

(19)대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl.<sup>7</sup>  
A61B 8/00

(45) 공고일자 2005년04월15일  
(11) 등록번호 10-0483631  
(24) 등록일자 2005년04월07일

(21) 출원번호 10-2002-0038894  
(22) 출원일자 2002년07월05일

(65) 공개번호 10-2004-0004842  
(43) 공개일자 2004년01월16일

(73) 특허권자 주식회사 메디슨  
강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자 정목근  
서울특별시노원구상계9동보람아파트209-1004

권성재  
서울특별시동대문구청량리1동미주아파트4-902

(74) 대리인 주성민  
장수길

심사관 : 원종대

(54) 초음파 영상에서 스펙클 패턴의 변화를 추정하여 매질의탄성특성을 측정하는 방법

요약

본 발명은 초음파 영상에서 매질의 탄성특성을 측정하는 방법에 관한 것으로, 특히 초음파 영상에서 스펙클 패턴의 변화를 추정하여 매질의 탄성특성을 측정하는 방법에 관한 것이다. 상기 초음파 영상에서 매질의 탄성특성을 측정하는 방법은, 매질에 대하여 진동을 인가하는 단계, 진동을 받은 상기 매질에 대하여 다수의 초음파 영상 프레임을 획득하는 단계, 상기 다수의 영상 프레임내의 소정 픽셀에 대하여 스펙클 패턴의 밝기의 시간축상의 변화량을 산출하는 단계, 및 상기 산출된 스펙클 패턴의 밝기 변화량을 이용하여 상기 매질의 탄성을 측정하는 단계를 포함한다.

대표도

도 6

색인어

초음파 영상, 스펙클 패턴, 매질, 탄성 특성, 인체 연조직, 분산, 재귀적 계산, 진동기

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 트랜스듀서(즉, 배열변환자)로부터의 초음파 빔의 샘플 체적내의 반사체 분포를 도시한 도면.

도 2는 인체 연조직에 외부에서 진동을 주었을 경우 변화되는 반사체의 분포에 따라 달라지는 스펙클의 모양을 도시한 도면.

도 3은 외부의 진동에 대한 반사체의 조직 내에서의 분포 변화를 보인 도면.

도 4는 초음파의 연속적인 흑백 영상들에 위치한 각 화소를 보인 도면.

도 5는 본 발명의 실시예에 따라 저주파 진동기를 인체에 부착한 모습을 개략적으로 보인 도면.

도 6은 본 발명의 실시예에 따라 여러 프레임에 걸쳐 픽셀의 밝기 변화의 분산을 구하기 위한 실제적인 구성의 일예를 도시한 도면.

<도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>

10: 트랜스듀서 15: 진동기

20: 제 1 프레임 메모리

22: 제 2 프레임 메모리

**발명의 상세한 설명**

**발명의 목적**

**발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술**

본 발명은 초음파 영상에서 매질의 탄성특성을 측정하는 방법에 관한 것으로, 특히 초음파 영상에서 스펙클 패턴의 변화를 추정하여 매질의 탄성특성을 측정하는 방법에 관한 것이다.

일반적으로, 초음파 영상 형성 장치는 초음파 신호를 진단하고자 하는 목표물, 예를 들면 인체를 향하여 송신하고 반사된 초음파 신호로부터 목표물의 영상을 얻어내어 이를 표시장치에 표시하는 장치로서 의료 분야에서 널리 사용되고 있다.

초음파 영상에서 종양이나 암조직이 주위의 조직에 비하여 반사계수가 차이가 나지 않을 경우에는 흑백영상에서 관찰할 수 없다. 그러나, 초음파 영상에서 매질의 탄성특성을 영상화하면 병변조직과 정상조직을 구별할 수 있게 되는데, 이는 병변조직인 종양이나 암조직이 주위의 정상조직보다 굳기(stiffness)가 증가하기 때문이다.

일반적으로, 탄성계수의 측정은 크게 두가지 방법으로 나눌 수 있다.

첫째, 외부에서 조직에 압력을 가한 후 조직의 변위를 측정하여 가해진 힘에 대한 이동 거리를 수치화하여 탄성계수를 측정할 수 있는 방법이 있다. 둘째, 매질에 저주파 진동을 인가하여 저주파 파장의 이동을 영상화하여 탄성계수를 측정할 수 있는 방법이 있는데, 이는 굳은 매질과 무른 매질에서 파동의 전달 특성이 다른 원리를 이용한 것이다.

