



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년09월09일
(11) 등록번호 10-1306491
(24) 등록일자 2013년09월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/00 (2006.01) G09B 23/28 (2006.01)

G06F 19/00 (2011.01)

(21) 출원번호 10-2012-0065432

(22) 출원일자 2012년06월19일

심사청구일자 2012년06월19일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020120008218 A

KR1020100118708 A

(73) 특허권자

대진대학교 산학협력단

경기 포천시 선단동 산 11-1

(72) 발명자

정목근

서울특별시 노원구 상계9동 보람아파트 203동 907호

권성재

서울특별시 강남구 도곡동 465번지 개포 4차 우성아파트 9-612

박정만

경기도 포천시 소흘읍 송우리 730-1 연봉마을 영화 A 103-1401

(74) 대리인

원성수

전체 청구항 수 : 총 5 항

심사관 : 박승배

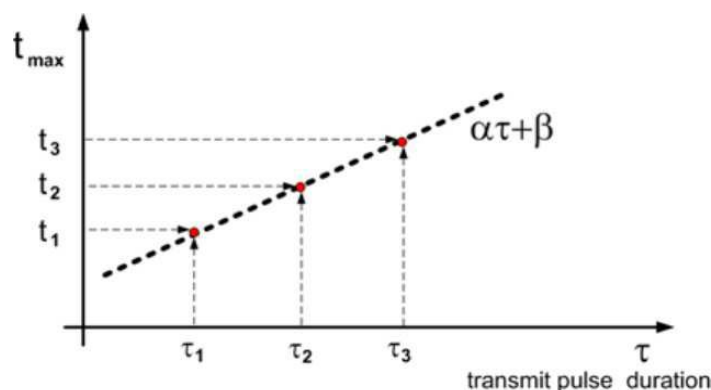
(54) 발명의 명칭 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법

(57) 요약

본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법은 초음파 영상장치를 이용하여 진단하고자 하는 제1팬텀에 송신시간(τ)의 길이를 복수 회 변화시키면서 초음파를 송신하고, 각각의 경우 상기 초음파의 초점 깊이에서 송신 방향으로 상기 제1팬텀의 변위가 최대가 되는 최대변위시간($t_{\max}$)을 측정하는 제1단계와, 상기 제1단계의 측정결과로부터 얻은 상기 송신시간(τ)과 최대변위시간($t_{\max}$) 사이의 상관관계와 미리 알고 있는 상기 초음파 영상장치의 고유 파라미터(K)를 이용하여 상기 제1팬텀의 횡탄성 특성을 구하는 제2단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

상술한 바와 같이 본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법은 초음파를 송신하여 진단하고자 하는 인체 조직에 음향 복사력을 발생시킬 때 송신 음장의 시간 길이 변화에 따른 상기 인체 조직의 변위 특성을 이용하여 상기 인체 조직 내부에서 초음파의 송신 방향과 수직인 방향으로 발생하는 횡파의 속도를 정량적으로 추정함으로써 상기 인체 조직의 횡탄성 특성을 정량적으로 측정할 수 있기 때문에 초음파 영상장치에 의한 진단결과에의 정확성을 제고할 수 있다는 장점이 있다.

대표도 - 도9



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	10033627
부처명	지식경제부
연구사업명	신산업융합원천기술개발사업
연구과제명	초음파 조직탄성 영상
주관기관	GE 초음파
연구기간	2009.06.01 ~ 2012.05.31

특허청구의 범위

청구항 1

초음파 영상장치를 이용하여 진단하고자 하는 제1팬텀에 송신시간(τ)의 길이를 복수 회 변화시키면서 초음파를 송신하고, 각각의 경우 상기 초음파의 초점 깊이에서 송신방향으로 상기 제1팬텀의 변위가 최대가 되는 최대변위시간($t_{\max}$)을 측정하는 제1단계;와

상기 제1단계의 측정결과로부터 얻은 상기 송신시간(τ)과 최대변위시간($t_{\max}$) 사이의 상관관계와, 미리 알고 있는 상기 초음파 영상장치의 고유 파라미터(K)를 이용하여 상기 제1팬텀의 횡탄성 특성을 구하는 제2단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 제2단계는, 상기 제1단계의 측정결과로부터 상기 최대변위시간($t_{\max}$)을 송신시간(τ)의 일차함수로 근사하는 제2-1단계;와

상기 일차함수에 대한 상기 최대변위시간($t_{\max}$)의 절편(β)과, 상기 초음파 영상장치의 고유 파라미터(K)를 이용하여 상기 제1팬텀의 횡탄성 특성을 구하는 제2-2단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 제1팬텀의 횡탄성 특성은 송신된 초음파에 의하여 제1팬텀이 진동함으로써 상기 초음파의 송신방향과 수직인 방향인 횡방향으로 발생하는 횡파의 음속도(c_s)이고,

상기 제2-2단계는 아래의 [수식 1]에 의하여 상기 횡파의 음속도(c_s)를 구하는 것을 특징으로 하는 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법.

[수식 1]

$$c_s = \frac{K}{\beta}$$

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 제2-2단계는 아래의 [수식 2]에 의하여 상기 횡파의 음속도(c_s)로부터 상기 제1팬텀의 횡방향 탄성계수인 횡탄성 계수(μ)를 구하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법.

[수식 2]

$$\mu = \rho c_s^2$$

청구항 5

제1항 내지 제4항 중 어느 하나의 항에 있어서,

상기 초음파 영상장치의 고유 파라미터(K)는,

상기 초음파 송신에 의해 진동함으로써 상기 초음파의 송신방향과 수직인 방향으로 발생하는 횡파의 음속도(c_s)를 미리 알고 있는 제2팬텀에 송신시간(τ_0)의 길이를 복수 회 변화시키면서 초음파를 송신하여 각각의 경우 상기 초음파의 초점 깊이에서 송신방향으로 상기 제2팬텀의 변위가 최대가 되는 최대변위시간(t_{max0})을 측정하고, 상기 측정결과로부터 최대변위시간(t_{max0})을 송신시간(τ_0)의 일차함수로 근사한 후, 상기 일차함수에 대한 최대 변위시간(t_{max0})의 절편(β_0)을 아래의 [수식 3]에 적용하여 구해지는 것을 특징으로 하는 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법.

[수식 3]

$$c_{s0} = \frac{K}{\beta_0}$$

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 의료용 초음파 영상장치에서 고출력의 초음파를 송신할 경우 음향 복사력에 의하여 인체 조직에서 발생하는 변형으로부터 횡탄성 특성을 측정하는 방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 초음파 송신에 의한 변형으로부터 횡탄성 특성을 미리 알고 있는 시험용 팬텀에서 구한 상기 초음파 영상장치의 고유 파라미터와 상기 초음파 송신에 의하여 발생하는 진단하고자 하는 인체 조직의 시간에 따른 변위 특성을 이용하여 고출력 초음파의 송신시 상기 인체 조직에서 발생하는 변형으로부터 횡탄성 특성을 정량적으로 간편하게 측정할 수 있는 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법에 관한 것이다.

