(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년08월08일
(11) 등록번호 10-1646623
(24) 등록일자 2016년08월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0057225
(22) 출원일자 2014년05월13일
심사청구일자 2014년05월13일
(65) 공개번호 10-2015-0130093
(43) 공개일자 2015년11월23일
(56) 선행기술조사문헌
US20120158323 A1*
KR1020110110472 A
KR1020140036650 A
KR101117550 B1
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
서강대학교산학협력단
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)
(72) 발명자
송태경
서울특별시 종로구 평창문화로 156 101동 703호 (평창동, 평창동 롯데캐슬 로잔)
장진호
울특별시 양천구 목동동로 130 1429동 503호(신정동, 목동신시가지아파트14단지
배수아
서울특별시 서초구 서초대로64길 31 902호 (서초동, 서초한일아파트)
(74) 대리인
특허법인충현

전체 청구항 수 : 총 16 항 심사관 : 박승배

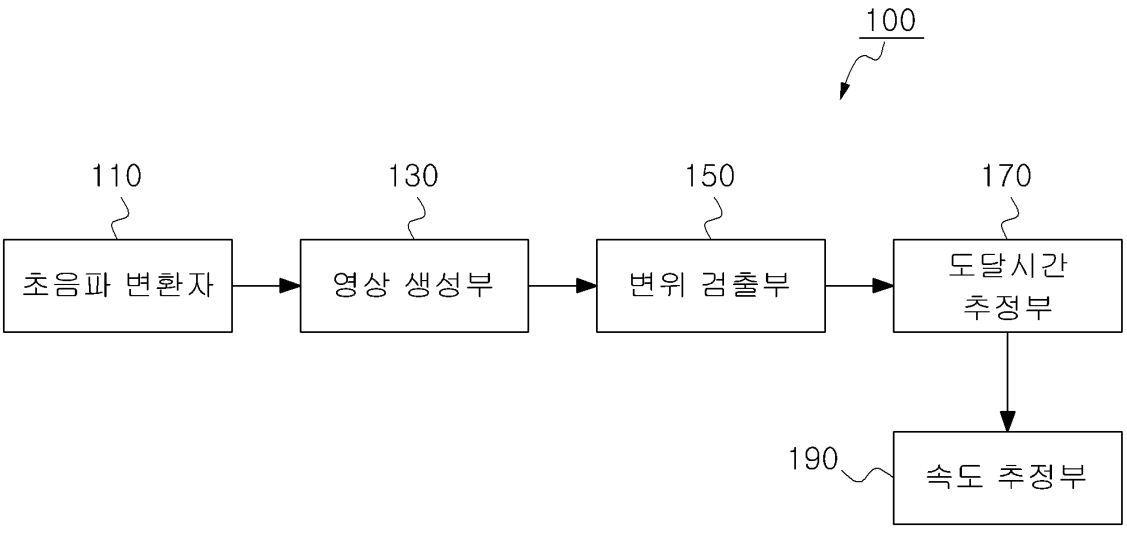
(54) 발명의 명칭 **횡파 속도를 추정하는 방법 및 시스템과 이를 이용한 조직 내 병변 진단 방법 및 시스템**

(57) 요 약

본 발명은 횡파 속도를 추정하는 방법 및 시스템에 관한 것으로서, 보다 바람직하게는 초음파 변환자가 피검체의 관심영역으로 기준 펄스를 갖는 제1 초음파 신호를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제1 초음파 신호를 수신하는 단계; 영상생성부가 상기 초음파 변환자가 수신한 제1 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역에 대한

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도1



기준 영상을 생성하는 단계; 상기 초음파 변환자가 상기 관심영역으로 푸싱 펄스(Pushing Pulse)를 송신하여, 상기 관심영역 내 조직의 이동에 따라 발생하는 변위에 의해 횡파를 전파하는 단계; 상기 초음파 변환자가 상기 횡파가 전파되는 관심영역으로 트래킹 펄스(Tracking Pulse)를 갖는 제2 초음파 신호를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제2 초음파 신호를 수신하는 단계; 상기 영상생성부가 상기 초음파 변환자가 수신한 제2 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 트래킹 영상을 생성하는 단계; 변위검출부가 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 조직의 변위를 적어도 하나 검출하는 단계; 도달시간추정부가 검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 단계; 및 속도추정부가 상기 검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 단계;를 포함한다.

이러한 구성에 의해, 본 발명의 횡파 속도를 추정하는 방법 및 시스템과 이를 이용한 조직 내 병변 진단 방법 및 시스템은 피검체의 조직 변위에 따른 횡파의 속도를 용이하게 추정하고, 이러한 횡파 속도의 추정을 통해 상기 조직의 탄성도를 정확하게 파악할 수 있는 효과가 있다.

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 10033726
부처명 산업통상자원부
연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원
연구사업명 산업원천기술개발사업
연구과제명 초음파 멀티 하모닉 영상기술
기 여 율 1/2
주관기관 서강대학교 산학협력단
연구기간 2009.06.01 ~ 2014.05.31
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 NIPA-2014-H0401-14-1002
부처명 미래창조과학부
연구관리전문기관 정보통신산업진흥원
연구사업명 IT융합 고급인력과정 지원사업
연구과제명 현장진료를 위한 IT융합 휴대용 초음파 영상 시스템 개발
기 여 율 1/2
주관기관 서강대학교 산학협력단
연구기간 2012.06.01 ~ 2015.12.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

초음파 변환자가 피검체의 관심영역으로 기준 펄스를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제1 초음파 신호를 수신하는 단계;

영상생성부가 상기 초음파 변환자가 수신한 제1 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역에 대한 기준 영상을 생성하는 단계;

상기 초음파 변환자가 상기 관심영역으로 푸싱 펄스(Pushing Pulse)를 송신하여, 상기 관심영역 내 조직의 이동에 따라 발생하는 변위에 의해 횡파를 전파하는 단계;

상기 초음파 변환자가 상기 횡파가 전파되는 관심영역으로 트래킹 펄스(Tracking Pulse)를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제2 초음파 신호를 수신하는 단계;

상기 영상생성부가 상기 초음파 변환자가 수신한 제2 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 트래킹 영상을 생성하는 단계;

변위검출부가 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 조직의 변위를 적어도 하나 검출하는 단계;

도달시간추정부가 검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 단계; 및

속도추정부가 상기 검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 단계;

를 포함하되,

상기 횡파의 속도를 추정하는 단계는,

상기 관심영역 내 검출된 적어도 하나의 조직 변위와, 상기 조직 변위를 중심으로 직각을 이루는 두 방향으로 각각 인접한 두 개의 위치까지의 상기 횡파의 도달시간차 및 거리에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 것을 특징으로 하는 횡파 속도를 추정하는 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 변위검출부가 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 조직의 변위를 적어도 하나 검출하는 단계는

상기 트래킹 영상과 기준 영상을 기저대역으로 다운시프트하여 변환된 각각의 복조 데이터에 기초하여 상기 트래킹 영상과 기준 영상간 위상차를 연산하는 과정; 및

연산된 상기 위상차를 상기 관심영역 내 조직의 이동거리로 환산하여 상기 조직의 변위를 연산하는 과정;

을 포함하는 것을 특징으로 하는 횡파 속도를 추정하는 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 변위검출부가 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 조직의 변위를 적어도 하나 검출하는 단계는

상기 트래킹 영상과 기준 영상을 보간(interpolation)한 후, 교차 상관(cross-correlation)을 통해 각각의 축 위치를 중심으로 한 커넬 내 시간 지연으로부터 적어도 하나의 변위를 검출하는 것을 특징으로 하는 횡파 속도를 추정하는 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 도달시간추정부가 검출된 적어도 하나의 조직 변위에서 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 단계는

적어도 하나의 조직 변위에 대한 변화량이 가장 큰 시간을 상기 횡파의 도달시간으로 추정하는 것을 특징으로 하는 횡파 속도를 추정하는 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 도달시간추정부가 검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 단계는

검출된 적어도 하나의 조직 변위를 시간에 따라 미분연산하는 과정;

미분연산된 적어도 하나의 조직 변위에 대하여 시간에 따른 축방향 속도를 연산하는 과정; 및

연산된 상기 축방향 속도가 최대가 되는 시간을 상기 횡파의 도달시간으로 추정하는 과정;

을 포함하는 것을 특징으로 하는 횡파 속도를 추정하는 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 도달시간추정부가 검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 단계는

횡파의 도달시간을 추정하고자 하는 위치에서의 시간에 따른 변위 신호와 상기의 추정하고자 하는 위치에 인접한 위치 또는 횡파의 최초 발생 위치에서의 시간에 따른 변위 신호간의 지연 시간을 교차 상관을 통해 연산하여 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 것을 특징으로 하는 횡파 속도를 추정하는 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 속도추정부가 상기 검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 단계는

상기 조직 변위를 중심으로 직각을 이루는 두 방향으로 각각 인접한 두 개의 위치까지의 상기 횡파의 도달시간차 및 거리로부터 각각 상기 두 개의 위치에서의 횡파의 속력과 방향을 산출하고, 산출된 상기 속력의 평균 및 상기 방향의 평균으로부터 상기 횡파의 속도를 추정하는 것을 특징으로 하는 횡파 속도를 추정하는 방법.