그러나, 전술한 종래의 탄성계수 측정 방법은 다음과 같은 문제점을 가지고 있다.

첫번째 방법인 조직에 압력을 가한 후 조직의 변위를 측정하는 방법에서는, 조직에 압력을 가하기 전에 초음파 펄스를 매질에 송수신하여 받은 에코 신호와 조직에 압력을 가한 후에 수신되는 에코 신호간의 상대적인 변위를 알아내어 그 변위의 크고 작음에 따라 병변여부를 진단할 수 있다. 그런데, 넓은 범위의 변위를 알아야 진단에 도움이 되는 만큼 조직에 인가하는 압력을 크게 하는 것이 바람직한데, 이렇게 압력을 크게 하면 압력인가 전후의 에코신호간의 상관도가 저하되어 변위를 제대로 알아낼 수 없는 문제가 발생한다. 그 결과, 정상조직과 병변조직을 정확히 구별하기가 쉽지 않다.

또한, 첫 번째 방법과 두 번째 방법 모두 송수신된 초음파의 RF 데이터를 이용하여 파형이나 위상 변화를 상관도를 이용하여 계산하는데, 이러한 방법은 RF 데이터를 이용하기 때문에 복잡한 하드웨어와 고속 신호 처리가 반드시 필요하므로, 제작비용면에서 불리한 단점이 있다.

**발명이 이루고자 하는 기술적 과제**

따라서, 본 발명은 상술한 문제점을 해소하기 위한 것으로서, 초음파 영상에서 스펙클 패턴의 변화를 추정함으로써 매질의 탄성특성을 측정하는 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

본 발명에 따른 다른 목적은, 초음파 영상에서 매질의 탄성특성을 측정함에 있어서 재귀적 연산을 이용함으로써 프레임 메모리의 양을 줄이고 계산량도 감축시키는 방법을 제공함에 있다.

**발명의 구성 및 작용**

상술한 목적을 달성하기 위한 초음파 영상에서 매질의 탄성특성을 측정하는 방법에 있어서, 매질에 대하여 진동을 인가하는 단계, 상기 진동이 인가되는 상태에서, 상기 매질에 대하여 다수의 초음파 영상 프레임을 획득하는 단계, 재귀적 연산으로 상기 다수의 영상 프레임내의 소정 픽셀의 밝기 변화의 평균 및 분산을 구하여 스펙클 패턴의 밝기의 시간축상의 변화량을 산출하는 단계, 및 상기 산출된 스펙클 패턴의 밝기 변화량을 이용하여 상기 매질의 탄성을 측정하는 단계를 포함한다.

이하, 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세히 설명하기로 한다.

초음파 영상은 스펙클 패턴(speckle pattern)이라는 독특한 노이즈를 가지고 있다. 인체 연조직(soft tissue)에 대한 초음파 B-모드 영상에는 작은 낱알 모양의 스펙클이 무수히 포함되어 있다. 스펙클 패턴은 초음파 영상이 가간섭성 영상 시스템(coherent imaging system)이기 때문에 발생하는데, 초음파 영상의 해상도를 저하시키는 큰 요인이 된다. 스펙클 패턴은 초음파 빔 내에 분포하는 반사체들에서 반사되는 신호의 위상이 불균일하게 중첩됨으로써 만들어진다. 따라서, 도 1에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서(즉, 배열변환자)로부터의 초음파 빔의 샘플 체적(sample volume)내의 반사체 분포가 달라지면 스펙클 패턴도 달라지게 된다. 따라서, 도 2에 도시된 바와 같이, 인체 연조직에 외부에서 진동을 주어 조직을 흔들면 반사체의 분포가 변화하므로 스펙클의 모양도 달라지게 된다. 즉, 초음파 영상의 밝기가 변하게 된다.

인체내의 종양이나 암과 같은 병변부분의 매질은 일반 연조직보다 굳기(stiffness)가 증가되어 있다. 따라서, 도 3에 도시된 바와 같이, 외부의 진동에 대한 반사체의 조직 내에서의 분포 변화는 조직의 단단함에 반비례하게 된다. 즉, 진동이 단단한 경우에는 외부의 진동이 가해지면 전체 조직이 같이 움직이게 되는데, 이는 스펙클 패턴이 크게 변하지 않음에 반해 매질이 무른 조직(soft tissue)일 경우 외부의 진동에 대하여 조직이 움직일 때 조직내의 반사체 위치가 크게 변하게 된다. 다시 말해, 외부에서 변위가 인가될 때 스펙클 패턴의 변화는 조직의 무른 정도와 비례하게 되는데, 이를 이용하면 조직의 굳기(stiffness)를 측정할 수 있다.