배경기술

- [0002] 일반적으로 인체의 연조직에 발생하는 암이나 종양 등의 병변 조직은 주위의 조직보다 단단한 특성을 가지기 때문에 진단 부위의 조직에 대한 탄성을 측정하여 영상화하면 암이나 종양과 같은 병변 조직의 발생 여부를 진단할 수 있다.
- [0003] 근래에 널리 상용화되고 있는 의료용 탄성 영상법(elasticity imaging)은 이러한 인체 연조직의 역학적 성질에 근거한 것으로서, 진단 부위에 외부력을 작용시킬 경우 발생하는 조직의 변형을 이용하여 해당 조직의 탄성을 측정하고 이를 영상화시켜 병변 조직을 검출하는 기술이다.
- [0004] 종래 기술에 따른 의료용 탄성 영상법의 경우 조직의 종탄성(compressional modulus) 특성을 이용하는 방식이 주로 사용되었는데, 이는 진단자가 초음파를 발생시키는 트랜듀서를 직접 손으로 조작하여 진단부위를 압축함으로써 진단부위에 외부력을 작용시키고, 이때 발생하는 조직의 변형률을 초음파로 측정하여 영상화하는 방식으로 구성되었다.
- [0005] 이와 같이 진단 부위의 조직에 대한 종탄성 특성을 이용한 탄성 영상법은 본 발명의 발명자 등이 출원한 하기 [문헌 1] 등에 상세히 개시되어 있다.
- [0006] 그러나, 이러한 조직의 종탄성 특성을 이용한 방식은 유방이나 전립선과 같이 피부와 가까운 부위를 영상화하기에는 유용하나, 간이나 신장과 같이 인체 내부에 위치한 부위에 대해서는 외부 압축력을 제공하기가 용이하지 않기 때문에 병변 조직의 발생 여부를 정확하게 진단하기 곤란하다는 문제점이 있었다.
- [0007] 따라서, 최근에는 인체 조직에 고출력의 초음파를 인체 내부에 송신할 경우 초점에서 발생하는 음향 복사력에 의하여 상기 조직이 송신된 초음파 음향 방향으로 밀려서 변형되는 탄성 특성을 이용하여 병변 조직의 발생 여부를 판단하는 음향 복사력 영상법(acoustic radiation force impulse imaging)을 이용한 기술이 개발되고 있다.
- [0008] 그러나, 이와 같이 음향 복사력 영상법을 이용하여 조직의 탄성 특성을 측정하는 경우에도 해당 조직의 탄성 특성을 정성적으로만 알 수 있을 뿐이기 때문에 진단 결과의 정확성이 저하되는 문제점이 있다.
- [0009] 따라서, 상술한 음향 복사력에 의하여 발생하는 인체 조직의 변형에 대한 탄성 특성을 정량적으로 측정함으로써

진단 결과의 정확성을 제고할 수 있는 기술이 절실히 요구되고 있는 실정이다.

[0010] [문헌 1] 한국공개특허 제2007-013981호(2007. 01. 31. 공개)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0011] 본 발명은 상술한 바와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명의 목적은 의료용 초음파 영상장치에서 고출력의 초음파를 송신할 경우 인체 조직의 내부에서 상기 송신된 초음파의 음장 방향으로 발생되는 변형을 이용하여 상기 인체 조직의 횡탄성 특성을 정량적으로 측정함으로써 초음파 영상장치에 의한 진단 결과의 정확성을 크게 제고할 수 있는 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법을 제공하기 위한 것이다.

과제의 해결 수단

[0012] 상기와 같은 목적을 달성하기 위하여 본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법은 초음파 영상장치를 이용하여 진단하고자 하는 제1팬텀에 송신시간(τ)의 길이를 복수 회 변화시키면서 초음파를 송신하고, 각각의 경우 상기 초음파의 초점 깊이에서 송신방향으로 상기 제1팬텀의 변위가 최대가 되는 최대변위시간($t_{\max}$)을 측정하는 제1단계와, 상기 제1단계의 측정결과로부터 얻은 상기 송신시간(τ)과 최대변위시간($t_{\max}$) 사이의 상관관계와 미리 알고 있는 상기 초음파 영상장치의 고유 파라미터(K)를 이용하여 상기 제1팬텀의 횡탄성 특성을 구하는 제2단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0013] 또한, 상기 제2단계는, 상기 제1단계의 측정결과로부터 상기 최대변위시간($t_{\max}$)을 송신시간(τ)의 일차함수로 근사하는 제2-1단계와, 상기 일차함수에 대한 상기 최대변위시간($t_{\max}$)의 절편(β)과, 상기 초음파 영상장치의 고유 파라미터(K)를 이용하여 상기 제1팬텀의 횡탄성 특성을 구하는 제2-2단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0014] 또한, 상기 제1팬텀의 횡탄성 특성은 송신된 초음파에 의하여 제1팬텀이 진동함으로써 상기 초음파의 송신방향과 수직인 방향으로 횡방향으로 발생되는 횡파의 음속도(c_s)이고, 상기 제2-2단계는 아래의 [수식 1]에 의하여 상기 횡파의 음속도(c_s)를 구하는 것을 특징으로 한다.

[0015] [수식 1]

$$c_s = \frac{K}{\beta}$$

[0016]

[0017] 또한, 상기 제2-2단계는 아래의 [수식 2]에 의하여 상기 횡파의 음속도(c_s)로부터 상기 제1팬텀의 횡방향 탄성 계수인 횡탄성 계수(μ)를 구하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0018] [수식 2]

$$\mu = \rho c_s^2$$

[0019]

[0020] 또한, 상기 초음파 영상장치의 고유 파라미터(K)는, 상기 초음파 송신에 의해 진동함으로써 상기 초음파의 송신방향과 수직인 방향으로 발생되는 횡파의 음속도(c_{s0})를 미리 알고 있는 제2팬텀에 송신시간(τ_0)의 길이를 복수 회 변화시키면서 초음파를 송신하여 각각의 경우 상기 초음파의 초점 깊이에서 송신방향으로 상기 제2팬텀의 변위가 최대가 되는 최대변위시간($t_{\max0}$)을 측정하고, 상기 측정결과로부터 최대변위시간($t_{\max0}$)을 송신시간(τ_0)의 일차함수로 근사한 후, 상기 일차함수에 대한 최대변위시간($t_{\max0}$)의 절편(β_0)을 아래의 [수식 3]에 적용하여 구해지는 것을 특징으로 한다.

