

유방의 실시간 탄성초음파

조나리아¹ · 문우경¹

¹서울대학교병원 방사선과, 서울대학교 의학연구원 방사선의학연구소

유방초음파에서 탄성초음파영상은 낯선 기술이 아니다. 유방은 초음파 탐촉자로 압박을 가하기 쉬운 체표면에 있고, 유방암은 촉진시에 양성 종괴보다 단단하기 때문에 탄성초음파영상의 역할이 가장 큰 장기이다. 실제로 유방초음파에 경험이 많은 사람들은 실시간으로 트랜스듀서로 눌렀을 때 보이는 병변의 단단함의 섬세한 차이와 압박 전후의 영상 변화를 양성과 악성 병변의 감별에 흔히 사용한다. 하지만 이러한 특성은 초음파영상의 수많은 정보 중 단 몇초의 순간만을 사진으로 찍어 놓은 static image로는 기록하기 힘들고, 정량화해서 객관적으로 표현하기 어렵기 때문에 교육이나 연구의 측면에서 흔히 다루지 못했다. 탄성초음파영상은 이 정보를 객관적으로 정량화해서 표현하는 방법의 하나이다. 서울대학교병원 진단방사선과에서는 상용화된 탄성초음파영상기기 중 가장 선두 주자인 A기기를 환자 유방초음파 진료에 1년 전부터 사용하고 있다. 본 소고에서는 이러한 임상 적용의 경험을 바탕으로, A기기와 후발 업체로서 탄성초음파 영상기기의 개발에 박차를 가하고 있는 B기기의 차이점과 장단점을 비교함으로써 탄성초음파 영상을 적용하는 원리와 실제 유방초음파에서 적용할 때에 필요한 성능, 실제 적용과 해석에서 유의할 점 등을 알아보고자 하였다.

1. 영상의 원리

의료용으로 사용되는 초음파 영상은 인체 조직의 음향임피던스의 차이에 의한 조직 경계면에서의 초음파 반사를 영상화한다. 탄성초음파영상은 조직 자체의 단단한 정도를 영상화하는 방법으로서 이는 조직에 약한 압박

을 가하기 이전과 이후의 초음파 에코 정보를 비교해서 얻는다. 스프링과 같이 탄성을 가지는 일정한 조직에 일정한 크기의 압력을 가하면 변형이 일어나는데 변형의 정도는 조직의 단단함에 반비례한다. 여기서 단위 면적당 가해지는 힘을 (응력:stress)이라 하고 변형된 정도를 (변형률:strain)이라 하면 탄성계수 E는 stress에 대한 strain의 비율을 의미한다. 인체 내의 탄성(elasticity)을 측정하기 위해서는 매질에 일정한 힘을 가한 후 변형된 정도를 측정하여 그 비율을 구하면 이 값이 탄성계수이다. 그러나 인체 내의 가해지는 외부의 힘(stress)의 분포를 정확히 측정하기 어렵기 때문에 변형률을 나타내는 스트레인만 측정하여 영상화 하는 것을 주로 하고 있다.

Jonathan Ophir 등은 외부에서 힘을 가하여 조직이 압축될 때의 변위를 일정한 깊이의 조직에서 초음파 영상의 radiofrequency의 waveform의 변화를 측정하여 얻었으며, 이를 spatial correlation method라 한다 (1). 이는 압박 전후의 두 영상에서 2차원의 변위를 계산하기 때문에, 연산 시간이 길어 실시간 영상이 어렵다. 위상차 트래킹법(phase-shift tracking method)은 색도플러 초음파에서 사용되는 방법으로 종축의 변위만을 계산하여 빠르고 정확하지만, 변위가 클 때에는 앨리아징(aliasing)이 생기며, 탐촉자로 조직을 압박할 때의 측방 움직임에 영향을 받는다는 단점이 있다 (2). A기기의 탄성영상법은 이 두가지의 장점을 취합하여 앨리아징 없이 종축 변위를 빠르고 정확하게 계산하며 탐촉자의 측방 움직임에 영향을 받지 않는 combined autocorrelation method를 사용하고 있다 (3). B기기의 탄성영상법은 modified autocorrelation method로서, radiofrequency의 waveform의 변화를 측정한다는 점에서 A기기와 크게 다르지 않으며 연산하는 과정에서 중심주파수의 보정 유무와 interpolation의 유무 등의 차이가 있다.