스펙클 밝기의 변화는 도 4에 도시된 바와 같이 초음파의 연속적인 일련의 흑백 영상들에서 각 화소간의 밝기의 시간축상의 변화량을 구함으로써 이루어진다. 밝기의 변화량만을 추정하기 위하여 밝기의 분산(variance)을 계산한다. 또한, 매질의 진동에 대한 주파수특성을 구하기 위하여 외부에서 인가하는 진동의 크기와 진동주파수를 가변하면서 매질의 공진주파수와 크기를 추정하면 더욱 정확한 매질의 탄성특성을 구할 수 있다.

인체 조직에서 특정한 조직을 더욱 자세히 관찰하고자 하는 경우에는 침습적인(invasive) 방법을 이용하여 매질에 진동을 전달할 수 있다. 침습적인 방법이란 매질에 주사기 바늘(needle)을 꼽아 바늘 끝부분을 통해 진동을 매질에 전달하는 것을 말한다. 바늘이 피부를 뚫고 들어가니까 환자에게는 다소 부담이 되는 방법일 수 있지만 원하는 부위에 진동을 정확하게 줄 수 있다는 점이 유리하다.

인체 외부에 인가되는 저주파 진동기로서는 주파수와 진폭을 가변할 수 있는 장치가 필요하며 그 주파수는 수백 Hz 이하의 범위를 갖는 것이 적당하다. 저주파 진동기(15)를 인체에 부착한 모습을 도 5에 개략적으로 도시하였다.

도 5를 참조하면, 진단을 수행하는 오퍼레이터가 초음파 영상을 얻고자 인체의 조직(tissue)에 진동기(15)를 통해 진동을 가해주고 있다. 인체 조직에서 특정한 조직을 더욱 자세히 관찰하고자 하는 경우에는 침습적인(invasive) 방법을 이용하여 매질에 진동을 전달할 수 있다. 침습적인 방법이란 매질에 주사기 바늘(needle)을 꼽아 바늘 끝부분을 통해 진동을 매질에 전달하는 것을 말한다. 바늘이 피부를 뚫고 들어가니까 환자에게는 다소 부담이 되는 방법일 수 있지만 원하는 부위에 진동을 정확하게 줄 수 있다는 점이 유리하다.

도 5는 인체의 피부표면에 진동기(15)를 접촉시키고 트랜스듀서(10)를 신체에 눌러서 초음파 영상을 얻어내는 비침습적인 방법으로 진동을 가해주고 있는 모습을 보인다. 진동기(15)에서 가해지는 힘에 따라 조직은 진동을 하게 되어 조직을 구성하는 산란체(scatterer: 초음파 신호를 반사시켜 에코 신호를 만들)들이 움직여 도 4에 도시된 다수의 영상 프레임마다 다른 영상이 얻어진다. 따라서, 영상 프레임내 소정의 픽셀에서의 밝기(brightness)도 영상 프레임마다 계속 바뀌게 된다.

본 발명은 이러한 밝기(brightness)의 분산(variance)을 여러 프레임에 걸쳐 계산해 완성된 초음파 영상으로 만들어 디스플레이해주는 방법이다. 따라서, 완성된 초음파 영상을 구성하기 위해 모든 픽셀에 대해서 밝기의 분산을 구해야 한다. 이러한 밝기의 분산을 구하는 방법을 도 6에 도시하였다. 도 6은 여러 프레임에 걸쳐 픽셀의 밝기 변화의 분산을 구하기 위한 실제적인 구성의 일예를 보여준다.

본 발명에 따른 매질의 탄성특성 측정 방법에 의하면, 영상 한 장을 구성하는 프레임의 모든 화소에 대해서 각 화소의 시간에 따른 밝기의 변화를 실시간으로 계산하여 디스플레이한다. 여기서, 각 화소의 시간에 따른 밝기의 변화는 매 프레임마다 그 이전 프레임에 대한 밝기의 변화를 의미한다.