[0021] [수식 3]

$$c_{s0} = \frac{K}{\beta_0}$$

[0022]

발명의 효과

[0023] 상술한 바와 같이 본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법은 초음파를 송신하여 진단하고자 하는 인체 조직에 음향 복사력을 발생시킬 때 송신 음장의 시간 길이 변화에 따른 상기 인체 조직의 변위 특성을 이용하여 상기 인체 조직 내부에서 초음파의 송신 방향과 수직한 방향으로 발생하는 횡파의 속도를 정량적으로 추정함으로써 상기 인체 조직의 횡탄성 특성을 정량적으로 측정할 수 있기 때문에 초음파 영상장치에 의한 진단결과

도면의 간단한 설명

[0024] 도1은 초음파 송신에 의해 인체 조직 내부에서 음향 복사력과 횡파가 발생하는 원리를 설명하기 위한 도면, 도2 내지 도7은 각각 본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법의 이론적 배경을 설명하기 위한 도면, 도8 내지 도10은 각각 본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법을 설명하기 위한 도면, 및 도11은 본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성 측정방법이 적용된 초음파 영상장치의 구성을 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0025] 이하에서는 본 발명의 바람직한 실시예를 첨부한 도면을 이용하여 상세히 설명하기로 한다.

[0026] 도1은 초음파 송신에 의해 인체 조직 내부에서 음향 복사력과 횡파가 발생하는 원리를 설명하기 위한 도면이고, 도2 내지 도7은 각각 본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법의 이론적 배경을 설명하기 위한 도면이다.

[0027] 또한, 도8 내지 도10은 각각 본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법을 설명하기 위한 도면이고, 도11은 본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성 측정방법이 적용된 초음파 영상장치의 구성을 나타낸 도면이다.

[0028] 일반적으로 1MHz 내지 10MHz 정도의 고출력 초음파를 인체의 연조직에 송신하면 초음파의 음압에 의하여 조직이 상기 초음파의 송신방향으로 밀려나게 되는데 이러한 힘을 음향 복사력(acoustic radiation force)이라 하며, 그 크기는 하기 [수학식 1]과 같이 나타난다.

수학식 1

$$F = \frac{2\alpha I}{c}$$

[0029]

[0030] 이때, 상기 I는 초음파의 음압 강도(intensity)[w/cm²]이고, 상기 α는 조직의 감쇄계수[Np/m]이며, c는 종파의 음속도[m/s]이다.

[0031] 이러한 음향 복사력에 의하여 조직이 밀려나게 되면 도1에 도시한 바와 같이 상기 조직의 진동으로 인하여 초음파 음장의 송신방향과 수직한 방향인 횡방향으로 횡파가 발생하게 되는데, 전술한 바와 같이 인체의 연조직에 병변 조직이 발생될 경우 연조직이 단단해지면서 탄성값이 증가하기 때문에 횡파의 음속도도 이에 비례하여 증

가하는 특성을 가지게 된다.

[0032] 또한, 이 경우 상기 횡파의 음속도(c_s)는 해당 조직의 탄성계수와와 사이에 하기 [수학식 2]와 같은 관계를 가지는 것으로 알려져 있는데, E 와 μ 는 각각 해당 조직의 종탄성 계수 및 횡탄성 계수이고, ρ 는 해당 조직의 밀도이며, ν 는 포아송비(Poisson's ratio)이다.

수학식 2

$$c_s = \sqrt{\mu/\rho} = \sqrt{E/2(1+\nu)\rho}$$

[0033] 따라서, 진단하고자 하는 인체 조직에서 음향 복사력에 의하여 발생되는 횡파의 음속도를 측정할 경우 상기 [수학식 2]에 의하여(즉, $\mu = \rho c_s^2$) 조직의 상기 횡방향 탄성값인 횡탄성 계수를 알 수 있게 되므로 해당 조직에서 병변 조직이 발생되었는지 여부를 진단할 수 있게 된다.

[0035] 본 발명에서 이용하고 있는 음향 복사력 영상법은 상술한 바와 같은 특성을 이용하여 인체 조직의 횡탄성 특성을 측정하고 영상화함으로써 병변 조직의 발생 여부를 진단하는 방법이며, 본 명세서의 전체에서 의료용 초음파 영상장치라 함은 초음파 송신에 의한 상기 음향 복사력 영상법을 이용하는 영상장치를 의미한다.

[0036] 본 발명은 전술한 바와 같이 음향 복사력에 의하여 발생되는 인체 조직의 시간에 따른 변위 특성을 이용하여 조직의 횡탄성 특성(구체적으로는 횡파의 음속도 또는 횡탄성 계수)을 추정함으로써 간접적인 방식에 의해 정량적으로 측정하는 것을 특징으로 하며, 이하에서는 본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법의 이론적 근거에 관하여 상세히 설명하기로 한다.

[0037] 전술한 바와 같이 음향 복사력을 발생시키기 위하여 수백 μs 시간 길이의 초음파를 송신하면 조직이 밀려났다가 다시 원위치로 복귀하게 되는데, 이 경우 초음파의 송신 시간을 증가시키면 상대적으로 큰 음향 복사력이 발생되어 조직은 더 멀리 밀려났다가 원위치로 복귀하게 된다.

[0038] 즉, 인체의 연조직과 같은 탄성 매질에서 음향 복사력을 발생시키기 위하여 송신하는 초음파 음장의 송신시간 길이 τ 와 매질이 최대 변위에 도달하는 시간 t_{max} 는 선형적인 비례관계를 가지는 특성을 나타내는데, 이를 실험적으로 살펴보면 다음과 같다.

[0039] 먼저, 집속 초음파 빔의 초점에서 음향 복사력에 의하여 발생되는 변위의 일반적인 시간 파형은 도2에 도시한 바와 같이 초기에는 시간에 따라 상대적으로 빠르게 상승하고, 최대값에 도달한 이후에는 점차적으로 감소하는 경향을 나타낸다.

[0040] 이때, 변위의 상승시간, 즉 최대 변위에 도달하는 시간 t_{max} 는 주로 조직의 탄성에 의하여 결정되며, 변위가 감소하는 이완 곡선(relaxation curve)은 점성에 큰 영향을 받게 된다.

[0041] 또한, 상기 조직의 횡탄성값은 조직의 진동에 의하여 초음파의 송신 방향과 수직인 방향으로 발생하는 횡파의 속도와 밀접한 관계가 있다.

[0042] 이러한 특성을 이용하여 본 발명에서는 상기 t_{max} 의 측정을 통하여 간편하게 횡파의 음속도를 정량적으로 측정할 수 있다.

[0043] 이를 위하여 본 발명에서는 변위-시간 곡선을 분석하여 상승시간에 대한 특성을 파악하기 위하여 도3과 같은 체적력(집속 초음파 빔)의 공간 분포를 고려하는데, 상기 체적력은 y 방향으로 작용하고 W_{xz} 와 W_y 는 각각 측방향과 깊이 방향의 송신 음장 폭이다.

[0044] 펄스폭이 τ_0 이고 체적력의 크기가 3D 가우시안 분포를 가지면서 -20dB까지 감소되는 타원체 형태의 체적력 분포에 대하여 탄성 팬텀에서의 변위 상승시간은 하기 [수학식 3]와 같은 근사식으로 표현될 수 있다.

수학식 3

$$t_{\max} \simeq p\tau_0 + b W_{xz} \frac{1}{c_s}, \quad (2c_s\tau_0 < W_{xz}, \quad W_{xz} \ll W_y)$$

[0045]

[0046] 여기서 상수들 p 와 b 는 체적력의 공간 분포 모양과 크기 분포에 의존하는 상수이다. 위 식은 체적력 분포의 중심인 원점에서의 변위 상승시간이므로, 실험적으로 $t_{\max}$ 를 측정하면 [수학식 3]에 근거하여 횡파 속도 c_s 를 계산할 수 있게 된다.