통신저자 : 문우경
서울시 종로구 연건동 28번지, 서울대학교병원 방사선과
Tel. (02)2072-2584, Fax. (02)743-6385
e-mail: moonwk@radcom.snu.ac.kr

2. 압박 방법

양질의 탄성영상을 얻기 위해서는 압박 전후 시간 지연 시의 신호의 decorrelation으로 인한 noise를 줄이는 것이 중요하다. 이를 최소화하기 위해서 진동자를 적용하여 multicompression averaging을 하거나 2차원적으로 interpolation을 통한 측방 변위를 보정하는 방법 등이 개발되었다. 진동자와 진동자를 인체에 장착하기 위한 도구들은 환자에게 불편감이 너무 크고 초음파를 시행하는 사람 이외에 진동자로 압박을 가하는 사람이 따로 필요한 방법이므로 임상적으로 사용되기 힘들다. 다른 보조 장비 없이 의사의 손의 움직임만으로 영상을 얻는 방법은 환자의 불편감이 없으나 압박을 가하는 압력과 속도에 따라 힘의 전달이 불균일하여 안정적인 영상을 얻기 어려운 단점이 있다. A와 B기기는 모두 손으로 압박을 가하는 방법을 사용한다. 따라서 압박을 가할 때 피부 표면에서 탐촉자의 측방 움직임이 제어되어야 하며 압박의 속도와 범위에 영향 받지 않도록 넓은 dynamic range를 갖는 것이 중요하다. 또한, 실제 영상을 얻을 때에는 아주 약한 힘으로 고르게 압박하는 것이 중요하다 (Fig. 1).

3. A 기기와 B 기기의 비교

(1) 화면 디스플레이 방식

A기기 탄성 영상의 우측 하단 (Fig. 2a)에는 압박의 속도를 보여주는 수치가 나온다. 압박력과 스트레인 사이에 비례관계인 범위 내에서 압박을 가하기 위해서는

트랜스듀서에 가하는 압박력이 매우 약해야 하므로, 압박의 속도보다는 압박력을 수치로 보여주는 것이 더 유용할 것으로 생각된다.

A회사의 탄성 영상이 내세우는 가장 큰 장점 중의 하나가 화면 디스플레이 방식이다. B-모드 영상과 스트레인 영상을 분할 화면 방식으로 실시간으로 보여준다는 점에서는 B기기와 같으나 A회사는 탄성영상의 각각의 픽셀을 스트레인의 정도에 따라 256 color map으로 보여준다. 스케일은 가장 부드러운 조직은 빨간색으로, 가장 딱딱한 조직은 파란색으로, 평균적인 스트레인은 초록색으로 나타낸다. 또한 이러한 색 스케일의 탄성 영상은 투명한 영상으로 전환하여 해당하는 B-mode 영상 위에 겹쳐서 디스플레이하여, 한눈에 B-mode 영상의 병변과 스트레인의 분포 사이의 관계를 알아볼 수 있도록 하고 있다 (Fig. 2a).

Garra등은 gray-scaled color map을 사용하여 탄성도를 영상화 하였다. 그들은 유방 조직에서 B-mode 영상과 탄성영상에서 나타나는 병변의 밝기, 경계 등을 비교하여 특성화 하고자 하였다. Gray-scale보다는 color map이 더 높은 dynamic range를 시각화 할 수 있어 적절한 것으로 생각되나, 이러한 영상 분석은 선택하는 color map과 gray scale에 따라 결과가 달라질 수 있다. 이는 CT영상을 분석할 때, Bone, soft tissue 또는 lung tissue중 어떤 것을 보고자 하는지에 따라 적절한 Hounsfield units의 범위(window)를 설정하는 것이 중요한 것과 같다 (1).