밝기의 변화를 표시하는 척도로서 분산을 사용한다. 물론 분산의 제곱근인 표준편차를 사용할 수도 있다. 분산을 구하는데 사용하는 프레임의 수는 사용자가 조정할 수 있다. 여러 프레임에 걸쳐 픽셀의 밝기 변화의 분산을 구하기 위한 실제적인 구성의 일예를 도 6에 도시하였다.

도 6에서, N은 현재 프레임 번호, (N-1)은 이전 프레임 번호,  $m_N(i,j)$ 과  $m_{N-1}(i,j)$ 은 각각 어떤 픽셀 (i,j)의 처음부터 N번째와 (N-1)번째 프레임까지의 평균을 나타낸다. 여기서, i와 j는 각각 축방향과 축방향으로의 좌표를 나타내는 이산적인 값이다. 마찬가지로,  $\sigma^2_{N}(i,j)$  및  $\sigma^2_{N-1}(i,j)$  각각 어떤 픽셀(i,j)의 처음부터 N번째와 (N-1)번째 프레임까지의 분산이라고 하면, 본 발명에 따른 밝기(brightness)의 평균  $m_N(i,j)$ 은 수학식 1로 나타내어지고, 밝기의 분산  $\sigma^2_{N}(i,j)$ 은 수학식 2로 나타낼 수 있다.

수학식 1

$$m_N(i,j) = m_{N-1}(i,j) + \frac{1}{N} [x_N(i,j) - m_{N-1}(i,j)]$$

$$m_N(i,j) = \frac{(N-1)m_{N-1}(i,j) + x_N(i,j)}{N}$$

$$\begin{aligned} \sigma^2_N(i,j) &= \sigma^2_{N-1}(i,j) + m^2_{N-1}(i,j) \\ &\quad + \frac{1}{N} [x^2_N(i,j) - Nm^2_{N-1}(i,j) - \sigma^2_{N-1}(i,j) - m^2_{N-1}(i,j)] \end{aligned}$$

여기서,  $x_N(i,j)$ 은 N번째 프레임의 (i,j)번째 픽셀에서의 밝기값을 나타낸다. 위와 같은 수학적 식 1 및 수학적 식 2에 따라 밝기의 평균 및 분산을 계산하면 새로운 프레임이 입력될 때마다 분산을 계산해주므로 입력되는 프레임과 같은 프레임 레이트로 매 픽셀의 분산 영상을 보여줄 수 있다.

도 6에서,  $Z^{-1}$ 은 단위 샘플 지연(unit sample delay)을 나타내고 제곱기(squarer)는 입력신호를 제공하는 연산을 수행한다. 단위 샘플 지연이란 계산하고자 하는 영상점(pixel)에서 현재 프레임 영상에 대한 이전 프레임의 영상, 즉, 한 프레임 이전의 픽셀을 의미한다. 본 발명의 실시예에서 평균이나 분산을 매 프레임마다 계산할 때 프레임 주기가 바로 단위 샘플 지연에 해당한다. 한 프레임 주기 이전의 데이터를 저장하기 위하여 단위 샘플 지연을 수행한다. 도 6에서 단위 샘플 지연을 해주는 블록( $Z^{-1}$ )은 프레임 메모리 한 장과 동일한 것으로, 제 1 프레임 메모리(20)는 (N-1)번째 프레임까지의 평균인  $m_{N-1}(i,j)$ 을 저장하기 위한 것이고, 제 2 프레임 메모리(22)는 (N-1)번째 프레임까지의 분산인  $\sigma^2_{N-1}(i,j)$ 을 저장하기 위한 것이다. 참고로 프레임 메모리 10장이면  $Z^{-10}$ 으로 나타낼 수 있다.

도 6에 도시된 분산 연산 방법은, 모든 프레임을 저장하지 않고 현재에 대해 바로 직전의 프레임의 각 픽셀에서의 평균과 분산을 저장한다.

상기 수학적 식 1 및 수학적 식 2의 구현에는 (N-1)번째 프레임까지의 평균인  $m_{N-1}(i,j)$ 을 저장하기 위한 제 1 프레임 메모리( $Z^{-1}$ , 20)와 (N-1)번째 프레임까지의 분산인  $\sigma^2_{N-1}(i,j)$ 을 저장하기 위한 제 2 프레임 메모리( $Z^{-1}$ , 22)가 필요하고, 또한 다수의 제곱기, 가산기, 감산기, 및 승산기가 추가로 필요하다.

