

진단용 초음파 변형률 영상에서 전역 균일 신장에 의한 콘트라스트 향상

Contrast Improvement in Diagnostic Ultrasound Strain Imaging Using Globally Uniform Stretching

권성재*, 정목근**

(Sung-Jae Kwon*, Mok-Kun Jeong**)

*대전대학교 통신공학과, **전자공학과

(접수일자: 2010년 9월 27일; 채택일자: 2010년 11월 22일)

기존의 초음파 의료용 탄성영상에서 변형률 영상을 모니터에 표시할 때 인간 시각 특성을 반영하여 단단한 부위는 어둡게 표시하고 무를수록 밝게 나타낸다. 따라서 종양이나 암이 존재하는 단단한 부위는 어둡게 나타나서 병변 내부의 콘트라스트는 저하되어 나타난다. 병변 영역은 단단하여 변형률 영상에서 어둡게 나타나므로 병변 내부를 좀 더 자세히 진단하는 방법으로, 누른 후의 신호를 누른 변형률만큼 다시 신장시켜서 얻는 전역 균일 신장 방법을 적용하여 영상의 명암을 반전시킴으로써 병변 부분의 콘트라스트를 올리는 방법을 제안하였다. 의료용 초음파 영상 진단기를 이용하여 탄성 모사 팬텀에서 초음파 데이터를 얻어서 제안한 알고리즘을 검증하여 유용성을 확인하였다. 전역 균일 신장 없이 회색조 컬러 맵을 반전해서 얻은 변형률 영상법에 비해 콘트라스트 대 잡음비가 최대 1.8배 정도 향상되었다.

핵심용어: 탄성 영상, 변형률, 병변, 전역 균일 신장

투고분야: 생체 및 의학음향 분야 (15.4)

In conventional diagnostic ultrasound strain imaging, when displaying strain image on a monitor, human visual characteristics are utilized such that hard regions are displayed as dark and soft regions are displayed as bright. Thus, hard regions representing tumor or cancer are displayed as dark, decreasing the contrast inside the lesion. Because the lesion area is stiff and thus displayed as dark, a method of inverting the image brightness and thereby increasing the contrast in the lesion for better diagnostic purposes is proposed wherein a postcompression signal is extended in the time domain by a factor corresponding to the reciprocal of the amount of the applied compression using a technique termed globally uniform stretching. Experiments were carried out to verify the proposed method on an ultrasound elasticity phantom with radio-frequency data acquired from a diagnostic ultrasound clinical scanner. It is found that the new method improves the contrast-to-noise ratio by a factor of up to about 1.8 compared to a conventional strain imaging method that employs a reversed gray color map without globally uniform stretching.

Keywords: Elasticity Imaging, Strain, Lesion, Globally Uniform Stretching

ASK subject classification: Biological and Medical Acoustics (15,4)

I. 서론

초음파 의료용 탄성영상에서 변형률 (strain) 영상은 인체 진단 부위를 표면에서 눌러서 인체 조직에 변형을 가하여 변형된 정도를 영상화한다 [1]. 조직을 변형시키기 위하여 압력을 인가하는데, 누르기 전의 초음파 신호

와 누른 후의 초음파 신호를 비교하면, 단단한 부위는 변형이 적게 일어나지만 무른 부위는 변형이 많이 일어나므로, 외부에서 힘을 가했을 때 인체 조직 내의 움직임 변위 차이를 계산하여 단단한 정도를 영상화 한다. 측정된 단단함의 정도를 모니터에 표시할 때는 의사컬러 매핑 (pseudo-color mapping)을 이용하여 변형률의 크기를 밝기로 바꾼다. 이 때 인간 시각의 특성을 고려하여 무른 부분은 밝게 표시하고 단단한 부분은 어둡게 표시한다. 인체 연조직에서 종양이 발생하면 일반적으로 주위의 연조직보