청구항 8

초음파 변환자가 피검체의 관심영역으로 기준 펄스를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제1 초음파 신호를 수신하는 단계;

영상생성부가 상기 초음파 변환자가 수신한 제1 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역에 대한 기준 영상 및 B-모드(Brightness) 영상을 생성하는 단계;

상기 초음파 변환자가 상기 관심영역으로 푸싱 펄스(Pushing Pulse)를 송신하여, 상기 관심영역 내 조직의 이동에 따라 발생하는 변위에 의해 횡파를 전파하는 단계;

상기 초음파 변환자가 상기 횡파가 전파되는 관심영역으로 트래킹 펄스(Tracking Pulse)를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제2 초음파신호를 수신하는 단계;

상기 영상생성부가 상기 초음파 변환자가 수신한 제2 초음파신호에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 트래킹 영상을 생성하는 단계;

변위검출부가 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 조직의 변위를 적어도 하나 검출하는 단계;

도달시간추정부가 검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 단계;

속도추정부가 상기 검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 단계;

탄성도연산부가 상기 횡파의 추정된 속도에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 탄성도를 연산하고, 연산한 탄성도를 상기 B-모드 영상에 매핑하는 단계; 및

병변진단부가 상기 조직의 B-모드 영상과 상기 탄성도가 매핑된 B-모드 영상을 상호 비교하여 상기 조직 내 병변 발생을 진단하는 단계;

를 포함하는 횡파 속도를 이용한 조직 내 병변 진단 방법.

청구항 9

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 따른 방법을 컴퓨터로 실행하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터 판독가능 기록매체.

청구항 10

피검체의 관심영역으로 기준 펄스를 갖는 제1 초음파 신호를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제1 초음파 신호를 수신하고, 상기 관심영역으로 푸싱 펄스(Pushing Pulse)를 송신하여 상기 관심영역 내 조직의 이동에 따라 발생하는 변위에 의해 횡파를 전파하며, 상기 횡파가 전파되는 관심영역으로 트래킹 펄스(Tracking Pulse)를 갖는 제2 초음파신호를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제2 초음파신호를 수신하는 초음파 변환자;

상기 초음파 변환자가 수신한 반사된 제1 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역에 대한 기준 영상을 생성하고, 반사된 상기 제2 초음파신호에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 트래킹 영상을 생성하는 영상생성부;

상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 조직의 변위를 적어도 하나 검출하는 변위검출부;

검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 도달시간추정부; 및

검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 속도추정부;

를 포함하되,

상기 속도추정부는,

상기 관심영역 내 검출된 적어도 하나의 조직 변위와, 상기 조직 변위를 중심으로 직각을 이루는 두 방향으로 각각 인접한 두 개의 위치까지의 상기 횡파의 도달시간차 및 거리에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 것을 특징으로 하는 횡파 속도를 추정하는 시스템.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 영상생성부는

상기 기준 영상과 트래킹 영상을 기저대역으로 다운시프트하여 상기 기준 영상과 트래킹 영상에 대한 각각의 복조 데이터를 더 생성하는 것을 특징으로 하는 횡파 속도를 추정하는 시스템.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 변위검출부는

상기 트래킹 영상과 기준 영상에 대한 각각의 복조 데이터에 기초하여 상기 트래킹 영상과 기준 영상간 위상차를 연산하는 제1 변위연산모듈; 및

연산된 상기 위상차를 상기 관심영역 내 조직의 이동거리로 환산하여 상기 조직의 변위를 연산하는 제2 변위연산모듈;

을 포함하는 것을 특징으로 하는 횡파 속도를 추정하는 시스템.

청구항 13

제11항에 있어서,

상기 변위검출부는

상기 트래킹 영상과 B-모드 영상에 대한 각각의 복조 데이터를 보간한 후, 교차 상관을 통해 각각의 축 위치를 중심으로 한 커넬 내 시간 지연으로부터 상기 조직에 대한 적어도 하나의 변위를 연산하는 제3 변위연산모듈;

을 포함하는 것을 특징으로 하는 횡파 속도를 추정하는 시스템.

청구항 14

제10항에 있어서,

상기 도달시간추정부는

적어도 하나의 조직 변위에 대한 변화량이 가장 큰 시간을 상기 횡파의 도달시간으로 추정하는 제1 시간추정모듈;

검출된 적어도 하나의 조직 변위를 시간에 따라 미분연산하고, 미분연산된 적어도 하나의 횡파 변위에 대하여 시간에 따른 축방향 속도를 연산하며, 연산된 상기 축방향 속도가 최대가 되는 시간을 상기 횡파의 도달시간으로 추정하는 제2 시간추정모듈;

횡파의 도달시간을 추정하고자 하는 위치에서의 시간에 따른 변위 신호와 상기의 추정하고자 하는 위치에 인접한 위치 또는 횡파의 최초 발생 위치에서의 시간에 따른 변위 신호간의 지연 시간을 교차 상관을 통해 연산하여 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 제3 시간추정모듈;

중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 횡파 속도를 추정하는 시스템.

청구항 15

제10항에 있어서,

상기 속도추정부는

상기 조직 변위를 중심으로 직각을 이루는 두 방향으로 각각 인접한 두 개의 위치까지의 상기 횡파의 도달시간차 및 거리로부터 각각 상기 두 개의 위치에서의 횡파의 속력과 방향을 산출하고, 산출된 상기 속력의 평균 및 상기 방향의 평균으로부터 상기 횡파의 속도를 추정하는 것을 특징으로 하는 횡파 속도를 추정하는 시스템.

청구항 16

피검체의 관심영역으로 기준 펄스를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제1 초음파 신호를 수신하고, 상기 관심영역으로 푸싱 펄스(Pushing Pulse)를 송신하여 상기 관심영역 내 조직의 이동에 따라 발생하는 변위에 의해 횡파를 전파하며, 상기 횡파가 전파되는 관심영역으로 트래킹 펄스(Tracking Pulse)를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제2 초음파신호를 수신하는 초음파 변환자;

상기 초음파 변환자가 수신한 반사된 제1 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역에 대한 기준 영상 및 B-모드(Brightness) 영상을 생성하고, 반사된 상기 제2 초음파신호에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 트래킹 영상을 생성하는 영상생성부;

상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 조직의 변위를 적어도 하나 검출하는 변위검출부;

검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 도달시간추정부;

검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 속도추정부;

상기 횡파의 추정된 속도에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 탄성도를 연산하고, 연산한 탄성도를 상기 B-모드 영상에 매핑하는 탄성도연산부; 및 상기 조직의 B-모드 영상과 상기 탄성도가 매핑된 B-모드 영상을 상호 비교하여 상기 조직 내 병변 발생을 진단하는 병변진단부;

를 포함하는 횡파 속도를 이용한 조직 내 병변 진단 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 횡파 속도를 추정하는 방법 및 시스템과 이를 이용한 조직 내 병변 진단 방법 및 시스템에 관한 것으로, 특히 인체 내 조직에서 전파되는 횡파의 속도를 정확하게 추정하고, 추정된 횡파의 속도에 따라 조직의 탄성도를 판단하고, 이를 영상화하여 조직 내 병변의 발생여부를 용이하게 진단할 수 있는 횡파 속도를 추정하는 방법 및 시스템과 이를 이용한 조직 내 병변 진단 방법 및 시스템에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 최근 들어, 식습관 등의 급격한 변화에 따라 인구의 노령층뿐만 아니라, 청장년층에서도 암이나 종양 등의 질환이 빈번히 발생하고 있어, 이러한 암이나 종양 등의 병변 조직을 정확하기 진단하기 위한 기술이 연구되고 있는 추세이다.