위의 평균과 분산의 초기화 과정을 좀 더 자세히 설명하면 다음과 같다. 현재의 값을 계산하기 위해서 직전 프레임까지의 평균과 분산을 이용하여 재귀방정식을 계산하기 시작하는데 그 초기값으로 처음 들어온 데이터를 취한다. 이는 재귀방정식에서 초기값을 설정하기 위한 일반적인 방법에 해당한다.

우선, 첫 프레임에서는 분산 및 평균을 기존의 비재귀적인 방법으로 구하면, 다음의 수학적 식 3과 같이 나타낼 수 있다.

$$m_1(i,j) = \frac{x_1(i,j)}{1} = x_1(i,j)$$

$$\sigma^2_1(i,j) = \frac{[x_1(i,j) - m_1(i,j)]^2}{1} = 0$$

즉, 본 발명에 따른 재귀방정식의 초기화는 평균값은  $m_1(i,j) = x_1(i,j)$ 로 되고, 분산은  $\sigma^2_1(i,j) = 0$ 로 되는 것이다. 그 다음에는  $x_2(i,j)$ 를 입력받아 재귀적으로 계산하면 된다. 이렇게 재귀적으로 계산하는 것은 필요한 프레임 메모리 양을 줄여줄 뿐만 아니라 계산량에서도 유리하다.

위와 같은 방법에 의하여 픽셀 각각에서 밝기의 프레임에 따른 변화, 즉 평균과 분산값을 스펙클 패턴의 표시측도(indicator)로서 사용할 수 있다. 한 걸음 더 나아가 계산량을 더 줄이기 위해서 다음과 같은 방법을 사용할 수도 있다. 매 프레임마다 분산을 구하는 것을 대신하여, 소정의 프레임 기간동안 픽셀 밝기의 최대치(max)와 최소치(min)를 구해서 이 두 값의 절댓값, 즉  $|\max - \min|$ 을 영상으로 나타내 병변 진단에 이용할 수도 있다. 예를 들어, 영상 프레임이 1번부터 15번까지 있고 매 픽셀 포인트에서 프레임 10장에 걸쳐 최대치와 최소치를 구한다고 가정하자.  $x_1(i,j), x_2(i,j), \dots, x_{10}(i,j)$ 의 10장의 프레임에서 매 (i,j) 픽셀에 대해서 최대치와 최소치를 구하고 이를 각각  $\max_{1-10}(i,j)$ 과  $\min_{1-10}(i,j)$ 이라고 한다.

그리고, 이 두 값의 차이를  $\text{diff}_{1-10}(i,j) = |\max_{1-10}(i,j) - \min_{1-10}(i,j)|$ 로 한다. 이런 연산을 모든 픽셀 (i,j)에 대해서

수행하면 픽셀 각각에서 차이값을 나타내는  $\text{diff}_{1-10}$  이라는 영상을 얻을 수 있다. 마찬가지로, 위의 과정을 프레임 번호 2 부터 11까지 반복하면, 즉  $x_2(i,j)$ ,  $x_3(i,j)$ , ...,  $x_{11}(i,j)$ 로부터  $\text{diff}_{2-11}$  영상을 또 얻을 수 있다. 계속 반복하면  $\text{diff}_{6-15}$  영상을 얻을 수 있다. 프레임 15 다음에 프레임 16, 프레임 17 등에 대해서 계속 위의 연산을 반복하면 매 프레임마다 갱신되는 차영상(difference image)을 얻는다. 이러한 방법은 앞의 도 6에 도시된 분산 연산 방법과 마찬가지로 적은 계산량으로 분산 영상과 유사한 영상을 얻을 수 있도록 한다.

이와 같이 프레임에 따른 밝기의 변화를 스펙클 패턴의 표시측도로써 사용할 수 있는 이유는 상기 밝기 변화가 해당 픽셀 위치에서의 산란체(scatterer)의 변위(displacement)에 비례하고, 변위는 굳기(stiffness)에 반비례하기 때문이다.

따라서, 병변조직은 일반 정상 연조직보다 굳기가 증가되어 있으므로 전술한 수학적 및 도 6을 통하여 계산된 밝기의 분산값이 다수의 영상 프레임에 걸쳐 크게 변하지 않아 병변조직에 대한 스펙클 패턴의 변화도 적게 나타난다. 반대로, 일반 정상 연조직은 외부의 진동에 대하여 조직내의 산란체 위치가 크게 변하게 되므로, 도 6을 통하여 계산된 밝기의 분산값이 다수의 영상 프레임에 걸쳐 크게 변하게 된다. 결국, 이러한 방법으로 조직의 굳기(stiffness)를 측정할 수 있게 된다. 보다 정확한 진단을 위해서는 굳기값의 기준이 마련되어야 하고 그렇게 되면 소정의 굳기값으로부터 병변여부를 체크할 수 있다.