다 단단해지므로 변형률 영상에서 종양 부분은 검게 나타난다 [2]. 일반적으로 변형률 영상은 신호 대 잡음비가 떨어지므로 얻어진 초음파 데이터에 대하여, 주로 변위를 정확히 측정하는 방법으로 신호처리를 하여 화질을 개선하였다 [3-5]. 이러한 신호처리는 주위조직과 종양의 경계를 뚜렷하게 하고 균일 영역의 잡음을 줄여준다. 본 논문에서는 종양과 주위조직의 경계를 또렷하게 하고 종양 내부의 분포를 관찰하기 위한 방법으로 초음파 데이터를 전역 균일 신장하는 방법을 제안하였다. 이는 변형률 영상의 밝기를 반전하여 종양 내부를 주위에 비하여 밝게 해줌으로써 병변의 관찰을 더욱 용이하게 한다.

II. 전역 균일 신장 (Globally Uniform Stretching) 방법

그림 1은 변형률 영상을 얻기 위하여 누르기 전과 누른 후에 획득한 초음파 데이터의 모델로서 스프링 모델을 사용하여 단단한 정도를 나타내었다. 단단한 부분과 무른 부분이 섞여 있기 때문에 단단한 부분에 비하여 무른 부분의 압축이 더 크게 일어난다.

압축 전과 후의 초음파 신호를 관찰하면 매질이 압축된 변위의 전체 크기를 알 수 있으므로 매질에 가해진 총 변형률 (total strain)을 구할 수 있다. 총변형률의 값을 이용하여 압축 후에 받은 신호를 총변형률만큼 신장시킨다. 이렇게 하면 압축을 가할 때는 무른 부분과 단단한 부분이 단단한 정도에 따라 변형이 다르게 일어나지만, 전역 균일 신장 (globally uniform stretching)을 하면 원래의 위치로 복원되는 정도가 달라지므로 새로운 변형률 정보를 얻을 수 있게 된다.

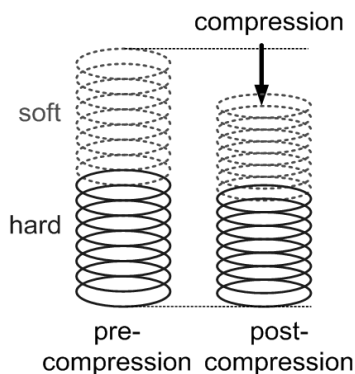


그림 1. 변형률 영상을 얻기 위하여 누르기 전과 누른 후에 받은 초음파 데이터의 모델
 Fig. 1. Modeling of pre- and postcompression ultrasonic data acquired to produce strain image.

매질의 압축을 모델링하기 위하여 압축 전과 후에 수신된 신호를 각각 $x_{pre}(t)$ 와 $x_{post}(t)$ 로 하면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} x_{pre}(t) &= r(t) \\ x_{post}(t) &= r(at) \end{aligned} \tag{1}$$

여기서 a 는 시간축을 스케일링해주는 압축계수 (compression coefficient)이다. 매질을 압축하기 전의 길이를 L_0 , 압축한 후의 길이를 L 이라고 하면 변형률 s 는

$$s = \frac{L_0 - L}{L_0} \tag{2}$$

인 관계를 가지며

$$a = \frac{1}{1 - s} \approx 1 + s \tag{3}$$

로 된다 [4, 5]. 압축을 시켰을 때의 무른 매질과 단단한 매질의 신호에서 a 와 s 는 다음과 같다.

$$\begin{aligned} s_{soft} &> s_{hard} \\ a_{soft} &> a_{hard} \end{aligned} \tag{4}$$

따라서 매질이 압축되면 $s > 0$, $a > 1$ 로 되며, 신장되면 $s < 0$, $a < 1$ 로 된다. 식 (1)의 $x_{post}(t)$ 에서 무른 부위와 단단한 부위의 압축된 신호를 다음과 같이 나누어 고려한다.