아직까지 유방의 정상 조직과 병적 조직의 탄성 대조도와, 전형적인 병변의 크기에 대한 충분한 정보가 없고, 공간 해상력과 대조 해상력에는 trade-off가 있어, 가장 적절한 밝기와 대조도를 제공하는 스케일이 확립

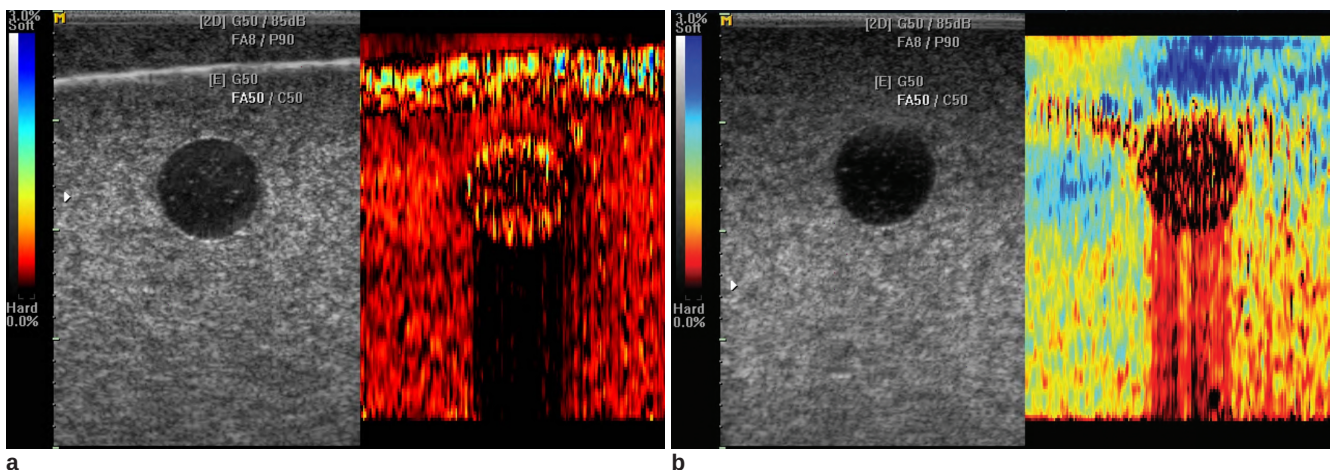


Fig. 1. 압박 방법

같은 팬텀에 대해 왼쪽(a)는 일반적인 탄성영상을 얻을 때처럼 가벼운 압박을 했을 때이고 오른쪽(b)는 압박력을 크게 했을 때의 영상이다. 바탕 조직이 빨간색->노란색으로, 구형 물체의 내부가 노란색->까만색으로, 후방음향이 까만색->빨간색으로 shift됨을 알 수 있다.

되어 있지 않다. 하지만, A기기에서 제공하는 color map은 임상적으로 사용하는 데에 매우 친근하고 합당해 보인다. 즉, 정상적인 유방 조직은 중간 정도의 초록색을 보이며, 딱딱한 유방암 조직은 짙은 파란색을, 낭종의 경우에는 빨간색을 보이며, window의 설정이 적절하며, 조직학적인 탄성 대조도와 일치하는 것으로 생각된다.

반면에 B기기의 탄성영상은 가장 부드러운 조직은 파란색으로 가장 딱딱한 조직은 검정색으로 나타낸다고 되어 있으나 이러한 윈도우의 설정이 검정색과 빨간색으로 치우쳐져 있다. 파란색과 초록색은 거의 나타나지 않는다. 또한 불투명한 탄성 영상의 디스플레이는 직접 B-mode 영상과 탄성 영상을 비교하기 힘들게 만든다 (Fig. 2b). 기존의 연구에서 탄성영상에서 유방병변의 크기가 B-mode 영상보다 클 때, 악성을 시사한다는 연구 결과가 있어, B-mode 영상과 탄성 영상의 병변의 크기를 비교하는 것이 임상적으로 중요하다. 투명한 탄성영상의 B-mode와 겹쳐지는 디스플레이는 이러한 병변의 크기 비교를 용이하게 하고 낮은 공간해상력을 보완하는 역할을 한다.