도 6에 도시된 구성은 소프트웨어 혹은 하드웨어적으로 구성될 수 있으며, 진동기와 더불어 기존의 초음파 영상 형성 장치의 후단에 추가로 장착되는 것이 바람직하다.

상술한 실시예는 본 발명의 원리를 응용한 다양한 실시예의 일부를 나타낸 것에 지나지 않음을 이해해야 한다. 본 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 본질로부터 벗어남이 없이 여러가지 변형이 가능함을 명백히 알 수 있을 것이다.

### 발명의 효과

상술한 바와 같이, 본 발명에 따른 초음파 영상에서 매질의 탄성특성을 측정하는 방법은 초음파 영상에서 초음파의 연속적인 흑백 영상프레임에서 각 화소간의 밝기의 시간축 상의 변화량을 구함으로써 스펙클 패턴의 변화를 추정하여 매질의 탄성특성을 측정할 수 있다. 따라서, 초음파 진단을 수행하는 오퍼레이터가 인체내부의 병변조직 존재 유무를 빠른 시간 내에 쉽게 알 수 있다.

본 발명에 따른 초음파 영상에서 매질의 탄성특성을 측정하는 방법에 의하면, 검파된 영상 데이터만을 이용하여 신호처리를 수행하므로 추가적인 하드웨어장치 없이 소프트웨어 프로그램만으로 탄성특성을 계산할 수 있을 뿐만 아니라 그 계산량 또한 적게 필요하다.

또한, 본 발명에 따르면, 초음파 영상에서 매질의 탄성특성을 측정함에 있어서 재귀적 연산을 이용함으로써 프레임 메모리의 양을 줄이고 계산량도 감축시키므로 컴퓨터 CPU에 부담을 줄일 수 있다.

따라서, 영상 한 장을 구성하는 프레임의 모든 화소에 대해서 시간에 따른 밝기 변화를 실시간으로 계산하여 디스플레이할 수 있다.

### (57) 청구의 범위

#### 청구항 1.

초음파 영상에서 매질의 탄성특성을 측정하는 방법에 있어서,

매질에 대하여 진동을 인가하는 단계,

상기 진동이 인가되는 상태에서, 상기 매질에 대하여 다수의 초음파 영상 프레임을 획득하는 단계,

재귀적 연산으로 상기 다수의 영상 프레임내의 소정 픽셀의 밝기 변화의 평균 및 분산을 구하여 스펙클 패턴의 밝기의 시간축상의 변화량을 산출하는 단계, 및

상기 산출된 스펙클 패턴의 밝기 변화량을 이용하여 상기 매질의 탄성을 측정하는 단계

를 포함하는 초음파 영상에서 매질의 탄성특성을 측정하는 방법.

#### 청구항 2.

제 1 항에 있어서,

N개의 초음파 영상 프레임에 걸쳐 상기 평균을 구하기 위한 수학적식은 다음과 같으며,

$$m_N(i,j) = m_{N-1}(i,j) + \frac{1}{N} [x_N(i,j) - m_{N-1}(i,j)]$$

상기 분산을 구하기 위한 수학식은 다음과 같으며,

$$\sigma^2_N(i,j) = \sigma^2_{N-1}(i,j) + m^2_{N-1}(i,j) + \frac{1}{N} [x^2_N(i,j) - Nm^2_N(i,j) - \sigma^2_{N-1}(i,j) - m^2_{N-1}(i,j)]$$

여기서, N은 현재 프레임 번호, N-1은 이전 프레임 번호,  $m_N(i,j)$ 과  $m_{N-1}(i,j)$ 은 각각 어떤 픽셀 (i,j)의 처음부터 N번째와 (N-1)번째 프레임까지의 평균이고,  $\sigma^2_N(i,j)$  및  $\sigma^2_{N-1}(i,j)$  각각 어떤 픽셀(i,j)의 처음부터 N번째와 상기 N번 프레임까지의 분산인 초음파 영상에서 매질의 탄성특성을 측정하는 방법.