$$\begin{aligned} x_{post_soft}(t) &= r(a_{soft}t) \\ x_{post_hard}(t) &= r(a_{hard}t) \end{aligned} \tag{5}$$

여기서 압축의 경우 $a_{soft} > a_{hard} > 1$ 이 된다. 위의 두 신호를 같은 압축계수 a_{global} 의 스케일링 계수만큼 신장시키면

$$\begin{aligned} x_{post_soft_global}(t) &= r(a_{soft} \cdot a_{global}t) \\ x_{post_hard_global}(t) &= r(a_{hard} \cdot a_{global}t) \end{aligned} \tag{6}$$

를 얻게 된다. 따라서 압축 후의 신호에서 a_{global} 를 조정하면 다른 값의 압축계수로 매질을 누른 것과 같은 효과를 얻는다. 만일 $a_{soft} \cdot a_{global} = 1$ 이 되도록 a_{global} 값을 조정하면 무른 부분은 압축이 되지 않은 것처럼 나타나며, 단단한 부분은 $a_{hard} \cdot a_{global} < 1 < a_{hard}$ 로 되어 신장된 것처럼 나타난다. 따라서 변형률 영상에서 단단함과 무른의 차이가 반대로 나타난다.

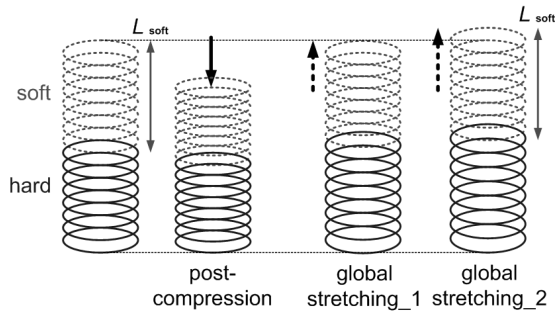


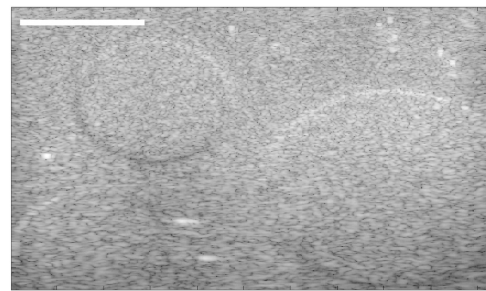
그림 2. 스프링을 사용해 모델링한, 전역 균일 신장을 한 뒤의 신호
 Fig. 2. Spring-based modeling of signals after globally uniform stretching.

그림 2는 전역 균일 신장을 한 뒤의 신호를 보여준다. 전역 균일 신장을 한 뒤의 신호는 변형이 많이 일어난 무른 부분은 다시 원래대로 돌아오지만 변형이 적은 단단한 부분은 원래 신호보다 더 많이 신장되어 나타난다.

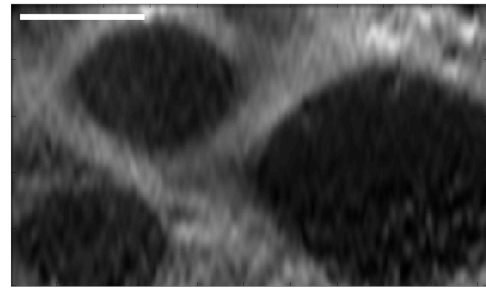
따라서 균일 신장의 정도를 조정하여 무른 부분을 정확히 다시 원래대로 복원시키면 단단한 부분은 원래 신호보다 더 신장되어 나타난다. 이 데이터를 기존의 탄성 영상법으로 변형률을 계산하면 단단한 부분은 무른 부분보다 무르게 나타난다. 그림 2에서 압축 전의 무른 부분의 길이가 L_{soft} 일 때 압축된 신호에서 무른 부분의 길이를 다시 원래대로 복원시키려면 가해진 변형률보다 더 큰 변형률로 신장시켜야 한다. 그림 2에서 stretching_2가 이를 표현한다. 그림 2에서 stretching_1은 신장 후 전체 길이가 누르기 전의 원래 길이로 한 경우의 모습을 보여준다.