[0003] 이러한 병변 조직의 정확한 진단을 위해, 사용되는 의료용 탄성 영상법(elasticity imaging)은 진단자가 초음파를 발생시키는 트랜스듀서를 직접 손으로 조작하여 진단 부위에 외부력을 작용시킬 경우에 발생되는 조직의 변형을 이용하여 해당 조직의 탄성을 측정하고 이를 영상화시켜 병변 조직을 검출하는 기술이다.

[0004] 이때, 측정하는 인체 조직의 탄성도(elasticity)는 질병으로 인한 조직의 변형에 따라 달라질 수 있는데, 예를 들어, 유방 내 악성 종양의 경우, 주위 정상 조직에 비해 더 단단하여 상대적으로 높은 탄성도를 가지며, 간 질환의 경우에는 질병이 진행될수록 정상 조직이 섬유화 조직(fibrotic tissue)으로 변형되어 간의 탄성도가 높아진다.

[0005] 이처럼 인체 조직별 서로 다른 탄성도를 가짐에 따라 각 조직별 탄성도를 정확히 측정하기 위해서는 조직의 변형을 정확히 파악해야 함에도 불구하고, 조직의 변형을 정확히 파악하기 어려운 문제점이 발생했다. 또한, 유방이나 전립선과 같이 피부와 가까운 부위를 영상화하기에는 유용하지만, 간 또는 신장과 같이 인체 내부에 위치한 부위에 대해서는 외부 압축력을 제공하기가 어렵기 때문에 병변 조직의 발생 여부를 정확하게 진단하기 어려운 문제점이 발생했다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) KR 10-2012-0131552 (초음파를 이용한 치료 및 진단 방법 및 시스템, 삼성전자 주식회사 2012.12.05.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 상기와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위해, 본 발명은 인체의 관심 영역 내 조직의 변위를 이용하여 조직 내 전파되는 횡파의 속도를 추정하여, 인체의 조직 상태를 정확하게 나타내는 의료영상을 제공하는 횡파 속도를 추정하는 방법 및 시스템과 이를 이용한 조직 내 병변 진단 방법 및 시스템을 제공하고자 한다.

[0008] 또한, 상기와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위해, 본 발명은 인체 내 조직의 변위를 이용하여 조직 내 전파되는 횡파의 속도를 추정하고, 추정된 횡파의 속도에 따라 조직의 탄성도를 파악한 후, 이를 영상화하여, 조직 내 병변 발생 여부를 용이하게 진단할 수 있는 횡파 속도를 추정하는 방법 및 시스템과 이를 이용한 조직 내 병변 진단 방법 및 시스템을 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0009] 위와 같은 과제를 해결하기 위한 본 발명의 한 실시 예에 따른 횡파 속도를 추정하는 방법은 초음파 변환자가 피검체의 관심영역으로 기준 펄스를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제1 초음파 신호를 수신하는 단계; 영상생성부가 상기 초음파 변환자가 수신한 제1 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역에 대한 기준 영상을 생성하는 단계; 상기 초음파 변환자가 상기 관심영역으로 푸싱 펄스(Pushing Pulse)를 송신하여, 상기 관심영역 내 조직의 이동에 따라 발생하는 변위에 의해 횡파를 전파하는 단계; 상기 초음파 변환자가 상기 횡파가 전파되는 관심영역으로 트래킹 펄스(Tracking Pulse)를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제2 초음파 신호를 수신하는 단계; 상기 영상생성부가 상기 초음파 변환자가 수신한 제2 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 트래킹 영상을 생성하는 단계; 변위검출부가 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 조직의 변위를 적어도 하나 검출하는 단계; 도달시간추정부가 검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 단계; 및 속도추정부가 상기 검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 단계;를 포함한다.

[0010] 보다 바람직하게는 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 기저대역으로 다운시프트하여 변환된 각각의 복조 데이터에 기초하여 상기 트래킹 영상과 기준 영상간 위상차를 연산하는 과정; 및 연산된 상기 위상차를 상기 관심영역 내 조직의 이동거리로 환산하여 상기 조직의 변위를 연산하는 과정;을 포함하는 변위검출부가 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 조직의 변위를 적어도 하나 검출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0011] 특히, 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 보간(interpolation)한 후, 교차 상관(cross-correlation)을 통해 각각의 축 위치를 중심으로 한 커넬 내 시간 지연으로부터 적어도 하나의 변위를 검출하는 변위검출부가 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 조직의 변위를 적어도 하나 검출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0012] 특히, 적어도 하나의 조직 변위에 대한 변화량이 가장 큰 시간을 상기 횡파의 도달시간으로 추정하는 도달시간 추정부가 검출된 적어도 하나의 조직 변위에서 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0013] 보다 바람직하게는 검출된 적어도 하나의 조직 변위를 시간에 따라 미분연산하는 과정; 미분연산된 적어도 하나의 조직 변위에 대하여 시간에 따른 축방향 속도를 연산하는 과정; 및 연산된 상기 축방향 속도가 최대가 되는 시간을 상기 횡파의 도달시간으로 추정하는 과정;을 포함하는 도달시간추정부가 검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0014] 보다 바람직하게는 횡파의 도달시간을 추정하고자 하는 위치에서의 시간 변화에 따른 변위 신호와, 횡파의 도달시간을 추정하고자 하는 상기 위치에 인접한 위치 또는 상기 횡파의 최초 발생 위치에서 시간 변화에 따른 변위 신호간의 지연 시간을 교차 상관을 통해 연산하여 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 도달시간추정부가 검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0015] 특히, 상기 관심영역 내 검출된 적어도 하나의 조직 변위와, 상기 조직 변위 주변에 각각 인접한 위치간에 상기 횡파의 도달시간차 및 거리에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 속도추정부가 상기 검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0016] 위와 같은 과제를 해결하기 위한 본 발명의 다른 실시 예에 따른 횡파 속도를 이용한 조직 내 병변 진단 방법은 초음파 변환자가 피검체의 관심영역으로 기준 펄스를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제1 초음파 신호를 수신하는 단계; 영상생성부가 상기 초음파 변환자가 수신한 제1 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역에 대한 기준 영상 및 B-모드(Brightness) 영상을 각각 생성하는 단계; 상기 초음파 변환자가 상기 관심영역으로 푸싱 펄스(Pushing Pulse)를 송신하여, 상기 관심영역 내 조직의 이동에 따라 발생하는 변위에 의해 횡파를 전파하는 단계; 상기 초음파 변환자가 상기 횡파가 전파되는 관심영역으로 트래킹 펄스(Tracking Pulse)를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제2 초음파신호를 수신하는 단계; 상기 영상생성부가 상기 초음파 변환자가 수신한 제2 초음파신호에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 트래킹 영상을 생성하는 단계; 변위검출부가 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 조직의 변위를 적어도 하나 검출하는 단계; 도달시간추정부가 검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 단계; 속도추정부가 상기 검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 단계; 및 탄성도연산부가 상기 횡파의 추정된 속도에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 탄성도를 연산하고, 연산한 탄성도를 상기 B-모드 영상에 매핑하는 단계; 병변진단부가 상기 조직의 B-모드 영상과 상기 탄성도가 매핑된 B-모드 영상을 상호 비교하여 상기 조직 내 병변 발생을 진단하는 단계;를 포함한다.

[0017] 위와 같은 과제를 해결하기 위한 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 횡파 속도를 추정하는 시스템은 피검체의 관심영역으로 기준 펄스를 갖는 제1 초음파 신호를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제1 초음파 신호를 수신하고, 상기 관심영역으로 푸싱 펄스(Pushing Pulse)를 송신하여 상기 관심영역 내 조직의 이동에 따라 발생하는 변위에 의해 횡파를 전파하며, 상기 횡파가 전파되는 관심영역으로 트래킹 펄스(Tracking Pulse)를 갖는 제2 초음파신호를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제2 초음파신호를 수신하는 초음파 변환자; 상기 초음파 변환자가 수신한 반사된 제1 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역에 대한 기준 영상을 생성하고, 반사된 상기 제2 초음파신호에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 트래킹 영상을 생성하는 영상생성부; 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 조직의 변위를 적어도 하나 검출하는 변위검출부; 검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 도달시간추정부; 및 검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 속도추정부;를 포함한다.

[0018] 특히, 상기 기준 영상과 트래킹 영상을 기저대역으로 다운시프트하여 상기 기준 영상과 트래킹 영상에 대한 각각의 복조 데이터를 더 생성하는 영상생성부를 포함할 수 있다.