**청구항 3.**

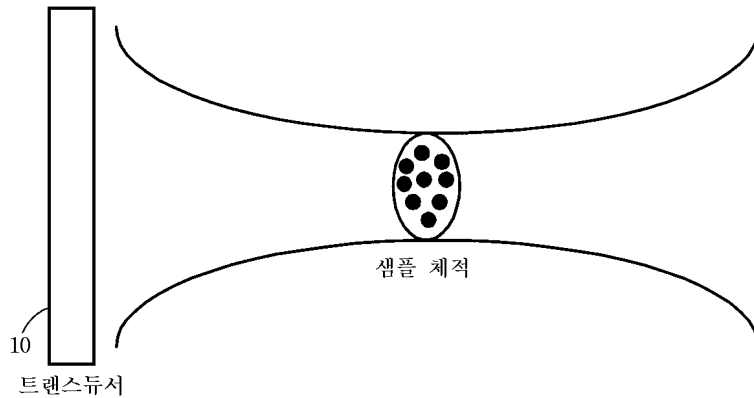
제 2 항에 있어서, 상기 (N-1)번째 프레임까지의 평균은 제 1 프레임 메모리에 저장되고, 상기 (N-1)번째 프레임까지의 분산은 제 2 프레임 메모리에 저장되는 초음파 영상에서 매질의 탄성특성을 측정하는 방법.