[0047] 가우시안 타원체(Gaussian spheroid) 형태의 체적력 분포에 대한 [수학식 3]이 다른 형태의 체적력에 대해서도 만족하는지 여부를 고찰할 필요성이 있는데, 이는 데이터 획득 시스템인 초음파 영상장치에 따라 체적력의 분포 형태도 달라지므로 임의의 초음파 영상장치(즉, 음향 복사력 영상법을 이용하는)로 [수학식 3]을 사용하여 횡파 속도를 추정할 수 있는지를 확인하기 위한 과정이다.

[0048] 체적력의 크기는 1 N/m^3 로 균일하면서 육면체 형태의 분포를 갖는(도3의 (a) 참조) 균일 육면체(homogeneous hexahedron) 형태의 체적력인 경우에서 펄스폭 τ_0 에 따른 변위-시간 곡선의 변화를 도4에 나타내고 있다.

[0049] 펄스폭이 증가하면 최대변위 $u_{\max}$ 와 최대변위 도달시간 $t_{\max}$ 는 증가한다. 하지만, 펄스폭이 대략 $100\mu\text{s}$ 를 넘어서면 $u_{\max}$ 의 증가 정도는 느려지고 $1000\mu\text{s}$ 이상이 되면 최대변위는 포화상태에 도달된다.

[0050] 도4의 점선을 참고하면, 펄스폭이 작은 영역에서 $t_{\max}$ 는 τ_0 에 따라 선형적으로 증가한다. 균일 육면체, 균일 타원체(homogeneous spheroid), 가우시안 타원체에 대한 펄스폭에 따른 $t_{\max}$ 의 변화는 도5에 나타내었다.

[0051] 도5의 점선들은 주어진 체적력 분포 형태들에 대해 $2c_s\tau_0 < W_{xz}$ 영역에서 선형성을 만족하는 데이터를 [수학식 3]으로 선형 근사한 것이다. 여러 가지 체적력 분포 형태에 대한 선형 근사된 상수 값들은 [표 1]에 주어져 있다.

[0052] [표 1]의 상수는 [수학식 3]에서 τ_0 단위가 s, W_{xz} 단위가 m, c_s 단위가 m/s일 때 주어진 값이다. 3가지 경우 모두에 대해 조건 $2c_s\tau_0 < W_{xz}$ 를 만족하도록 펄스폭이 작으면 τ_0 에 따른 $t_{\max}$ 의 변화는 [수학식 3]과 같은 선형 의존성이 잘 만족됨을 알 수 있다.

표 1

[0053]

체적력 분포 형태	p	b
Homogeneous hexahedron	0.552	0.492
Homogeneous spheroid	0.261	0.482
Gaussian spheroid	0.614	0.290

[0054] [수학식 3]에서 $t_{\max}$ 는 W_{xz} 에도 선형적으로 의존한다. 따라서, W_{xz} 에 따른 $t_{\max}$ 의 변화를 [수학식 3]과 [표 1]의 상수를 사용하여 그래프를 그려보면 상기 [수학식 3]과 [표 2]의 상수값들의 정확성 여부를 확인할 수 있다.

[0055] 도6에서는 균일 육면체, 균일 타원체, 가우시안 타원체형 체적력 분포로부터 얻어진 $t_{\max}$ 의 변화를 W_{xz} 의 함수로 보이고 있다. 도6에서 점선은 [수학식 3]으로 선형 근사한 $t_{\max}$ 의 변화이며, $2c_s\tau_0 < W_{xz}$ 인 영역에서 W_{xz} 에 따른 상승시간의 변화를 잘 표현하고 있다.

[0056] 원형 집속 탐촉자에 의한 체적력(음향 복사력) 분포가 초점에서 발생시킨 변위에 대한 해석적 근사 표현식은 Sarvazyan 등에 의해 도출되었으며, 그 결과는 하기 [수학식 4]와 같다.

수학식 4

$$u_y(t) = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \frac{\alpha a^2 I_0}{\rho c_s c} \exp(-2\alpha d) \times \left(\frac{\tau_0}{aD} \right) \frac{(c_s/aD)t}{1 + 4\gamma t/(aD)^2 + (c_s/aD)^2 t^2}$$

[0057]

[0058] 여기서, a 와 d 는 각각 단일 소자 탐촉자의 반경과 곡률 반경(초점 거리)이고, I_0 는 빔 축상 초음파의 초기 강도, γ (gamma) = η_s/ρ 로 동적 전단 점성계수(shear viscosity)이며, $D=2cd/\omega a^2$ (ω 는 각진동수)이다.

[0059] 상기 [수학식 4]는 초음파 빔의 펄스폭 τ_0 가 빔의 횡방향을 횡과가 통과하는데 필요한 시간보다 작고, 초점 영역에서 축방향의 빔폭이 횡방향의 그것보다 아주 큰 경우에 적용된다.

[0060] 초점에서의 변위는 초기에 시간에 따라 증가하여 최대에 도달하며(도2 참조), [수학식 4]로부터 최대 변위에 도달하는 시간은 하기 [수학식 5]와 같이 주어진다.

수학식 5

$$t_{\max} = \frac{aD}{c_s}$$

[0061]

[0062] 한편, 원형 집속 탐촉자에 의한 초점면에서의 음향 복사력은 가우시안 분포를 가지며 하기 [수학식 6]과 같이 주어진다.

수학식 6

$$F_y = F_0 \exp\left(-\frac{2r^2}{a^2 D^2}\right)$$

[0063]

[0064] 이때, $F_0 = (2\alpha I_0/cD^2)\exp(-2\alpha d)$ 는 초점에서의 체적력 크기이며, $r^2 = x^2 + z^2$ 이다.

[0065] 또한, 초점면에서 횡방향으로 -20dB 까지의 폭은 $W_{xz} = \sqrt{2(\ln 10)}aD$ 이므로, 상기 [수학식 6]은 하기 [수학식 7]과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 7

$$t_{\max} = \frac{1}{\sqrt{2(\ln 10)}} W_{xz} \frac{1}{c_s} = 0.466 W_{xz} \frac{1}{c_s}$$

[0066]

[0067] 상기 [수학식 7]을 [수학식 3]와 비교하면 [수학식 3]에서 나타나는 $t_{\max}$ 의 펄스폭 τ_0 에 대한 의존성을 나타내는 항이 없으나, W_{xz}/c_s 의 의존성은 완전히 일치한다. 이는 이론적 유도식인 [수학식 7]은 $\tau_0 \rightarrow 0$ 인 극한에서 $t_{\max}$ 의 표현식임을 말해주며, 수치계산을 통해 얻어진 [수학식 3]이 적절한 함수 형태의 근사식임을 보여준다.