[0019] 보다 바람직하게는 상기 트래킹 영상과 기준 영상에 대한 각각의 복조 데이터에 기초하여 상기 트래킹 영상과 기준 영상간 위상차를 연산하는 제1 변위연산모듈; 및 연산된 상기 위상차를 상기 관심영역 내 조직의 이동거리로 환산하여 상기 조직의 변위를 연산하는 제2 변위연산모듈;을 포함하는 변위검출부를 포함할 수 있다.

[0020] 보다 바람직하게는 상기 트래킹 영상과 기준 영상에 대한 각각의 복조 데이터를 보간한 후, 교차 상관을 통해 각각의 축 위치를 중심으로 한 커넬 내 시간 지연으로부터 상기 조직에 대한 적어도 하나의 변위를 연산하는 제3 변위연산모듈;을 포함하는 변위검출부를 포함할 수 있다.

[0021] 보다 바람직하게는 적어도 하나의 조직 변위에 대한 변화량이 가장 큰 시간을 상기 횡파의 도달시간으로 추정하는 제1 시간추정모듈; 검출된 적어도 하나의 조직 변위를 시간에 따라 미분연산하고, 미분연산된 적어도 하나의 횡파 변위에 대하여 시간에 따른 축방향 속도를 연산하며, 연산된 상기 축방향 속도가 최대가 되는 시간을 상기 횡파의 도달시간으로 추정하는 제2 시간추정모듈; 및 횡파의 도달시간을 추정하고자 하는 위치에서의 시간 변화에 따른 변위 신호와, 횡파의 도달시간을 추정하고자 하는 상기 위치에 인접한 위치 또는 상기 횡파의 최초 발생 위치에서 시간 변화에 따른 변위 신호간의 지연 시간을 교차 상관을 통해 연산하여 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 제3 시간추정모듈; 중 적어도 하나를 포함하는 도달시간추정부를 포함할 수 있다.

[0022] 특히, 상기 관심영역 내 검출된 적어도 하나의 조직 변위와, 상기 조직의 주변에 각각 인접한 위치간에 상기 횡파의 도달시간차 및 거리에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 속도추정부를 포함할 수 있다.

[0023] 위와 같은 과제를 해결하기 위한 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 횡파 속도를 이용한 조직 내 병변 진단 시스템은 피검체의 관심영역으로 기준 펄스를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제1 초음파 신호를 수신하고, 상기 관심영역으로 푸싱 펄스(Pushing Pulse)를 송신하여 상기 관심영역 내 조직의 이동에 따라 발생하는

변위에 의해 횡파를 전파하며, 상기 횡파가 전파되는 관심영역으로 트래킹 펄스(Tracking Pulse)를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제2 초음파신호를 수신하는 초음파 변환자; 상기 초음파 변환자가 수신한 반사된 제1 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역에 대한 기준 영상 및 B-모드(Brightness) 영상을 생성하고, 반사된 상기 제2 초음파신호에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 트래킹 영상을 생성하는 영상생성부; 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 조직의 변위를 적어도 하나 검출하는 변위검출부; 검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는 도달시간추정부; 검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정하는 속도추정부; 상기 횡파의 추정된 속도에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 탄성도를 연산하고, 연산한 탄성도를 상기 B-모드 영상에 매핑하는 탄성도연산부; 및 상기 조직의 B-모드 영상과 상기 탄성도가 매핑된 B-모드 영상을 상호 비교하여 상기 조직 내 병변 발생을 진단하는 병변진단부; 를 포함한다.

발명의 효과

[0024] 본 발명의 횡파 속도를 추정하는 방법 및 시스템과 이를 이용한 조직 내 병변 진단 방법 및 시스템은 피검체의 조직 변위에 따른 횡파의 속도를 용이하게 추정하고, 이러한 횡파 속도의 추정을 통해 상기 조직의 탄성도를 정확하게 파악할 수 있는 효과가 있다.

[0025] 또한 본 발명의 횡파 속도를 추정하는 방법 및 시스템과 이를 이용한 조직 내 병변 진단 방법 및 시스템은 조직 내 횡파 속도의 추정을 통해 상기 조직의 탄성도를 연산한 후, 이에 기초하여 조직의 탄성도를 영상화함으로써, 병변 조직이 발생하였는지 여부를 용이하게 진단할 수 있는 효과가 있다.

[0026] 이와 더불어, 본 발명의 횡파 속도를 추정하는 방법 및 시스템과 이를 이용한 조직 내 병변 진단 방법 및 시스템은 조직의 관심영역이 각각 다른 매질로 이루어져 횡파의 전달 시 굴절이 자주 발생하더라도 각 위치에서의 횡파의 굴절도 고려하여 상기 횡파의 속도를 추정함으로써, 보다 정확한 횡파의 속도를 추정할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0027] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 횡파 속도를 추정하는 시스템의 블록도이다.

도 2는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 횡파 속도를 추정하는 방법의 순서도이다.

도 3은 관심영역 내 초음파 신호의 송신순서를 나타낸 도면이다.

도 4는 관심영역 내 송신하는 초음파 신호에 따른 영상 생성순서를 나타내는 도면이다.

도 5는 B-모드 영상과 탄성 영상을 합성한 영상을 나타낸 도면이다.

도 6은 기준 영상과 트래킹 영상 간 비교를 나타내는 그래프이다.

도 7은 시간에 따른 횡파의 변위 상태를 나타낸 그래프이다.

도 8은 횡파의 속도 추정 시 고려해야 하는 횡파의 진행방향을 나타낸 도면이다.

도 9는 횡파의 속도 추정과정을 나타낸 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0028] 이하, 본 발명을 바람직한 실시 예와 첨부한 도면을 참고로 하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며, 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되는 것은 아니다.

[0029] 본 발명에 대하여 자세히 설명하기에 앞서, 본 발명이 적용되는 음향 복사력 영상법에 대하여 간략히 살펴보도록 한다.

[0030] 음향 복사력 영상법이란, 인체 조직에 고출력의 초음파를 인체 내부에 송신할 경우 초점에서 발생되는 음향 복사력에 의하여 상기 인체 조직이 송신된 초음파 음장 방향으로 밀려서 변형되는 탄성 특성을 이용하여 병변 조

직의 발생 여부를 판단하는 방법을 말한다.

[0031] 이하, 도 1을 기준하여 본 발명에 따른 횡파 속도를 추정하는 시스템에 대하여 자세히 살펴보도록 한다.

[0032] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 횡파 속도를 추정하는 시스템의 블록도이다.

[0033] 도 1에 도시된 바와 같이, 본 발명의 횡파 속도를 추정하는 시스템(100)은 초음파 변환자(110), 영상생성부(130), 변위검출부(150), 도달시간추정부(170), 속도추정부(190)를 포함할 수 있다.

[0034] 초음파 변환자(110)는 피검체의 관심영역으로 기준 펄스를 갖는 제1 초음파 신호를 평면파 형태로 송신한 후 상기 관심영역으로부터 반사된 제1 초음파 신호를 수신하고, 상기 관심영역으로 푸싱 펄스(Pushing Pulse)를 송신하여, 상기 관심영역 내 조직의 이동에 따라 발생하는 변위에 의해 횡파가 전파되도록 하여 상기 횡파가 전파되는 관심영역으로 트래킹 펄스(Tracking Pulse)를 갖는 제2 초음파 신호를 송신한 후 상기 관심영역으로부터 반사된 제2 초음파 신호를 수신한다.

[0035] 영상생성부(130)는 상기 초음파 변환자가 수신한 제1 초음파 신호에 따라 빔포밍하여 상기 관심영역 내 조직에 대한 기준 영상을 생성한다. 또한 상기 영상생성부(130)는 상기 초음파 변환자가 수신한 반사된 제2 초음파 신호에 따라 빔포밍하여 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 트래킹 영상을 생성한다.

[0036] 변위검출부(150)는 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 상기 트래킹 영상 내 조직의 변위를 적어도 하나를 검출하며, 또한 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 보간(interpolation)한 후, 교차 상관(cross-correlation)을 통해 각각의 축 위치를 중심으로 한 커넬 내 시간 지연으로부터 적어도 하나의 변위를 검출할 수 있다. 이러한 변위검출부(150)는 데이터변환모듈, 제1 연산모듈 및 제2 연산모듈을 포함한다.

[0037] 데이터변환모듈은 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 각각 기저대역으로 다운시프트하여 복조 데이터로 변환한다.