(2) Region of interest (ROI)의 설정

A기기에서는 B-mode영상에서 ROI의 위치와 크기를 컨트롤 패널에서 설정함으로써 탄성 영상을 얻고자 하는 범위를 정할 수 있다. 반면 B기기에서는 ROI를 설정하는 기능이 없이 37 mm(depth)×27 mm(lateral width) 크기의 ROI가 자동으로 설정되어 있다. 탄성영상은 ROI 내에 포함된 유방 조직의 상대적인 스트레인에 대한 정보를 얻기 때문에 유방초음파 영상의 피하 지방층부터 흉근층까지 또 병변의 측방 경계의 5mm이상을 충분히 포함하도록 권유하고 있다. 또한, 병변의 깊이가 탄성 영상에 영향을 줄 수 있기 때문에 병변의 크기와 깊이에 따라 A기기와 같이 ROI의 위치와 크기를 수동으로 설정하는 방식이 장점을 갖는다.

(3) 팬텀 영상 비교

4가지 종류의 크기와 탄성도가 다른 물체가 들어 있는 젤라틴 팬텀으로 두 기기에서 영상을 얻어 영상의 질

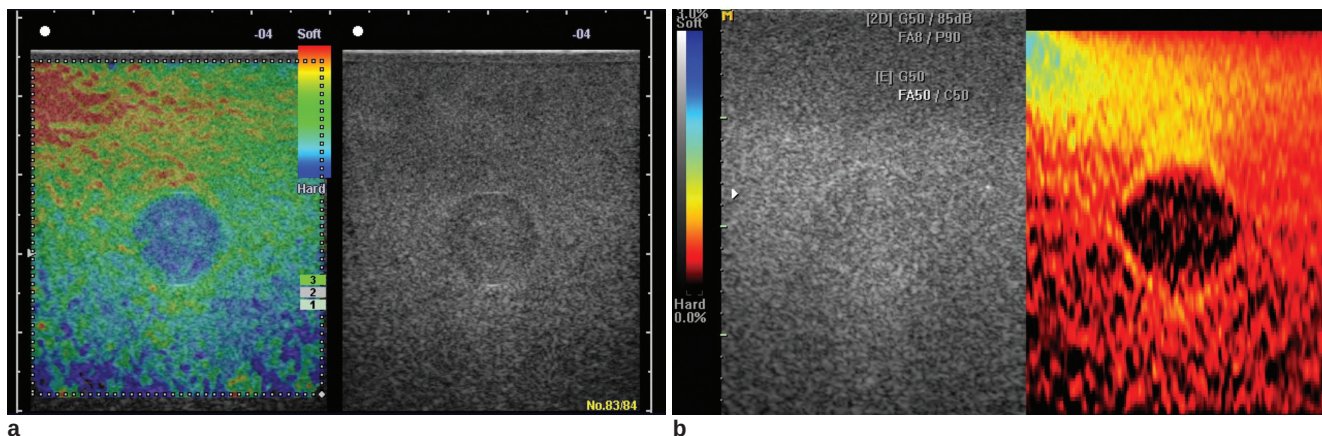


Fig. 2. 화면 디스플레이 방식 (a) A기기, (b) B기기

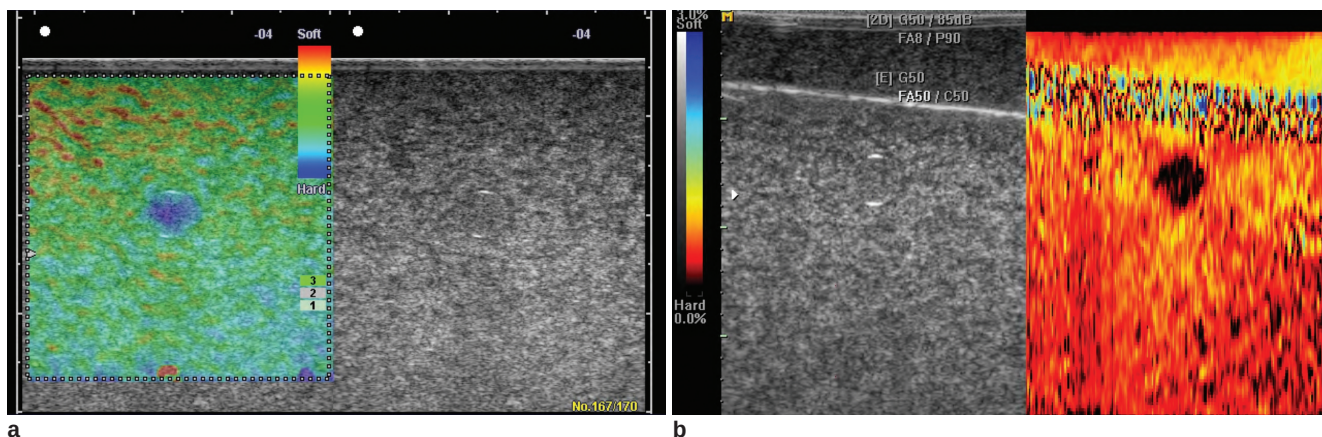


Fig. 3. 공간해상력 비교 (a) A기기, (b) B기기

을 비교해 보았다.

1) 공간해상력

팬텀영상에서 A 영상은 4 mm 크기의 구형 물체의 둥근 변연이 더 또렷하게 그려짐을 알 수 있다. 반면에 B 영상은 변연이 일그러져 보인다 (Fig. 3). 하지만, 이 차이는 A기기가 B-mode영상에 투명한 탄성영상을 겹쳐 보여줌으로써 B-mode영상의 변연에 대한 정보를 같이

보여주기 때문에 실제의 공간 해상력보다 더 좋아 보이도록 하는 효과 때문에 실제 공간 해상력의 차이보다 더 크게 느껴진다.

A기기는 진동자 없이 손으로 조직에 압박을 가하는 방법의 단점을 극복하기 위해 압박의 속도와 범위에 영향 받지 않는 알고리즘을 사용하여 약 4 mm의 측방 변위까지도 영상의 질에 영향을 주지 않으며, 0.05 - 5%까지의 광범위한 dynamic range를 갖는다고 기술하고 있