- [0068] [수학식 3]에서 τ_0 의 함수로 $t_{\max}$ 그래프를 그리면 수직축 절편이 극한 $\tau_0 \rightarrow 0$ 에서의 상승시간 bW_{xz}/c_s 이므로 이 절편 값을 이용하여 조직의 횡파 속도를 추정할 수 있다.
- [0069] 이를 위해, 음향 복사력 영상법에서는 한 개의 지점(초점)에서만 변위-시간 곡선을 측정하여 횡파 속도를 계산하여야 하므로 측정 장비를 교정(calibration)하는 것이 필요하다.
- [0070] 이제 횡파 속도가 $c_s=c_0$ 로 알려진 시험용 팬텀 시료에서 펄스폭 τ_0 의 함수로 $t_{\max}$ 를 측정하여 미지수 bW_{xz} 를 결정함으로써 측정 장비를 교정하는 방법을 기술한다.
- [0071] 상기 [수학식 3]에서 보였듯이 $2c_s \tau_0 < W_{xz}$, $W_{xz} \ll W_y$ 인 조건에서 $t_{\max}$ 는 τ_0 에 따라 선형적으로 증가한다. 따라서, 측정 데이터는 도7과 같은 경향을 보이게 되고, $t_{\max}$ 는 하기 [수학식 8]과 같이 선형 근사된다.

수학식 8

$$t_{\max} = p\tau_0 + \beta$$

[0072]

- [0073] 이때, 수직축 절편이 β 이므로 [수학식 3]과 비교하면 $\beta=(bW_{xz})/C_0$ 가 되기 때문에 미지수 bW_{xz} 는 하기 [수학식 9]와 같이 주어지고 횡파 속도가 $c_s=c_0$ 로 알려져 있기 때문에 bW_{xz} 값을 계산할 수 있어서 측정 장비는 교정된다.

수학식 9

$$K = bW_{xz} = \beta c_0$$

[0074]

- [0075] 여기서, 체적력 분포의 W_{xz} 는 직접 측정하기가 곤란하므로 미지수 b 와 묶어서 새로운 시스템 파라미터 K 를 도입하였으며, 이는 인체 조직의 횡탄성을 측정하고자 하는 초음파 영상장치의 고유 파라미터이다.
- [0076] 상기 고유 파라미터 K 가 알려진 초음파 영상장치로 $t_{\max}$ 를 측정하여 수직축 절편 β 를 얻었다면, 횡파 속도는 하기의 [수학식 10]과 같이 주어질 수 있다.

수학식 10

$$c_s = \frac{K}{\beta}$$

[0077]

- [0078] 따라서, 초음파 영상장치(즉, 데이터 획득시스템)를 이용하여 임의의 인체 조직에 음향 복사력 생성을 위한 초음파를 송신하고 이에 따른 조직의 변위(구체적으로는 상기 초음파의 초점 깊이에서 송신방향으로 발생하는 변위)를 측정할 경우, 상기 초음파 영상장치의 고유 파라미터 K 와 해당 인체 조직에 대한 도7과 같은 초음파 송신 시간(τ)-최대변위 도달시간($t_{\max}$)의 그래프에서 최대변위 도달시간의 절편인 β 를 구하게 되면 횡파의 음속도 c_s 를 정량적으로 구할 수 있게 된다.
- [0079] 이를 위하여 본 발명에서는 도8에 도시한 바와 같이 진단하고자 하는 인체의 조직내에서 음향 복사력을 발생시키기 위한 초음파 음장의 송신시간 길이를 각각 τ_1 , τ_2 , τ_3 로 증가시키고, 각각의 경우 해당 조직이 최대 변위에 도달하는 시간 t_1 , t_2 , t_3 를 측정한다.
- [0080] 이와 같이 탄성 매질에서 송신된 초음파 음장의 송신시간 길이(τ)와 이에 의하여 밀려나는 매질이 최대 변위에

도달하는 시간($t_{\max}$)는 전술한 바와 같이 선형적인 비례관계를 가지는 특성이 있기 때문에 이를 도9에 도시한 바와 같이 일차 직선으로 근사하면 하기 [수학식 11]과 같은 함수를 얻을 수 있게 되는데, 이는 전술한 [수학식 8]에 대응되는 근사식이다.

수학식 11

$$t_{\max} = \alpha\tau + \beta$$

[0081]

[0082] 따라서, 이와 같은 방식으로 상기 [수학식 11]을 구할 경우 해당 인체 조직에 대한 최대변위 도달시간($t_{\max}$)의 절편(즉, y축 절편)인 β 를 산술적으로 구할 수 있게 된다.

[0083] 또한, 상술한 바와 같이 β 를 구하게 되면 상기 [수학식 10]에 의하여 해당 조직의 횡파 음속도 c_s 를 정량적으로 구할 수 있게 되고, c_s 를 구할 경우 [수학식 2]에 의하여 해당 조직의 횡탄성 계수를 정량적으로 구할 수 있게 된다.

[0084] 다만, 상기 K는 전술한 바와 같이 영상데이터를 얻는 시스템인 초음파 영상장치에 의존하는 고유 파라미터인데, 이는 미리 알려진 값일 수도 있으나 후술하는 바와 같이 음향 복사력에 의하여 발생하는 횡파의 음속도를 미리 알고 있는 시험용 팬텀을 이용하여 구할 수 있다.

[0085] 한편, 상술한 바와 같은 방식에 의하여 횡파의 음속도를 정량적으로 구하기 위해서는 음향 복사력에 의하여 발생하는 조직의 변위에 대한 데이터를 획득하는 것이 필요한데, 본 실시예에서는 이를 위하여 다음과 같은 방식을 적용하였다.

[0086] 먼저, 전술한 바와 같이 고출력의 초음파를 수백 μs 동안 송신할 때 발생하는 음향 복사력에 의하여 밀려나게 되는 인체 연조직의 움직임은 무른 조직일수록 움직임 거리가 늘어나게 된다.

[0087] 따라서, 초음파의 음압을 인가한 후 인체 조직이 움직인 최대 거리를 측정하거나 최대 거리까지 움직이는데 걸리는 시간을 측정하면 조직의 단단한 정도를 알 수 있으며, 상기 고출력 초음파의 송신이 중단될 경우 조직은 다시 원래 위치로 복귀하게 된다.

[0088] 상기 음향 복사력에 의한 인체 조직의 움직임은 수 ms 동안 수십 μm 이내의 거리에서 발생되는데, 이때의 움직임을 관찰하기 위하여 본 실시예에서는 짧은 시간 동안 고속으로 영상을 얻어서 저장한다.

[0089] 이와 같이 저장된 데이터를 이용하여 관찰하고자 하는 영상점이 시간에 따라 움직인 변위를 관찰하면 해당 조직의 탄성 특성을 알 수 있다.

[0090] 도10은 상술한 과정을 설명하기 위한 그래프로서, 맨 상부에 있는 그래프는 음향 복사력에 의한 조직의 변위를 나타낸 그래프이고, 중간에 있는 그래프는 음향 복사력 생성을 위한 초음파 음장의 송신시간을 나타낸 그래프이며, 맨 하부에 있는 그래프는 조직의 변위에 대한 영상을 얻는 과정을 설명하는 그래프이다.