[0038] 제1 연산모듈은 상기 데이터변환모듈에서 변환된 복조 데이터에 기초하여 상기 트래킹 영상과 기준 영상간 위상차를 연산한다.

[0039] 제2 연산모듈은 상기 제1 연산모듈에서 연산된 위상차를 상기 관심영역 내 조직의 이동거리로 환산하여 상기 조직의 변위를 연산한다.

[0040] 도달시간추정부(170)는 검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정하는데, 특히 적어도 하나의 조직 변위에 대한 변화량이 가장 큰 시간을 횡파의 도달시간으로 추정할 수 있다. 이러한 도달시간추정부(170)는 검출된 적어도 하나의 조직 변위를 시간에 따라 미분연산하고, 미분연산된 적어도 하나의 조직 변위에 대하여 시간에 따른 축방향 속도를 연산하며, 연산된 상기 축방향 속도가 최대가 되는 시간을 상기 횡파의 도달시간으로 추정할 수 있다. 또한, 도달시간추정부(170)는 횡파의 도달시간을 추정하고자 하는 위치에서의 시간 변화에 따른 변위 신호와, 횡파의 도달시간을 추정하고자 하는 상기 위치에 인접한 위치 또는 상기 횡파의 최초 발생 위치에서 시간 변화에 따른 변위 신호간의 지연 시간을 교차 상관을 통해 연산하여 상기 횡파의 도달시간을 추정할 수 있다.

[0041] 속도추정부(190)는 검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 조직 내 전파되는 상기 횡파의 속도를 추정한다. 이러한 속도추정부(190)는 상기 조직의 관심영역 내 검출된 적어도 하나의 조직 변위와, 상기 조직 변위 주변에 각각 인접한 위치에서 상기 횡파의 도달시간차 및 거리를 이용하여 상기 횡파의 속도를 추정한다.

[0042] 또한 이와 더불어, 상술한 횡파 속도를 추정하는 시스템을 이용하여 피검체의 관심영역 내 병변조직이 발생하였는지 여부도 진단할 수 있다.

[0043] 본 발명의 다른 실시 예에 따른 횡파 속도를 이용한 조직 내 병변 진단 시스템은 초음파 변환자, 영상생성부, 변위검출부, 도달시간추정부, 속도추정부, 탄성도연산부 및 병변진단부를 포함한다.

[0044] 이때, 상기 초음파 변환자, 변위검출부, 도달시간추정부, 속도추정부는 앞서 기술한 횡파 속도를 추정하는 시스템의 구성과 동일하므로, 동일한 구성요소에 대한 설명은 생략하도록 한다.

[0045] 상기 횡파 속도를 추정하는 시스템과 차이나는 구성 중 하나인 영상생성부는 상기 초음파 변환자가 수신한 제1 초음파 신호에 따라 빔포밍하여 상기 관심영역 내 조직에 대한 기준 영상을 생성하고, 이에 더하여 상기 기준 영상을 복조하여 포락선 검출을 수행한 후, 각 위치에서 신호의 크기를 로그 압축(log compression)하여 밝기로 나타내는 B-모드(Brightness)영상도 생성한다. 이와 같이, 생성된 B-모드 영상은 초음파 신호가 크게 반사되는

위치일수록 밝은 색이 나타나는 특성을 갖는다. 또한 상기 영상생성부는 상기 초음파 변환자가 수신한 반사된 제2 초음파 신호에 따라 빔포밍하여 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 트래킹 영상도 함께 생성한다.

[0046] 탄성도연산부가 추정된 횡파의 속도에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 탄성도를 연산하고, 연산한 탄성도를 상기 B-모드 영상에 컬러값으로 매핑하여 반영한다.

[0047] 병변진단부가 조직으로부터 반사된 제1 초음파 신호의 반사계수를 2차원 영상으로 나타낸 B-모드(Brightness) 영상과 상기 탄성도를 매핑한 B-모드 영상을 상호 비교하여 상기 조직이 정상조직인지 또는 병변조직인지 여부를 진단한다. 이때, 상기 병변진단부가 흑백 상태인 B-모드 영상과, 컬러 상태인 탄성 영상간 위치를 맞춘 후, 상기 B-모드 영상에 상기 탄성 영상을 반투명하게 합성시킨 후, 상호 비교를 수행할 수 있다.

[0048] 이하, 도 2를 기준하여, 본 발명의 다른 실시 예에 따른 횡파 속도를 추정하는 방법에 대하여 자세히 살펴보도록 한다.

[0049] 도 2는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 횡파 속도를 추정하는 방법의 순서도이다.

[0050] 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명의 횡파 속도를 추정하는 방법은 먼저, 초음파 변환자(110)가 피검체의 관심영역으로 기준 펄스를 갖는 제1 초음파 신호를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제1 초음파 신호를 수신한다(S210).

[0051] 이후, 영상생성부(130)가 상기 초음파 변환자(110)가 수신한 제1 초음파 신호를 빔포밍하여 상기 관심영역에 대한 2차원 형태의 기준 영상을 생성하고(S220), 이어서, 생성한 기준 영상을 기저 대역으로 다운시프트하여 상기 기준 영상에 대한 복조 데이터를 더 생성할 수 있다.

[0052] 상기 초음파 변환자(110)가 기설정된 시간 동안 상기 관심영역으로 푸싱 펄스(Pushing Pulse)를 송신하여, 상기 관심영역 내 조직의 이동에 따라 발생하는 변위에 의해 횡파를 전파한다(S230). 특히, 상기 피검체의 관심영역으로 하나의 푸싱 펄스를 송신하기 때문에 상기 피검체에 인가되는 에너지가 적게 되어, 상기 피검체가 더 안전할 수 있다.

[0053] 상기 초음파 변환자(110)가 상기 횡파가 전파되는 관심영역으로 트래킹 펄스(Tracking Pulse)를 갖는 제2 초음파 신호를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제2 초음파 신호를 수신한다(S240).

[0054] 상기 영상생성부(130)가 상기 초음파 변환자(110)가 수신한 제2 초음파 신호를 빔포밍하여 상기 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 2차원 형태의 트래킹 영상을 생성한다(S250). 이어서, 상기 영상생성부(130)가 생성한 트래킹 영상을 기저 대역으로 다운시프트하여 상기 트래킹 영상에 대한 복조 데이터를 더 생성할 수 있다.

[0055] 이처럼, 상기 초음파 변환자가 동일한 관심영역으로 제1 내지 제2 초음파 신호를 송신하여 이에 따른 영상을 생성하는 순서는 도 3 내지 도 4와 같다.

[0056] 도 3 내지 도 4에 도시된 바와 같이, 초음파 변환자가 피검체의 관심영역으로 기준 펄스를 갖는 제1 초음파 신호를 먼저 송신하고, 횡파 발생을 위해 미리 설정된 일정한 시간 동안 푸싱 펄스를 송신한다. 이에 따라, 상기 푸싱 펄스를 수신한 관심영역 내 조직의 변위가 발생하며, 이와 같이 발생된 조직의 변위를 따라 횡파가 발생하여 전파하게 된다.

[0057] 이처럼 횡파가 발생한 상기 관심영역으로 상기 초음파 변환자가 조직의 변위를 추적하기 위해, 복수 개의 트래킹 펄스를 갖는 제2 초음파 신호를 송신한다.

[0058] 다시 도 2로 돌아가서, 변위검출부(150)가 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 상기 트래킹 영상 내 조직의 변위를 적어도 하나 검출한다(S260). 이때, 상기 변위검출부(150)가 상기 영상생성부(130)로부터 기준 복조 데이터(Reference IQ data)와 트래킹 복조 데이터(Tracking IQ data)를 각각 입력받고, 입력받은 기준 복조 데이터 및 트래킹 복조 데이터에 기초하여 상기 트래킹 영상과 기준 영상간 위상차를 연산한 후, 연산된 상기 위상차를 상기 관심영역 내 조직의 이동거리로 환산하여 상기 조직의 변위를 연산할 수 있다. 또는 변위검출부(150)가 상기 트래킹 영상과 기준 영상을 보간(interpolation)한 후, 교차상관(cross-correlation)을 통해 각각의 축 위치를 중심으로 한 커넬 내 시간지연으로부터 적어도 하나의 변위를 검출할 수 있다.