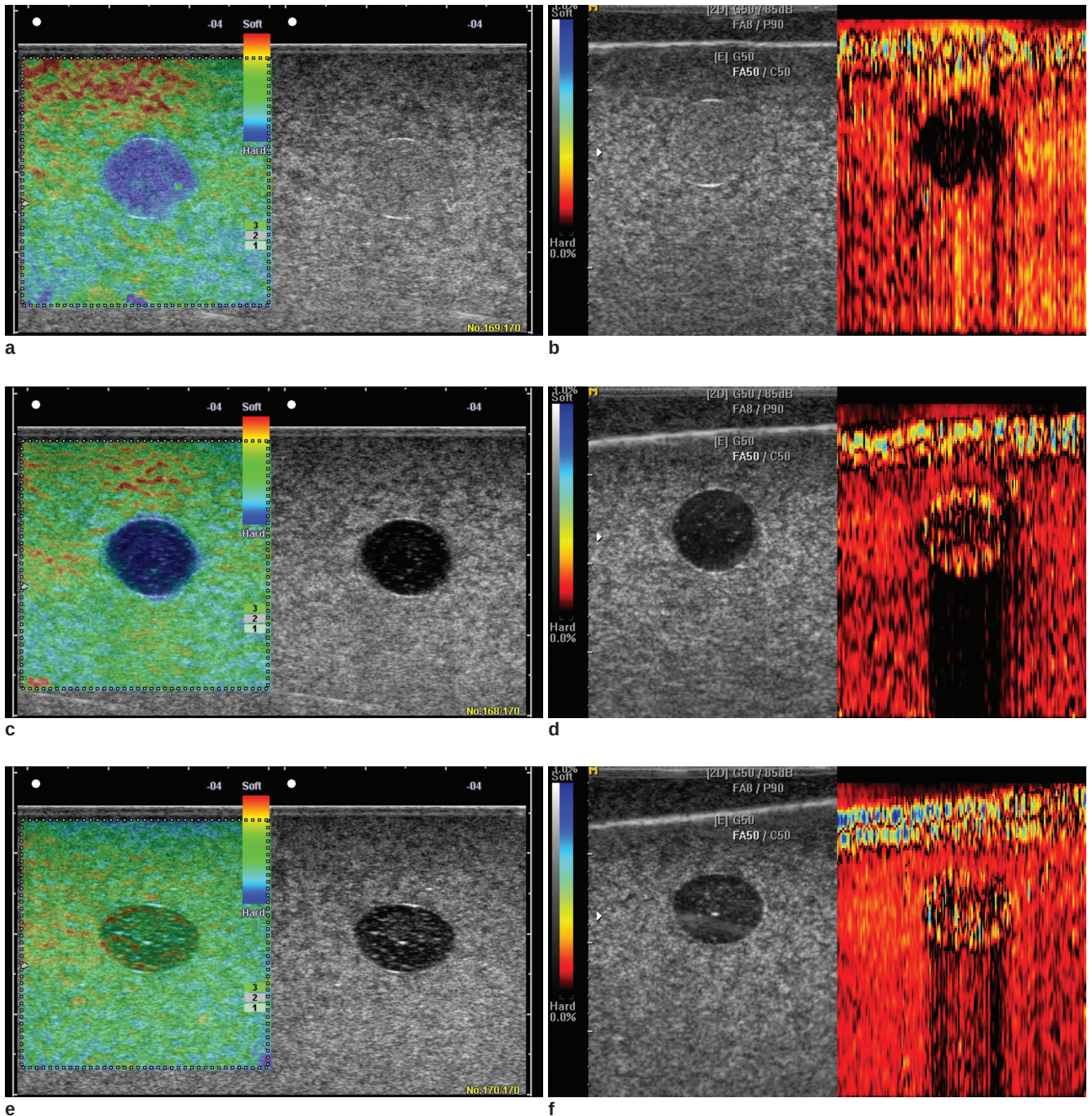


Fig. 4. 크기는 같고 탄성도가 다른 3개의 물체의 팬텀에 대한 A(a, c, e)와 B(b, d, f)영상 비교.

다. 또한 A는 27 frames/sec, B는 20 frames/sec 으로 영상을 얻는 frame rate에도 차이가 있다. 4개의 구형 물체 팬텀의 4개의 영상을 얻는데 A는 2분이 걸린 반면 B는 8분의 시간이 걸렸다. 이와 같은 차이는 차이의 원인은 A기기는 트랜스듀서를 팬텀에 대고 영상을 얻기 시작할 때부터 인공물 없는 깨끗한 영상을 얻을 수 있는 반면, B기기는 트랜스듀서가 물체의 중심에서 조금만 벗어나거나 흔들림이 있거나 압박이 일정하지 않으면 영상이 깨져 물체와 배경의 구분이 없어져 버리기 때문이었다.

또한 B 영상은 매우 거칠고 종축 방향으로 비가 내리는 듯한 인공물이 계속해서 생기는 반면, A 영상은 잔잔한 speckle이 고루 분포하는 영상으로 B-mode영상과 비슷한 질감을 보여준다. 이 비가 내리는 듯한 인공물은 탄성영상 모드에서 벗어나 B-mode영상만으로 전환한 후에도 남아 B-mode 영상에 지속적으로 영향을 주기도 하였다.

2) 스트레인 정도와의 연관성

Fig. 4는 각각 같은 팬텀에 대해 A와 B기기를 이용한 영상이다. B기기의 영상에서 Fig. 4b와 4d를 비교해보면 종괴 내부의 색깔이 Fig. 4b는 검정색, Fig. 4d는 노란색을 띄고 있어 Fig. 4b의 팬텀이 더 단단한 물체임을 나타낸다. 그러나, A 영상에서는 Fig. 4a는 옅은 파란색, Fig. 4c는 진한 파란색으로 보여 Fig. 4c의 팬텀의 물체가 더 단단한 물체임을 나타낸다. 또한 B영상에서 Fig. 4d와 4f를 비교해보면 둘 다 팬텀 내부에 비슷한 정도의 노란색과 후방음향그림자를 보이나 같은 팬텀의 A영상은 각각 진한 파란색 (Fig. 4c)과 초록색 (Fig. 4e)을 보이고 있다. 즉 B 영상의 스트레인에 대한 color map의 정도와 A영상 color map의 정도 표현이 일치하