III. 실험 및 토의

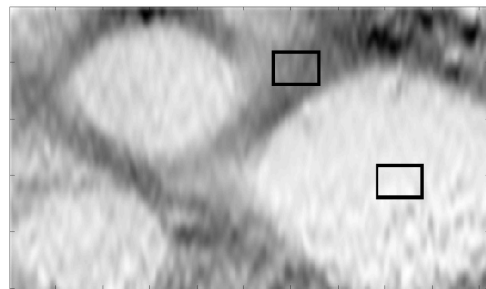
제안한 알고리즘을 실험으로 검증하였다. 먼저, 초음파 영상을 얻기 위하여 플라스틱을 이용하여 종양을 모사하기 위한 팬텀을 제작하였다. 초음파 탄성 팬텀은 플라스틱 연화제와 경화제의 혼합 비율을 조절하여 탄성도를 가변하였고, 초음파 반사체로 유리가루 (직경 $30 \mu\text{m}$ 이내)를 첨가하였다 [6]. 종양을 모사하기 위하여 전체적으로 무른 매질 속에 각각 직경이 10 mm와 20 mm인 단단한 실린더 형태의 구조물을 넣었다. 무른 매질의 탄성값은 11.1 kPa이며 단단한 매질의 탄성도는 58.5 kPa로 측정되어 탄성 차이는 5배 정도가 된다. 초음파 변형률 영상 데이터를 얻기 위하여 의료용 초음파 영상 장치 (Accuvix 10, Medison)에서 RF (radio frequency) 데이터를 얻었다. 기준 프레임의 초음파 데이터를 먼저 얻고 나서, 기구물



(상)



(중)



(하)

그림 3. 탄성 팬텀의 초음파 영상 (상), 변형률 영상 (중), 회색조 컬러 맵이 반전된 변형률 영상 (하) (영상에서 실린더의 크기를 비교하기 위한 굵은 흰색 줄의 길이는 10 mm이다)
 Fig. 3. B-mode (top), strain (center), and reversed gray color map strain (bottom) images of an ultrasound elasticity phantom (a thick white line of length 10 mm is added in the upper left corner of the top and middle panels to compare the cylinder sizes).

을 이용하여 0.2%의 변형률이 되도록 팬텀의 위로부터 압력을 인가하면서 RF 데이터를 다시 얻었다. 이렇게 얻어진 압축 전과 압축 후의 데이터를 PC로 옮긴 뒤 MATLAB을 이용하여 자기상관 (autocorrelation) 기반 변형률 계산 방법을 이용하였다 [7, 8].

그림 3은 탄성 팬텀에서 얻은 영상이다. 그림 3의 위쪽은 팬텀의 초음파 영상이며, 가운데는 0.2%의 변형률을 인가하여 얻은 변형률의 크기를 의사컬러 매핑을 통해 변환한 밝기영상이다. 그림 3의 아래 그림은 어두운 부분을 관찰하기 위하여 그림 3의 변형률 영상의 회색조 컬러 맵 (gray color map)을 반전시킨 것이다. 초음파 영상에서 배경 영역과 단단한 실린더 영역의 스펙클 패턴 (speckle pattern)이 서로 비슷하여 구별이 잘되지 않지만 경계는