[0059] 이어서, 도달시간추정부(170)가 검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정한다(S270). 이때, 상기 도달시간추정부(170)가 적어도 하나의 조직 변위에 대한 변화량이 가장 큰 시간을 상기 횡파의 도달시간으로 추정할 수 있는데, 이를 위해 검출된 적어도 하나의 조직 변위를 시간에 따라 미분연산하고, 미분연산된 적어도 하나의 조직 변위에 대하여 시간에 따른 축방향 속도를 연산한 후, 연산된 상기 축방향 속도

가 최대가 되는 시간을 상기 횡파의 도달시간으로 추정한다. 또는 상기 도달시간추정부(170)가 횡파의 도달시간을 추정하고자 하는 위치에서의 시간 변화에 따른 변위 신호와, 횡파의 도달시간을 추정하고자 하는 상기 위치에 인접한 위치 또는 상기 횡파의 최초 발생 위치에서 시간 변화에 따른 변위 신호간의 지연 시간을 교차 상관을 통해 연산하여 상기 횡파의 도달시간을 추정할 수 있다.

[0060] 이에 따라, 속도추정부(190)가 상기 검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정한다(S280). 즉, 상기 속도추정부(190)가 상기 관심영역 내 검출된 적어도 하나의 조직 변위와, 상기 조직 변위 주변에 각각 인접한 위치간에 상기 횡파의 도달시간차 및 거리를 이용하여 상기 횡파의 속도를 추정할 수 있다.

[0061] 또한 이러한 횡파 속도를 추정하는 방법을 이용하여 피검체의 관심영역 내 병변 조직이 발생하였는지 여부도 진단할 수 있다.

[0062] 이러한 횡파 속도를 이용한 조직 내 병변 진단 방법은 앞서 상술한 횡파 속도를 추정하는 방법과 일부 동일하게 적용됨에 따라, 동일한 구성에 대한 구체적인 설명은 생략하도록 한다.

[0063] 본 발명의 다른 실시 예에 따른 횡파 속도를 이용한 조직 내 병변 진단 방법은 상술한 횡파 속도를 추정하는 방법과 일부 동일하며, 이때 영상생성부가 초음파 변환자가 수신한 제1 초음파 신호를 빔포밍하여 관심영역에 대한 2차원 형태의 기준 영상을 생성하며, 상기 기준 영상을 복조하여 포락선 검출을 수행한 후, 각 위치에서 신호의 크기를 로그 압축하여 밝기로 나타냄으로써, 관심영역에 대한 2차원 형태의 B-모드(Brightness) 영상을 더 생성한다. 또한, 상기 영상생성부가 상기 초음파 변환자가 수신한 반사된 제2 초음파 신호에 따라 빔포밍하여 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 트래킹 영상도 함께 생성한다.

[0064] 이에 따라, 앞서 기술한 횡파 속도를 추정하는 방법과 동일한 방법을 통해 횡파의 속도를 추정한 후, 탄성도연산부가 상기 횡파의 추정된 속도에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 탄성도를 연산하고, 연산한 탄성도를 앞서 영상생성부에서 생성한 B-모드 영상에 매핑하여 반영한다.

[0065] 도 5는 B-모드 영상과 탄성 영상을 합성한 영상을 나타낸 도면이다.

[0066] 도 5에 도시된 바와 같이, 병변진단부가 도 5(a)에 도시된 흑백상태의 B-모드 영상과 도 5(b)에 도시된 컬러 상태의 탄성 영상간 위치를 맞춘 후, 상기 B-모드 영상에 상기 탄성 영상을 반투명하게 합성시킴으로써, 도 5(c)에 도시된 바와 같이, 상호 비교를 수행할 수 있다.

[0067] 결과적으로, 병변진단부가 조직으로부터 반사된 제1 초음파 신호의 반사계수를 2차원 영상으로 나타낸 B-모드(Brightness) 영상과 상기 탄성도를 매핑한 B-모드 영상을 상호 비교하여 매핑된 탄성도가 기준치를 벗어난 경우, 상기 조직이 정상조직인지 또는 병변조직인지 여부를 진단한다. 또한, 상기 병변진단부가 상기 탄성도를 매핑한 B-모드 영상 중 일부 영역에 대한 탄성도를 획득한 후, 획득한 탄성도가 동일한 조직 내 다른 영역에 대한 탄성도 보다 높은 경우, 상기 조직 내 탄성도를 획득한 영역에 대한 병변 조직이 발생하였다고 진단할 수 있다. 또는 상기 병변진단부가 상기 탄성도를 매핑한 B-모드 영상 중 일부 영역에 대한 탄성도를 획득한 후, 획득한 탄성도와 동일한 조직 내 인접한 다른 영역에 대한 탄성도 평균값을 비교하여 획득한 탄성도가 인접한 다른 영역에 대한 탄성도 평균값보다 높은 경우, 탄성도를 획득한 해당 영역에 병변 조직이 발생하였다고 진단할 수 있다.

[0068] 이하, 구체적인 수학식을 이용하여 조직 내 횡파 생성과정에 대하여 자세히 살펴보도록 한다.

[0069] 조직 내 발생되는 횡파(또는 전단파라고도 한다. Shear wave)의 방향이 z 일 때, z 방향으로 조직에 전달되는 음향 복사력의 크기 $F_z(\mathrm{N/m^3})$ 는 하기의 수학식 1과 같다.

수학식 1

[0070] $$F_z = \frac{2\alpha I}{c_p}$$

[0071] 이때, 상기 $I\ (\mathrm{W/m^2})$는 초음파를 인가한 시간 동안의 평균 강도(intensity)를 나타내고, 상기 $\alpha\ (\mathrm{Np/m})$는 매질의 흡수 계수(absorption coefficient)를 나타낸다. 또한 상기 $c_p\ (\mathrm{m/s})$는 매질의 초음파 속도를 나타낸다. 이때, 짧은 시간 동안 초음파 빔을 집속하면 집속된 위치에만 큰 음향 복사력이 전달되어 일시적인 횡파 발생이 가능하다. z 방향으로 발생된 횡파는 발생된 위치로부터 z축 수직인 방향으로 퍼지게 된다.

[0072] 탄성 고체(Elastic solid)에서 횡파에 의한 조직의 변위(displacement)는 하기의 기재된 수학식 2와 같이, 나비에 - 코시 방정식(Navier-Cauchy뭩 equation)을 통해 그 특성을 확인할 수 있다.

수학식 2

[0073] $$\rho\ddot{\boldsymbol{u}} = (\mu+\lambda)\nabla(\nabla\cdot\boldsymbol{u}) + \mu\nabla^2\boldsymbol{u}$$

[0074] 이때, 상기 $\boldsymbol{u}\ (\mathrm{m})$는 3차원 변위 벡터를 나타내며, 상기 $\rho\ (\mathrm{kg/m^2})$는 밀도를 나타내고, 상기 $\mu\ (\mathrm{Pa})$는 탄성 계수, $\lambda\ (\mathrm{Pa})$는 라메의 상수(Lame뭩 constant)를 나타낸다. 이러한 변위는 종파 성분(팽창 부분(dilation part))과 횡파 성분(회전 부분(rotation part))으로 나눌 수 있다. 상기 종파는 회전하지 않는 파형으로 정의되기 때문에 $\nabla\times\boldsymbol{u}=0$ 이므로, 상기 종파에 의한 변위 $\boldsymbol{u}_p$는 상기 수학식 2로부터 하기의 수학식 3과 같이 정의된다.

수학식 3

[0075] $$\nabla^2\boldsymbol{u}_p = \frac{1}{c_p^2}\ddot{\boldsymbol{u}}_p$$

[0076] 이때, 상기 종파의 속도는 $c_p = \sqrt{\frac{\lambda+2\mu}{\rho}}$로 주어진다. 상기 횡파는 매질의 부피 변화가 없는 파형으로 정의되기 때문에 팽창이 $\nabla\cdot\boldsymbol{u}=0$ 이므로, 횡파에 의한 변위 $\boldsymbol{u}_s$는 상기 수학식 2로부터 하기의 수학식 4와 같이 정의된다.

수학식 4

[0077] $$\nabla^2\boldsymbol{u}_s = \frac{1}{c_s^2}\ddot{\boldsymbol{u}}_s$$

[0078] 이때, 횡파 속도 $c_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}$ 로 주어진다.

