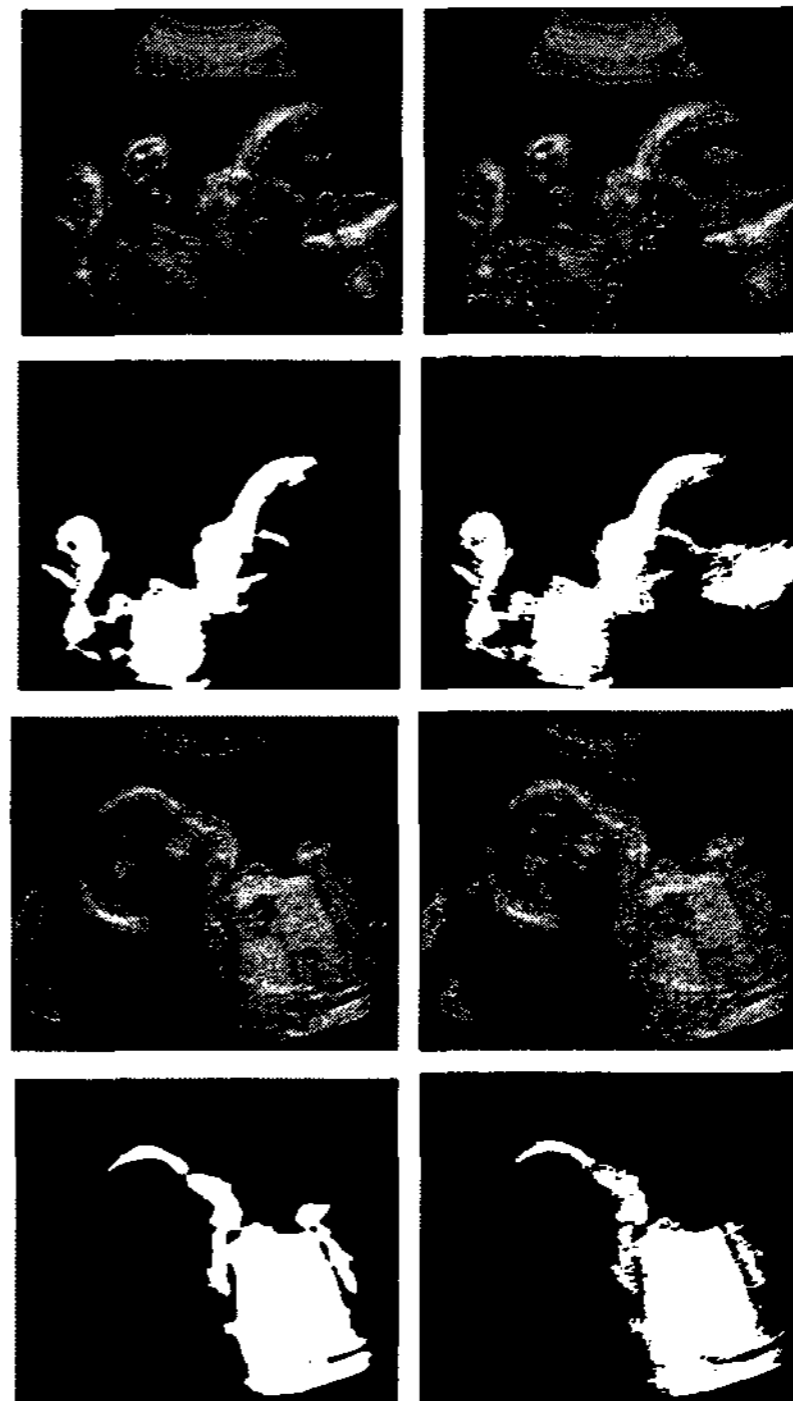


그림2. 예제 영상으로부터 영역 및 경계역 추출 비교, 좌: 제안한 방법, 우: Gaussian mean 필터 이용.

참고문헌

[1] C.N. Liu, M. Fastemi, and R.C. Waag, "Digital processing for improvement of ultrasonic abdominal images", IEEE Trans. on Medical Imag., MI-2. 1983.
 [2] F.Cartte, T.Coll, P.L.Lions, and J.M. Morel, "Image selective smoothing and edge detection by nonlinear diffusion",SIAM J. Numer. Anal.1992.