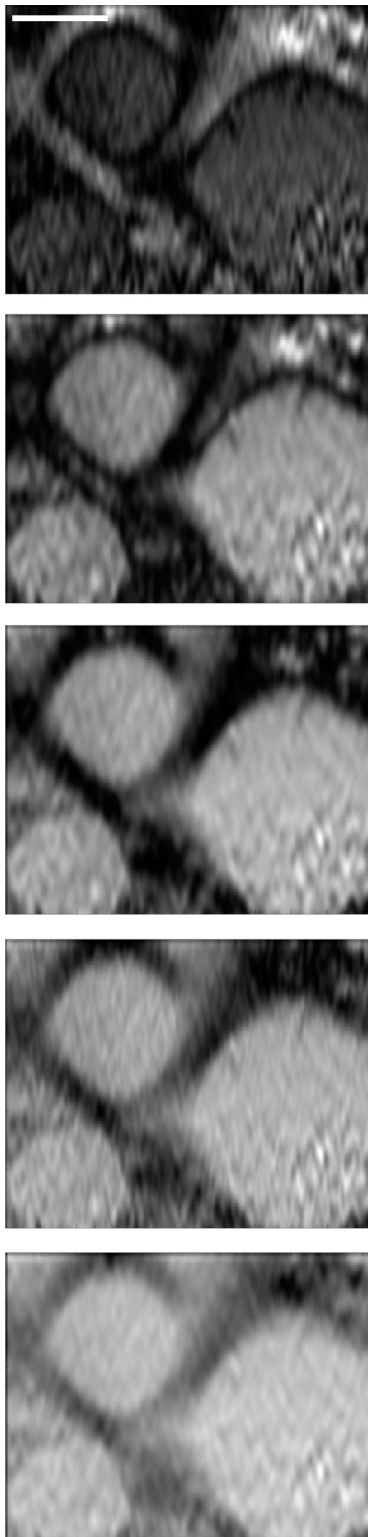


그림 4. 위에서부터 각각 0.2 %, 0.3 %, 0.4 %, 0.5 %, 0.8 % 만큼 전역 균일 신장한 경우에 얻은 변형률 영상 (영상에서 실린더의 크기를 비교하기 위한 굵은 흰색 줄의 길이는 10 mm이다)

Fig. 4. Strain images obtained after globally uniform stretching by factors of 0.2 %, 0.3 %, 0.4 %, 0.5 %, and 0.8 % from top to bottom (a thick white line of length 10 mm is added in the upper left corner of the top panel to compare the cylinder sizes).

보인다. 실제로 인체의 종양은 초음파 영상에서 경계를 뚜렷이 구별하기 어렵다.

그림 4는 압축 후의 데이터를 균일 신장시킨 뒤에 얻은 변형률 영상이다. 압축 후의 데이터는 0.2 %의 변형률이 인가되었으므로 이 값을 기준으로 그림의 위에서부터 아래의 순으로, 압축 후의 RF 데이터에 대하여 각각 0.2 %, 0.3 %, 0.4 %, 0.5 %, 0.8 %만큼의 전역 균일 신장을 행하였다. 무른 부분과 단단한 부분의 회색조 (gray level)가 반전됨을 볼 수 있다.

또한 배경과 실린더 부분의 명암 차이를 확인하기 위하여 콘트라스트 대 잡음비 (contrast-to-noise ratio; CNR)를 계산하였다. CNR은 다음과 같이 정의하였다.

$$CNR = \frac{|B_c - B_b|}{B_c} \quad (7)$$

여기에서 B_c 와 B_b 는 각각 실린더와 배경의 밝기값이다. 측정 영역은 그림 3의 아래의 반전 영상에 검은색 사각형 윈도우로 표시하였다. 표 1은 전역 균일 신장을 함에 따라 CNR이 개선됨을 보여준다. 신장값이 0 %인 경우는 전역 균일 신장을 하지 않고 변형률 영상의 밝기만 반전한 경우 (그림 3(하))에 해당한다.