[0079] 대부분의 연 조직의 종파의 속도는 약 1000~1600 m/s이며, 상기 횡파 속도는 1~10m/s이다. 또한 연 조직의 푸아송비(Poisson's ratio)는 $0.45 < \nu < 0.49$ 의 범위에 있으므로 비압축성 물질로 가정하여 $\nu = 0.5$ 로 설정한다. 따라서, 하기의 수학식 5와 같이, 상기 횡파 속도로부터 영률(Young's modulus) $E\,(\mathrm{Pa})$ 값을 연산할 수 있다.

수학식 5

$$E = 2\mu(1+\nu) \approx 3\rho c_s^2$$

[0080]

[0081] 이와 같이 생성된 횡파를 감지하기 위해, 사용되는 초음파 화상 진단에 대하여 자세히 살펴보도록 한다.

[0082] 초음파 의료 영상 장치는 초음파가 인체 내를 진행할 때 인체 조직의 음향 반응(acoustic response)을 이용하여 진단에 필요한 임상 정보를 발생한다.

[0083] 이러한 임상정보를 발생시키기 위해, 초음파 의료 영상 장치는 프로브를 통해 초음파를 피검체 내 관심영역으로 송신하고, 조직으로부터 반사된 신호의 크기와 위치를 측정하고, 이를 영상화한다. 특히, 피검체 내 관심영역으로 송신된 초음파는 조직 내에서 진행하면서 음향 임피던스가 다른 조직의 경계에서 강하게 반사된다. 또한, 초음파의 파장보다 작은 입자들과 부딪힐 때 이차적으로 발생한 신호들의 간섭에 의해 산란(scattering) 현상이 발생한다. 이러한 산란 현상은 영상에서 스페클(speckle)로 나타나기 때문에 스페클의 움직임을 통해 조직의 움직임을 추정할 수 있다.

[0084] 일반적인 초음파 B-모드 영상에서는 초음파 신호의 한 번의 송수신 과정을 거쳐 축(axial)방향의 1차원 스캔라인이 형성되며, 2차원 영상(axial-lateral)은 다수의 스캔라인을 신호처리한 후 합성하여 영상을 획득한다. 그러나, 횡파를 추적하기 위해서는 빠른 속도(약 5-15kHz)로 영상을 구성해야 하므로, 평면파를 한 번에 송수신하여 하나의 2차원 영상를 형성한다.

[0085] 이때, 송신된 평면파는 매질의 모든 위치에서 각각 반사된 신호들이 섞인 상태로 수신되므로, 수신된 데이터로부터 각 위치에 해당하는 신호를 추출해 합산하는 빔포밍 과정이 수행되어야 한다. 이에 따라 빔포밍된 데이터는 초음파 대역으로 변조(modulation)되어 있기 때문에 기저대역(baseband)으로 복조(demodulation)하여 복소 동상 및 쿼드러쳐 데이터(complex in-phase and quadrature data)를 획득하고, 이와 같이 획득한 상기 복소 동상 및 쿼드러쳐 데이터는 스페클의 움직임을 구하기 위해 사용될 수 있다.

[0086] 이하, 조직의 변위를 연산하는 과정에 대하여 자세히 살펴보도록 한다.

[0087] z 방향(축 방향)으로 인가된 음향 복사력은 z 방향으로의 변위를 생성한다. 따라서, 횡파 변위가 $u_s = [u_x, u_y, u_z]$ 일 때 z 성분인 u_z 만을 고려한다. 조직의 축 방향 변위는 푸싱 펄스가 송신되기 전과 후의 스페클 영상을 비교하여 연산할 수 있다.

[0088] 먼저, 횡파를 발생시키기 전에 움직임이 없는 상태의 2차원 스페클 영상을 기준 영상으로 획득한다. 이후 푸싱 펄스가 관심영역으로 일정시간 동안 송신됨에 따라 발생된 횡파가 전파되는 동안 빠른 속도로 얻은 다수의 영상을 트래킹 영상으로 생성한다.

[0089] 이때, 조직의 변위는 각각의 스캔라인별 1차원 스페클 트래킹 기법이 적용되어 연산될 수 있다.

[0090] 도 6은 기준 영상과 트래킹 영상 간 비교를 나타내는 그래프이다.

[0091] 도 6에 도시된 바와 같이, 기준 영상을 나타내는 제1 초음파 신호와, 트래킹 영상을 나타내는 제2 초음파 신호 간에 존재하는 지연 차이로 변위를 계산할 수 있다. 이러한 스페클 트래킹 기법은 복조 전의 RF 데이터 또는 복조된 기저 대역 복조 데이터에 적용될 수 있다. 이때, 상기 RF 데이터를 이용하는 방법은 데이터를 보간(interpolation)한 후, 교차 상관(cross-correlation)을 통해 각각의 축 위치를 중심으로 한 커넬(kernel) 내의 시간 지연으로 변위를 계산한다.

[0092] 이와 달리, 복조 데이터를 이용하는 방법은 기준 영상을 나타내는 제1 초음파 신호와, 트래킹 영상을 나타내는 제2 초음파 신호간에 위상 시프트를 연산하여 변위를 연산한다. 이때, 위상 시프트를 연산하는 방법은 앞서 기술한 교차 상관 방법과 비교하여 연산량이 감소하지만, 감지할 수 있는 변위의 크기가 파장의 절반으로 한정되어 있다. 하지만 본 발명에서 사용되는 변위의 크기는 수 마이크로미터 정도로 사용되는 초음파 신호의 파장의 길이에 비해 훨씬 작기 때문에 상술한 위상 시프트 감지 방법을 사용할 수 있다.

[0093] 이하에서는 횡파의 속도를 추정하는 과정에 대하여 자세히 살펴보도록 한다.

[0094] 횡파의 속도를 추정하기 위해, 먼저 횡파의 도달시간을 추정해야 한다.

[0095] 상기 횡파는 처음 여기(excitation)된 위치로부터 관심 영역 전체로 퍼져나가며, 각 위치에서 상기 횡파가 도착한 시간을 연산할 수 있다.

[0096] 도 7은 시간에 따른 횡파의 변위 상태를 나타낸 그래프이다.

[0097] 도 7에 도시된 바와 같이, 조직 내 고정된 깊이 15㎜ 이고, 측면 위치가 15, 20, 25, 30, 35 ㎜인 위치에서 시간에 따른 변위를 확인할 수 있다. 이를 통해 한 지점에서 발생한 횡파가 측면 방향으로 전파되면서 각 위치에서 횡파가 도착하는 시간이 서로 다르다는 것을 알 수 있다.

[0098] 이와 같이, 각 위치에서 서로 다른 횡파의 도달시간을 추정하기 위해, 첫째, 한 위치에서 최대 변위일 때의 시점을 도착 시간으로 가정할 수 있다(Time to peak 방식). 이때, 축 위치 z, 측면 위치 x에서의 도착 시간 $T(x,z)$ 는 하기의 수학식 6과 같이 표현될 수 있다.

수학식 6

[0099] $$T(x,z)=\arg\max_{t}\left[u_z(x,z,t)\right]$$

[0100] 둘째, 속도가 다른 매질의 경계에서의 반사파와의 중첩으로 인해 진폭이 커지는 경우에 도달시간을 정확히 추정하기 어렵고, 반사파에 의한 허상(artifact)을 줄이기 위해, 하기의 수학식 7과 같이 횡파의 도달시간을 추정할 수 있다(Time to peak slope 방식).

수학식 7

[0101] $$T(x,z)=\arg\max_{t}\left[\frac{\partial}{\partial t}u_z(x,z,t)\right]$$

[0102] 이에 따라, 축 방향의 속도를 계산하여 최대 속도를 갖는 때의 시점을 각 위치에서의 횡파의 도달시간으로 추정한다. 특히, 최대 속도시점은 최대 변위량 시점보다 빠르기 때문에 반사파에 의한 허상이 적은 장점을 갖는다.

[0103] 셋째, 측정 위치 (x,z) 와 기준 위치 (x_{ref},z_{ref}) 에서의 시간에 따른 변위 프로필간 시간 지연을 하기의 수학식 8 내지 9와 같이, 교차 상관을 통해 연산할 수 있다(Cross-correlation 방식).