지 않으며, 어떤 영상이 실제 조직의 상대적인 스트레인의 크기와 일치하는지 여부에 관한 연구가 필요하다. 이러한 불일치의 원인을 추정할 때 B 영상이 섬세한 strain의 차이를 색의 차이로 표현하지 못하는 것이 원인이 될 수 있겠고, A영상의 투명한 탄성 영상이 B-mode영상과 겹쳐짐으로써 B-mode영상에서 까맣게 보이는 낭성 물체는 color map의 색을 더 진하게 보이도록 하는 것도 영향을 미치리라 생각된다. 또한 B 영상에서는 낭성 물체의 뒤쪽으로 후방음향그림자가 생기며 이는 낭성 물체의 뒤쪽의 조직이 눌리지 않기 때문으로 설명한다. 그러나 A영상은 이러한 후방음향그림자가 보이지 않는다. 이는 A는 탄성영상이 깨지는 인공물이 생기는 경우 디스플레이 되지 않도록 설정되어 있는 것도 한가지 원인으로 생각된다. 즉, A영상이 일정한 스트레인의 범주 내에서, 작은 스트레인의 차이도 섬세하게 다른 색으로 표현하고 noise가 적어서 깨끗하고 화사한 영상을 제공하지만 이것이 실제 조직의 상대적인 스트레인을 얼마나 정확하게 반영하는지, 실제 조직의 특성에 대한 정보를 잃어버리지 않는 범위인지에 대한 평가가 필요하다.

(4) 임상 영상 비교

실제 같은 유방암 환자와 양성종양 환자를 두 기기로 탄성영상을 얻었을 때 어떤 차이가 있는지를 비교해보았다.

1) 유방암

팬텀으로 영상을 얻었을 때보다 더 두 기기의 영상의 질이 더 차이가 많음을 알 수 있다. 유방암은 주위에 섬유화를 유발하기 때문에 탄성영상에서 측정한 종괴의 크기가 B-mode영상보다 크게 보이는 것이 유방암의 특