**청구항 4.**  
삭제

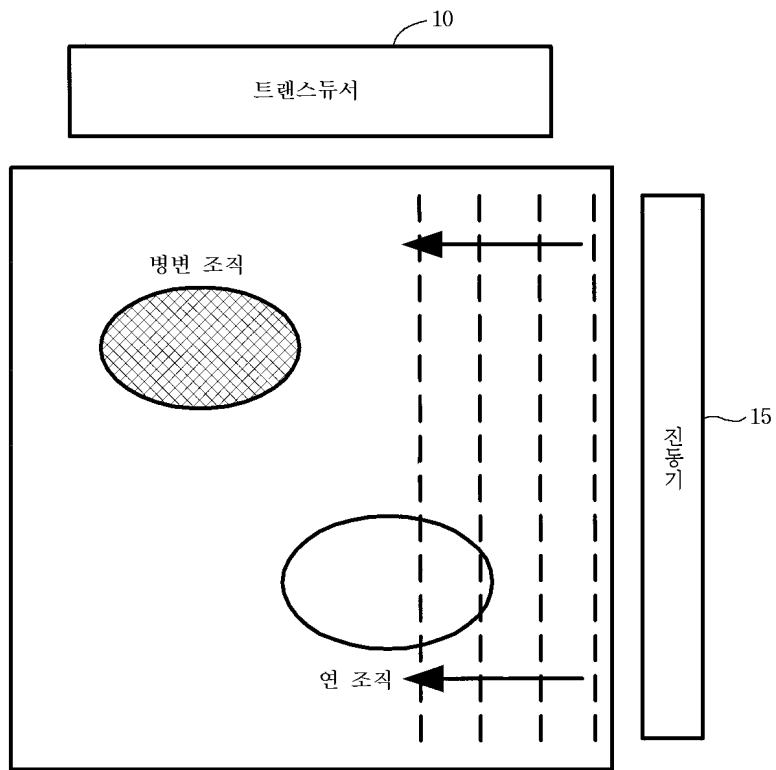
**청구항 5.**  
삭제

**도면**

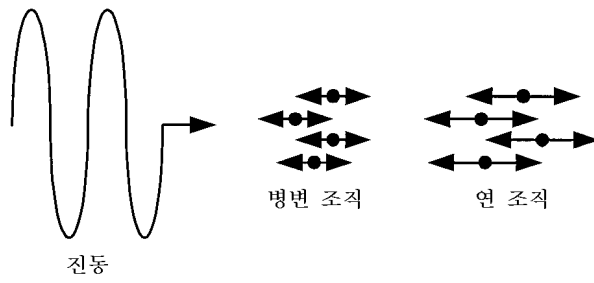
도면1



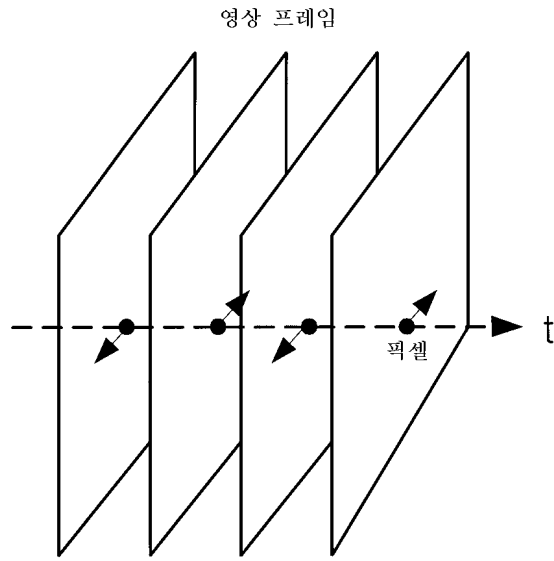
도면2



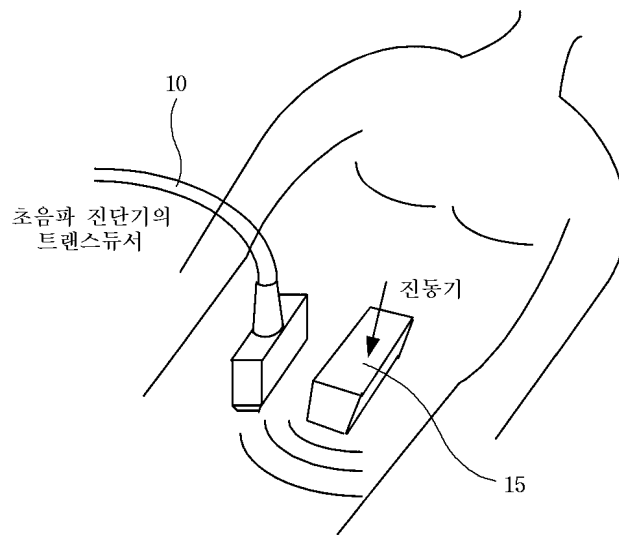
도면3



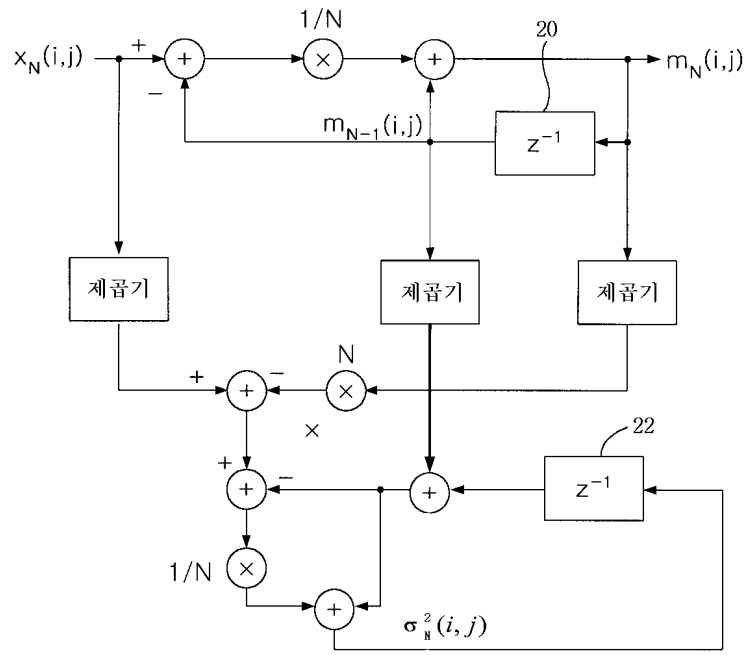
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	一种通过估计超声图像中散斑图案的变化来测量介质的弹性性质的方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR100483631B1</a>	公开(公告)日	2005-04-15
申请号	KR1020020038894	申请日	2002-07-05
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	JEONG MOK KUN 정목근 KWON SUNG JAE 권성재		
发明人	정목근 권성재		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52 A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52017 A61B8/0833 A61B5/0048 G01S7/52042 A61B5/0051		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL CHU, 晟敏		
其他公开文献	KR1020040004842A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种用于测量在超声图像中的介质的弹性特性的方法，并且特别是通过测量介质中，在超声波图像的散斑图案的变化的声学特性的估计方法。测量超声图像中的介质的弹性性质的方法包括向介质施加振动，测量多个超声图像的步骤计算散斑图案的亮度相对于多个图像帧中的预定像素的时间轴上的变化量，并使用计算出的散斑图案的亮度变化量来测量介质的弹性/ RTI 6 指数方面 超声波图像，散斑图案，中等，弹性，软组织，色散，递归计算，