[0091] 이를 구체적으로 살펴보면, 먼저 음향 복사력의 생성을 위한 고출력 초음파 음장을 송신하면 조직이 밀리기 시작하고 송신이 중단되면 조직은 다시 원위치로 복귀하게 되는데, 이때 움직임 트래킹(tracking)을 위한 송신을 짧은 시간 간격으로 반복하여 움직임을 추적하기 위한 영상을 얻는다.

[0092] 이때, 음향 복사력이나 횡파 진행에 따른 매질(즉, 시험용 팬텀 또는 진단하고자 하는 인체 조직과 같은 임의의 초음파 탄성 팬텀)의 변위를 관찰하기 위해서는 매우 빠른 속도로 영상을 얻어야 하는데, 기존의 초음파 영상장치는 개별 주사선마다 송신집속을 하는 방식이어서 초당 30프레임 정도의 영상을 얻을 수 있기 때문에 빠르게 변화되는 매질의 움직임을 관찰하기에는 적절하지 못한 단점이 있다.

[0093] 따라서, 본 실시예에서는 송신집속을 하지 않고 매우 짧은 시간 길이의 펄스 평면파를 송신하여 얻고자 하는 모든 영역에 초음파 펄스가 지나가도록 하고, 수신된 반사 신호는 한꺼번에 모아서 모든 영상점에 대하여 동적 수신 집속을 수행함으로써 한 번의 송신으로 전체 영역에 대한 영상을 얻을 수 있도록 하였다.

[0094] 이와 같은 방법은 기존의 송신 집속을 하는 의료용 초음파 영상에 비하여 해상도의 저하를 가져오는 단점은 있

으나, 최대 50mm 깊이의 영상을 얻는데 초당 일만 프레임 정도의 속도로 영상 데이터를 획득할 수 있다는 장점이 있다.(실제적으로 영상 데이터는 전술한 바와 같이 음향 복사력에 의하여 매질이 움직이는 수십 ms 기간만 얻으면 된다.)

[0095] 이를 위하여 본 실시예에서는 고속으로 영상 데이터를 얻기 위한 초음파 영상장치를 제작하였는데, 그 구체적인 구성을 도11에 도시하였다.

[0096] 상기 초음파 영상장치는 선형 트랜듀서(40)를 통해 초음파 송신과 반사 신호를 수신하는 초음파 영상모듈(10), 상기 초음파 영상모듈(10)에 연결되어 영상 데이터를 저장하는 인터페이스(20), 및 상기 인터페이스(20)에 저장된 영상 데이터를 이용하여 신호처리를 하는 PC(30)를 포함하여 구성된다.

[0097] 상기 초음파 영상모듈(10)은 기존의 의료용 초음파 영상장치(GE, LOGIQ P6)에서 짧은 펄스 길이의 평면파를 송신할 수 있도록 수정하였으며, 상기 인터페이스(20)는 초당 9800 프레임의 고속도로 영상 데이터를 저장할 수 있도록 하드웨어로 구성하였다.

[0098] 상기와 같이 구성된 데이터 획득 시스템은 트랜듀서(40)의 각 소자에서 수신된 신호를 증폭하여 아날로그 신호로 인터페이스(20)에 전달하면, 상기 인터페이스(20)의 회로에서 40MHz로 샘플링하여 메모리에 저장하도록 구성된다.

[0099] 약 30ms 동안 저장된 데이터는 데이터 획득이 완료된 이후에 PC(30)로 옮겨져서 신호처리가 이루어지는데, 본 실시예에서는 일례로서 상기 신호처리를 MATLAB을 이용하여 수행하였다.

[0100] 또한, 초음파 탄성 팬텀의 움직임 계산은 움직임이 없는 제일 처음의 기준 프레임의 영상과 움직임이 있는 프레임의 영상에서 각각의 영상점의 위치를 비교하여 변위 정도를 계산하였는데, 트랜듀서(40)에 수직한 주사선 방향으로의 움직임이 가장 크기 때문에 주사선 방향의 1차원 자기상관(auto-correlation) 계산방법을 이용하여 변위를 구하였다.

[0101] 상기와 같이 구성된 초음파 영상장치를 이용하여 본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성을 정량적으로 측정하는 방법에 관하여 상세히 설명한다.

[0102] 먼저, 횡파의 음속도 특성을 미리 알고 있는 시험용 초음파 탄성 팬텀(phantom)에 대하여 음향 복사력을 발생시키기 위한 초음파 송신 음장의 송신시간 길이 τ 를 변화시켜 가면서 상기 시험용 초음파 탄성 팬텀이 최대 변위에 도달하는 시간 t_{max} 를 측정함으로써 도8과 같은 그래프를 얻는다.

[0103] 이를 위하여 본 실시예에서는 상기 시험용 초음파 탄성 팬텀을 일례로서 액체 플라스틱, 경화제 및 연화제(M-F Manufacturing Co., USA)를 일정한 비율로 혼합하여 제작하였으며, 초음파 반사체로는 무색이고 구경이 27 μ m 내외인 유리가루를 전체 무게 비율의 0.5%로 첨가하였다.

[0104] 또한, 상기 시험용 초음파 탄성 팬텀은 경화제와 연화제의 무게 비율을 조절하여 2가지 종류의 탄성 특성을 가지도록 제작하였으며, 각각의 물성은 하기 [표 2]에 나타내었다.

표 2

종류	Plastic Hardener [g]	Plastic Softener [g]	Scatterer [g]	density [kg/m ³]	Young's Modulus [kPa]
soft phantom	70	130	1	1060	11.1
hard phantom	140	60	1	960	20.4

[0106] 상술한 방식에 의하여 얻은 상기 시험용 초음파 탄성 팬텀의 시간-변위 데이터(즉, 도8과 같은 그래프)로부터 [수학식 8] 또는 [수학식 11]과 같은 일차 직선 근사를 하여 도9와 같은 형태의 초음파 송신시간(τ)-최대변위 도달시간(t_{max})의 관계 그래프를 구한 후, 이로부터 [수학식 11]의 y축 절편(구체적으로는 최대변위 도달시간의 절편) β 를 얻는다.

[0107] 이때, 상기 시험용 초음파 팬텀의 경우 전술한 바와 같이 횡파의 음속도를 미리 알고 있기 때문에 [수학식 10]을 이용하여 초음파 영상장치의 고유 파라미터 K를 계산한다.