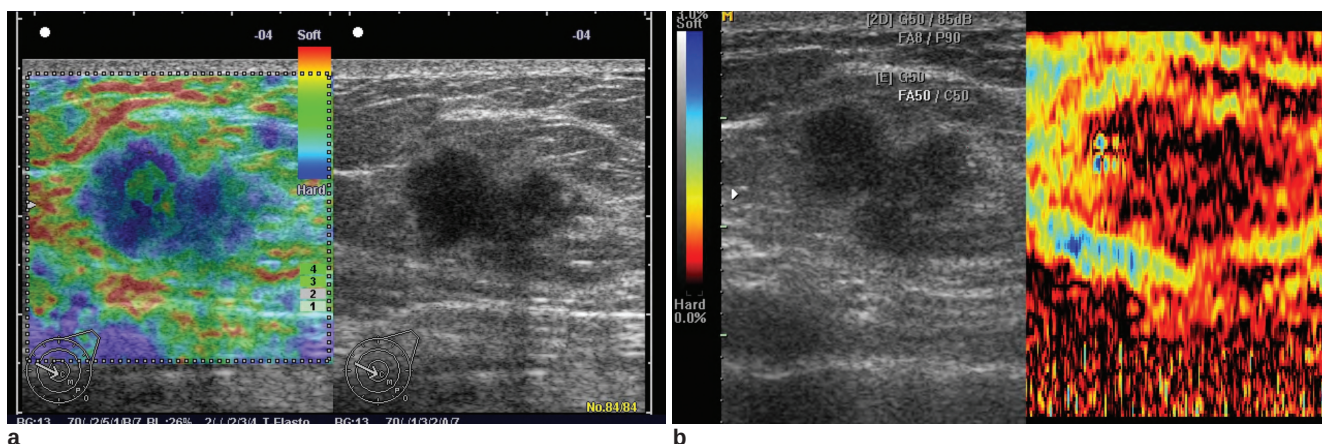


Fig. 5. 유방암의 탄성영상

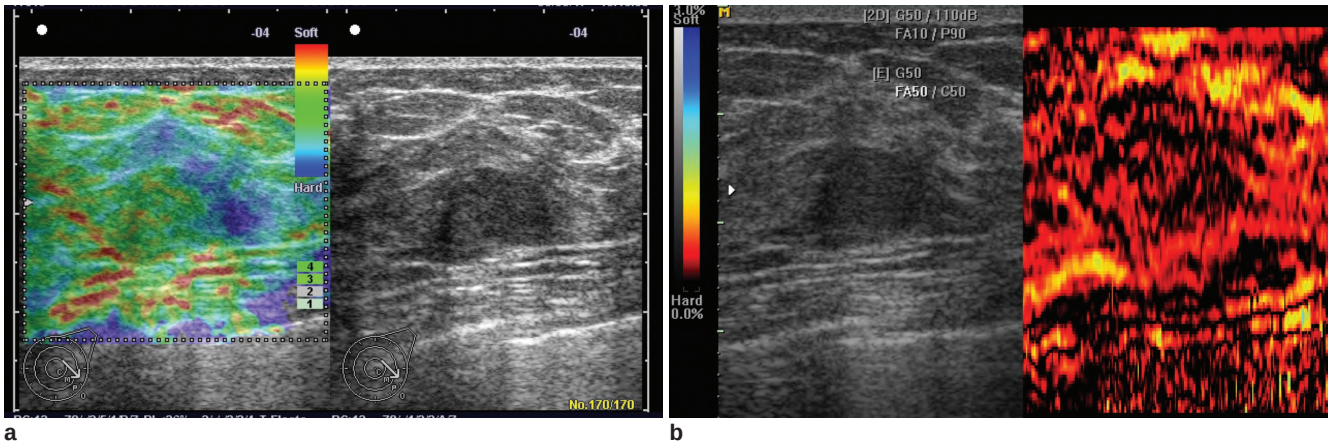


Fig. 6. 유방섬유선종의 탄성영상

징으로 알려져 있다. A에서는 종괴 내부에 딱딱한 조직임을 보여주는 파란색으로 보이는 면적이 B-mode영상의 저에코 병변보다 더 넓어 악성 종괴의 가능성이 크다는 것을 쉽게 알 수 있다 (Fig. 5a). 또한 종괴의 주위 조직은 빨간색과 초록색의 분포가 부드럽게 종괴와 경계를 그리고 있다. 그러나, B영상은 종괴의 변연 자체를 잘 그릴 수 없다. 주변 조직보다 약간 더 딱딱한 조직이 있다는 것을 대략 짐작할 수 있을 뿐이다 (Fig. 5b).

2) 섬유선종

유방의 양성 종양은 주변 조직과 비슷한 스트레인을 보여 A영상처럼 주위와 구분되지 않는 중간 색을 보이는 것이 전형적이다 (Fig. 6a). 이 때 B영상은 유방암의 영상보다 더욱 더 종괴의 변연을 그리기 어려운 상태임을 알 수 있다 (Fig. 6b). 엄밀히 보면 A영상도 주위와 구분되지 않으나 투명한 영상 처리에 힘입어 B-mode 영상과 correlation이 훨씬 쉽다.

4. 결 론

탄성초음파 영상기기의 기술 발전으로 별도의 압박기구 없이 트랜스듀서로 압박하면서 실시간으로 탄성정보

를 얻을 수 있는 기기들이 속속 상용화되고 있으며, 유방초음파 분야에서 이의 임상 적용이 확대될 것으로 예상된다. 좋은 탄성 초음파 영상기기가 갖추어야 할 요건은 트랜스듀서의 측방 움직임에 영향을 받지 않아 noise가 적고, 해상도가 좋고, 빠른 frame rate를 갖추면서, 진짜 유방 병변과 정상 유방 조직, 양성과 악성 유방 병변을 구별해서 볼 수 있도록 적절한 color map이 설정되어 있어야 한다. 영상을 얻을 때에는 적절한 압박방법을 써야 하며 판독할 때에는 영상의 인공물에 대해 알고 있어야 한다.

참 고 문 헌

1. Garra BS, Cespedes EI, Ophir J, et al. Elastography of breast lesions: initial clinical results. Radiology 1997;202:79-86
2. Hall TJ, Zhu Y, Spalding CS. In vivo real-time freehand palpation imaging. Ultrasound Med Biol 2003; 29:427-435
3. Itoh A, Ueno E, Tohno E, Kamma H, et al. Breast Disease: Clinical application of US elastography for diagnosis. radiology 2006;239: 341-350