0.4 % 정도 신장하였을 때 무른 부분과 단단한 부분의 밝기의 CNR이 가장 크게 되며, 그림 4의 변형률 영상에서도 무른 부분과의 경계가 뚜렷해짐을 알 수 있다. 그림 4에서 0.2 %로 압축된 데이터를 0.2 %로 신장시킨 경우 압축과 신장이 서로 상쇄되므로 변형률 영상은 나타나지 않아야 하지만, 인체 조직에 압력을 가하는 경우 측정하고자 하는 주사선 방향뿐만 아니라 측면 방향으로도 조직의 움직임이 발생하므로, 주사선 방향에 대한 변위 계산의 오차가 발생하여 영상이 나타나는 것으로 추정된다. 0.4 %의 신장에서 좋은 결과를 보이는 것은 처음 인가된 0.2 %의 압축을 상쇄하고, 반대로 0.2 % 신장된 것과 같은 효과를 가지는 것으로 추정된다. 이외의 데이터 신장에서 좋지 않은 결과를 보이는 것은 데이터의 신장이 압축 전과 후의 신호간의 비상관도 (decorrelation)를 증가시켜서 변위 계산에 오차를 발생시키기 때문이다.

표 1. 계산된 콘트라스트의 비교

Table 1. Comparison of computed CNR values.

신장 (%)	0	0.2	0.3	0.4	0.5	0.8
CNR	0.467	0.116	0.754	0.857	0.666	0.391

IV. 결론

초음파 의료용 변형률 영상에서 압축 후의 RF 데이터를 전역 균일 신장하여 신호 처리를 함으로써 종양 내부의 관찰을 용이하게 하고 신장률을 조절함으로써 경계를 더욱 뚜렷하게 만들 수 있다. 제안한 방법은 연조직 내에 경계가 불분명한 암과 같은 종양의 진단을 더욱 용이하게 할 수 있을 것으로 판단된다.

참고 문헌

1. J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, and X. Li, "Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues," *Ultrason. Imaging*, vol. 13, pp. 111-134, 1991.
2. T. A. Krouskop, T. M. Wheeler, F. Kallel, B. S. Garra, and T. Hall, "Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression," *Ultrason. Imaging*, vol. 20, pp. 260-274, 1998.
3. E. I. Cespedes, C. L. de Korte, and A. F. W. van der Steen, "Echo decorrelation from displacement gradients in elasticity and velocity estimation," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 46, no. 4, pp. 791-801, July 1999.
4. S. K. Alam, J. Ophir, and E. E. Konofagou, "An adaptive strain estimator for elastography," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 45, no. 2, pp. 461-472, Mar. 1998.
5. T. Varghese and J. Ophir, "Enhancement of echo-signal correlation in elastography using temporal stretching," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 44, no. 1, pp. 173-180, Jan. 1997.

6. D. K. Ahn and M. K. Jeong, "Ultrasound phantom based on plastic material for elastography," *J. Korea Society for Nondestructive Testing*, vol. 29, no. 4, pp. 368-373, 2009.
7. M. K. Jeong and S. J. Kwon, "Enhanced strain imaging using quality measure," *J. Acoustical Society of Korea*, vol. 27, no. 3E, pp. 84-94, Sept. 2008.
8. M. K. Jeong and S. J. Kwon, "Ultrasound elasticity imaging methods," *J. Acoustical Society of Korea*, vol. 29, no. 1E, pp. 1-10, Mar. 2010.

저자 약력

• 권 성 재 (Sung-Jae Kwon)



1984년: 경북대학교 전자공학과 학사
 1986년: KAIST 전기 및 전자공학과 석사
 1990년: KAIST 전기 및 전자공학과 박사
 1990 ~ 1997년: LG전자 책임연구원
 현재: 대전대학교 통신공학과 교수
 ※ 관심분야: 영상통신시스템, 파동의 역산란

• 정 목 근 (Mok-Kun Jeong)



1988년: 서울대학교 전기공학과 학사
 1990년: KAIST 전기 및 전자공학과 석사
 1995년: KAIST 전기 및 전자공학과 박사
 현재: 대전대학교 전자공학과 교수
 ※ 관심분야: 초음파 의료 영상시스템