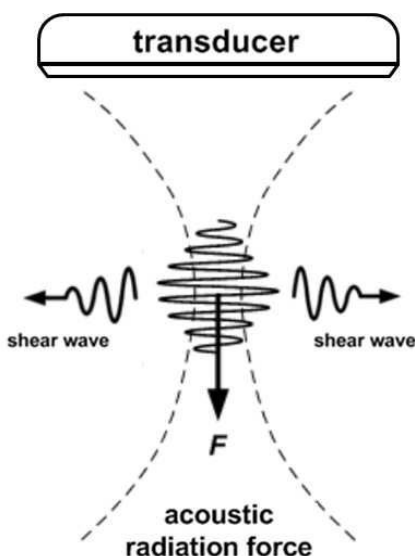
- [0108] 이와 같이, 상기 초음파 영상장치의 고유 파라미터 K 의 값을 구하게 되면 동일한 초음파 영상장치를 이용하여 임의 인체 조직에 대한 횡파의 속도 및 횡탄성값을 정량적으로 구할 수 있게 된다.
- [0109] 즉, 횡파의 음속도를 모르는 임의의 초음파 탄성 팬텀(즉, 일례로서 인체의 연조직)에서 음향 복사력을 발생시키기 위한 초음파 음장의 송신시간 길이 τ 를 변화시켜 가면서 각각의 경우에 대하여 상기 임의의 초음파 탄성 팬텀이 최대 변위에 도달하는 시간 $t_{\max}$ 를 측정한다.
- [0110] 이와 같이 얻은 임의의 초음파 탄성 팬텀의 시간-변위 데이터로부터 [수학식 11]과 같은 일차 직선 근사를 하게 되면 절편 β 를 얻을 수 있고, 상기 절편 β 를 구할 경우 초음파 영상장치의 고유 파라미터 K 를 미리 알고 있기 때문에 [수학식 10]을 이용하여 상기 임의의 초음파 탄성 팬텀에 대한 횡파의 음속도 c_s 를 정량적으로 구할 수 있게 된다.
- [0111] 나아가, 상술한 방법으로 상기 임의의 초음파 탄성 팬텀에 대한 횡파 음속도 c_s 를 구하게 되면 이미 알려져 있는 상기 [수학식 2]에 의하여 상기 임의의 초음파 팬텀에 관한 횡탄성 계수 μ 를 정량적으로 구할 수 있게 되는데, 이때 ρ 는 임의의 초음파 탄성 팬텀의 밀도이다.
- [0112] 이상에서 상세히 설명한 바와 같이 본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법은 초음파의 송신시간을 변화시키면서 진단하고자 하는 인체 조직에 음향 복사력을 발생시킬 때, 각각의 경우 발생하는 상기 인체 조직의 시간에 따른 변위를 이용하여 인체 조직의 횡탄성 특성을 정량적으로 측정할 수 있기 때문에 초음파 영상장치에 의한 진단결과의 정확성을 제고할 수 있다는 장점이 있다.
- [0113] 또한, 본 발명에 따른 인체 조직의 횡탄성 특성 측정방법은 횡파의 음속도를 직접 측정하는 방식이 아니라 전술한 바와 같이 인체 조직의 시간에 따른 변위를 이용하여 간접적으로 측정하는 방식이기 때문에 횡파의 음속도를 직접 구하기 위한 구성이 불필요하여 저비용으로 간결하게 초음파 영상장치를 구성할 수 있다는 장점이 있다.

부호의 설명

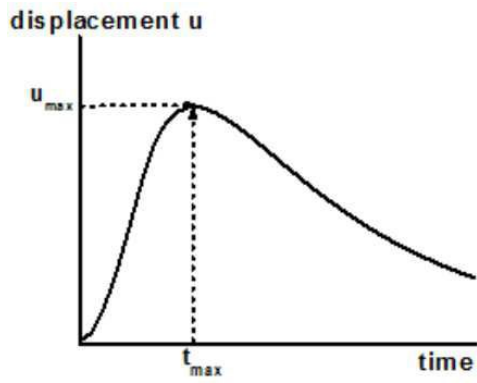
- [0114] 10 : 초음파 영상모듈 20 : 인터페이스
30: PC 40 : 트랜듀서

도면

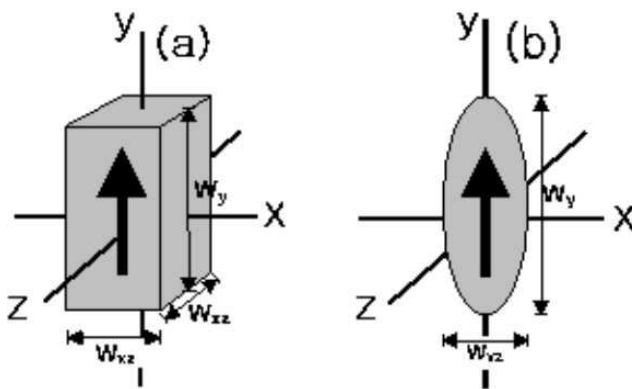
도면1



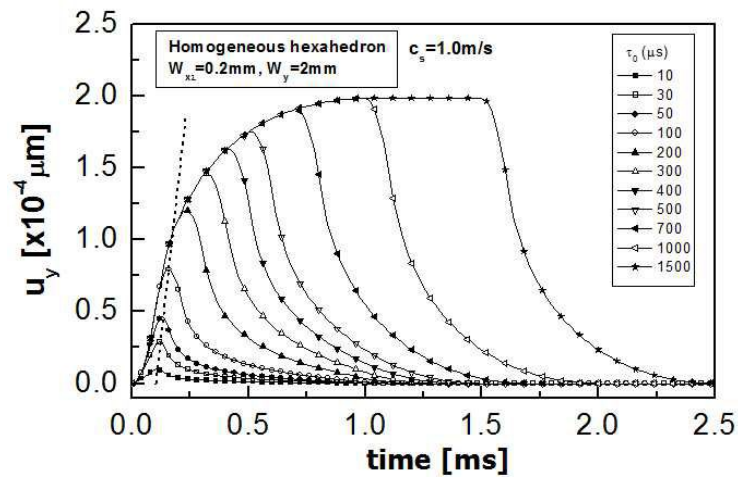
도면2



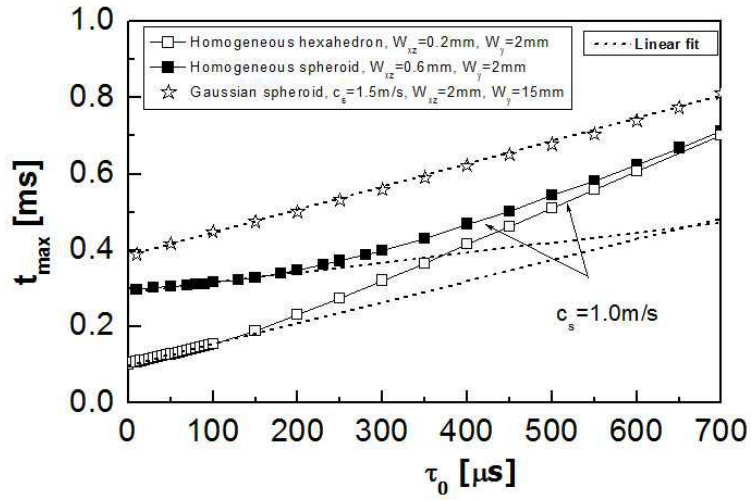
도면3



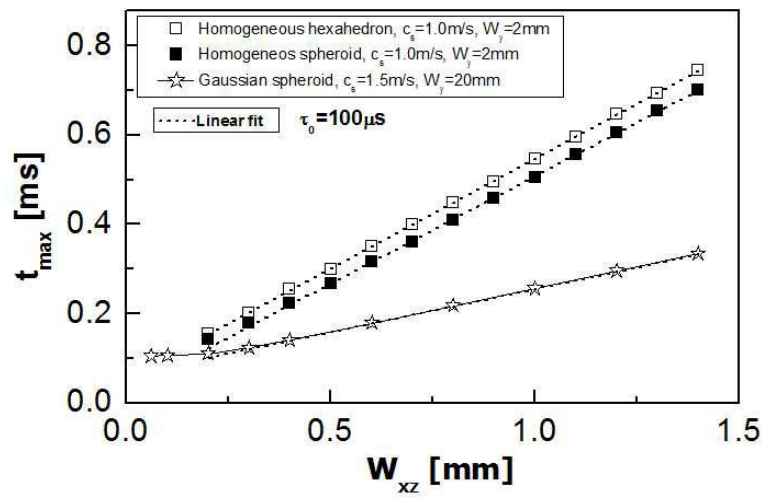
도면4



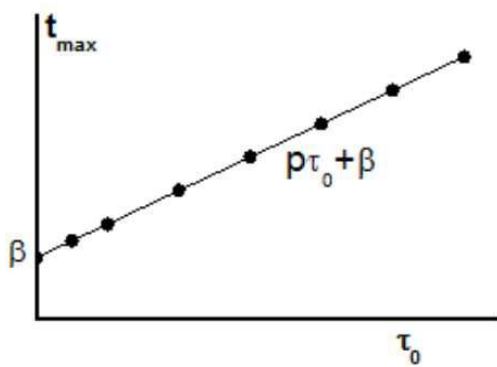
도면5



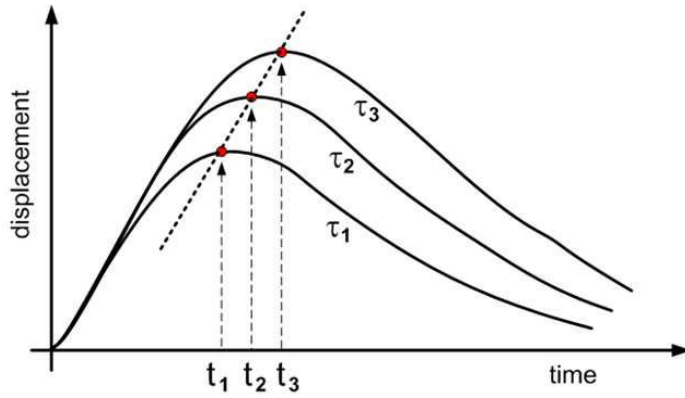
도면6



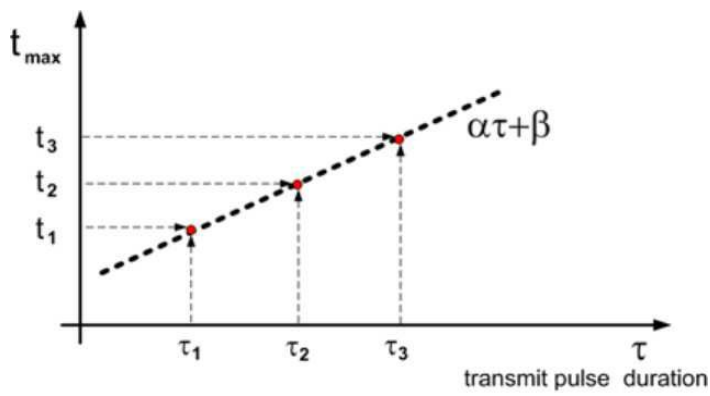
도면7



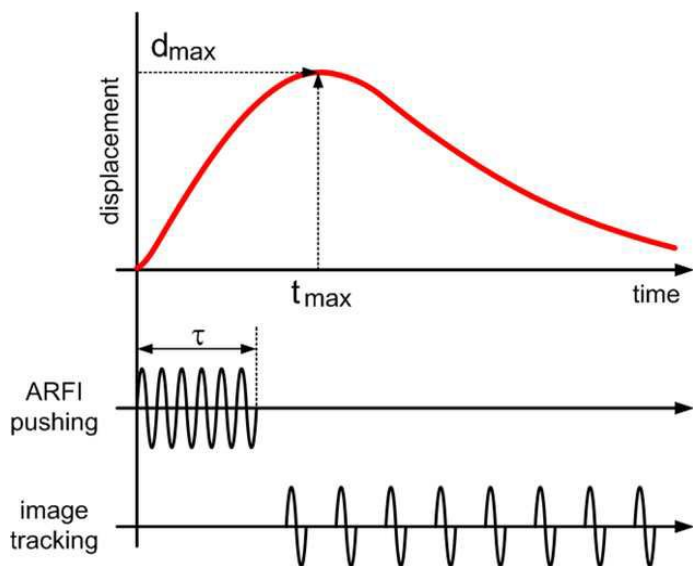
도면8



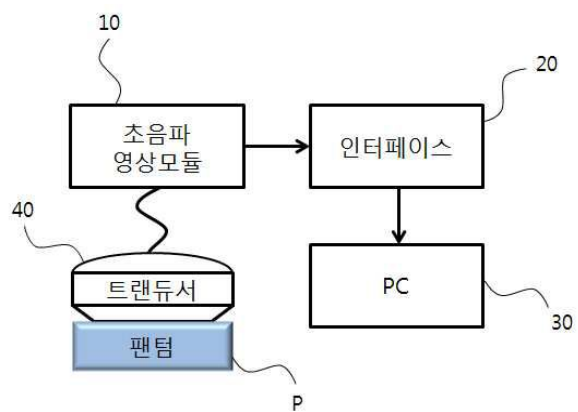
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	标题：测量横向大肠特征的方法		
公开(公告)号	KR101306491B1	公开(公告)日	2013-09-09
申请号	KR1020120065432	申请日	2012-06-19
[标]申请(专利权)人(译)	大津UNIV%用于教育INDAL合作		
申请(专利权)人(译)	大津大学学术合作		
当前申请(专利权)人(译)	大津大学学术合作		
[标]发明人	JEONG MOK KUN 정목근 KWON SUNG JAE 권성재 PARK JEONG MAN 박정만		
发明人	정목근 권성재 박정만		
IPC分类号	G06F19/00 G09B23/28 G09B G06F A61B A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485 G01S7/52046		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

目的：提供一种测量组织横向弹性特征的方法，定量估计垂直于超声波传播方向发生的横波速度，从而提高诊断结果的准确性。组成：超声波图像设备将超声波发送到第一个模型，多次改变传输时间的长度。该装置测量当第一体模的位移沿超声波的焦深的传输方向最大化时的最大位移时间。该装置利用装置的已知特定参数和传输时间与最大位移时间之间的相关性来获得第一体模的横向弹性特性。第一模型的横向弹性特性是横向波的声速，其垂直于超声波的传播方向发生。