수학식 8

$$c(x,z,\tau)=\frac{\int_0^T u_z(x_{ref},z_{ref},t)\,u_z(x,z,t+\tau)\,dt}{\int_0^T u_z(x_{ref},z_{ref},t)^2\,dt\int_0^T u_z(x,z,t+\tau)^2\,dt}$$

[0104]

수학식 9

$$T(x,z)=\arg\max_{\tau}\left[c(x,z,\tau)\right]$$

[0105]

[0106] 이때, 상기 (x_{ref},z_{ref}) 는 횡파가 여기된 위치를 나타내며, 측면 방향의 전파만 고려할 때 $z_{ref}=z$ 로 둘 수 있다. 또한 횡파가 전파되면서 왜곡될 때, 기준 위치와 측정 위치의 변위 프로필간의 상관관계가 작아 오차가 생기는 것을 방지하기 위해, 인접한 측면 방향 위치와의 시간 지연 또한 하기의 수학식 10을 통해 연산할 수도 있다.

수학식 10

$$(x_{ref}=x-\delta x,\ z_{ref}=z)$$

[0107]

[0108] 이때, 적분 구간을 조절하여 최대한 반사에 영향을 받지 않도록 에러를 줄일 수 있다.

[0109] 이와 같이, 추정한 횡파의 도달시간을 이용하여 횡파의 속도를 추정할 수 있다.

[0110] 즉, 도 8에 도시된 바와 같이, 횡파는 다른 성질을 갖는 매질을 지날 때 굴절되어 진행방향이 바뀌게 되는데, 이때, 모든 위치에서 각각의 횡파의 진행 방향과, 진행방향으로의 속도를 추정할 수 있다. 특히, 횡파의 파면은 굴절로 인해 휘어 있어도 윈도우 크기가 충분히 작다면 상기 횡파의 파면은 직선으로 가정할 수 있다. 결과적으로, 충분히 작은 윈도우 영역 내에서는 횡파의 파면이 직선이고, 일정한 속력과 방향을 가진다고 가정할 수 있다.

[0111] 이러한 가정을 이용하여 횡파의 속도를 측정하기 위해, 직각이 되는 두 방향으로의 횡파 도달 시간의 차이를 이용한다.

[0112] 도 9는 횡파의 속도 추정을 위한 실시 예를 나타낸 그래프이다.

[0113] 도 9에 도시된 바와 같이, 관찰점 (x,z) 에서의 횡파의 속력이 c_z . 방향이 e 일 때, 윈도우 영역 안에 존재하는 상기 관찰점 (x,z) 과 인접한 임의의 지점 (x',z') 으로부터 상기 관찰점 (x,z) 과의 도달시간차는 하기의 수학식 11을 통해 연산할 수 있다.

수학식 11

$$\Delta t_{x,z}(x',z') = \frac{(x'-x)\cos\theta}{c_z(x,z)} + \frac{(z'-z)\sin\theta}{c_z(x,z)}$$

[0114]

[0115] 도달시간 추정부가 상기 관찰점 (x,z) 과, 인접한 임의의 지점 (x',z') 간의 도달 시간차 $\Delta t_{x,z}(x',z')$ 를 계산하므로, 상기 수학식 11을 통해 횡파의 속력 c_z 과 방향 θ 을 연산할 수 있다.

[0116] 이때, 상기 관찰점과의 거리가 x 방향으로 r_x 또는 z 방향으로 r_z 만큼 떨어진 지점을 임의의 지점으로 설정하면, 수직이 되는 두 방향으로의 도달시간차 $t_x = \frac{r_x}{c_z(x,z)}\cos\theta$, $t_z = \frac{r_z}{c_z(x,z)}\sin\theta$ 와 를 연산할 수 있고, 이와 같이 연산한 값으로부터 하기의 수학식 12를 통해 횡파의 속력과 방향을 연산할 수 있다.

수학식 12

$$c_z(x,z) = \frac{1}{\sqrt{(t_x/r_x)^2 + (t_z/r_z)^2}}$$

[0117]

수학식 13

$$\theta(x,z) = \tan^{-1}\left(\frac{r_x t_z}{r_z t_x}\right)$$

[0118]

[0119] 특히, 수직이 되는 두 방향은 초음파 빔의 방향과, 이에 대한 수직 방향뿐만 아니라, 수직 관계에 있는 모든 두 방향을 포함할 수 있다.

[0120] 이에 따라, 다수의 지점들로부터 복수개의 횡파의 속력 및 방향 값으로부터 노이즈에 강한 값을 획득할 수 있다.

[0121] 특히, 관찰점으로부터 x 방향으로 r_x , z 방향으로 r_z 만큼 떨어진 모든 지점들과 관찰점간 도달시간차는 t_x 와 t_z 의 관계식으로 표현될 수 있다.

[0122] 이때, 모든 지점들 중 임의의 몇 지점을 선택하여 도달시간차 t_x 와 t_z 를 연산할 수 있다.

[0123] 예를 들어, 사각형으로 표시된 4개의 지점만을 이용하여 도달시간차를 연산하는 경우에는 Δt_2 와 Δt_4 로부터 $c_{s,1}$ 와 θ_1 를 구하고, Δt_6 와 Δt_8 로부터 $c_{s,2}$ 와 θ_2 를 연산할 수 있다. 이와 같이 연산한 N=2 개의 데이터로부터 하기의 수학식 14를 통해 횡파의 최종 속력 및 방향을 연산한다.

수학식 14

$$c_s = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} w_n c_{s,n}, \quad \theta = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} w_n \theta_n$$

[0124]

[0125] 상술한 방법 외에도, 임의의 각 지점에서 획득한 $t_{x,m}$ 와 $t_{z,m}$ 로부터 하기의 수학식 15를 참조하여 평균값인 $\overline{t_x}$, $\overline{t_z}$ 을 연산한다.

수학식 15

$$\overline{t_x} = \frac{1}{M}\sum_{m=1}^{M} w_m t_{x,m}, \quad \overline{t_z} = \frac{1}{M}\sum_{m=1}^{M} w_m t_{z,m}$$

[0126]

[0127] 이와 같이 연산한 평균값 $\overline{t_x}$, $\overline{t_z}$ 을 상기 수학식 12 내지 13에 적용하여 횡파의 최종 속력과 방향을 연산할 수 있다.

[0128] 뿐만 아니라, 2차원 영상이 아닌 3차원 영상을 이용할 수도 있는데, 이러한 경우에는 수직이 되는 방향이 하기의 수학식 16과 같이 세 방향이 된다.

수학식 16

$$c_s(x,y,z) = \frac{1}{\sqrt{(t_x/r_x)^2 + (t_y/r_y)^2 + (t_z/r_z)^2}},$$

$$\vec{n}(x,y,z) = \frac{1}{c_s}\left[t_x/r_x \quad t_y/r_y \quad t_z/r_z\right]$$

[0129]

[0130] 이에 따라, 인접지점들의 도달시간차끼리 더하거나 빼는 연산과정을 통해 t_x 와 t_z 를 획득할 수 있고, 그에 따라 $t_{x,m}$ 와 $t_{z,m}$ 를 N개의 결합으로 묶어 $c_{s,n}$, θ_n 를 연산한 후, 이에 대한 평균값을 획득할 수 있다(c domain averaging).

[0131] 또는 상술한 바와 같이 연산된 $t_{x,m}$ 와 $t_{z,m}$ 들로부터 $\overline{t_x}$ 와 $\overline{t_z}$ 를 통해 최종적인 횡파의 속도 c 와 방향 θ 를 연산할 수 있다(t domain averaging).

[0132] 이에 따라, 횡파의 방향을 고려하여 측정하므로 굴절에 의한 허상을 많이 제거할 수 있다. 더불어, 간단한 연산만으로 계산이 가능함에 따라 연산량이 매우 적은 효과가 있다.

[0133] 본 발명의 횡파 속도를 추정하는 방법 및 시스템과 이를 이용한 조직 내 병변 진단 방법 및 시스템은 피검체의 조직 변위에 따른 횡파의 속도를 용이하게 추정하고, 이러한 횡파 속도의 추정을 통해 상기 조직의 탄성도를 정확하게 파악할 수 있는 효과가 있다.

[0134] 또한 본 발명의 횡파 속도를 추정하는 방법 및 시스템과 이를 이용한 조직 내 병변 진단 방법 및 시스템은 조직 내 횡파 속도의 추정을 통해 상기 조직의 탄성도를 연산한 후, 이에 기초하여 조직의 탄성도를 영상화함으로써, 병변 조직이 발생하였는지 여부를 용이하게 진단할 수 있는 효과가 있다.

[0135] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 설명하였지만, 본 발명은 이에 한정되는 것이 아니고 본 발명의 기술 사상 범위 내에서 여러 가지로 변형하여 실시하는 것이 가능하고 이 또한 첨부된 특허청구범위에 속하는 것은 당연하다.

부호의 설명

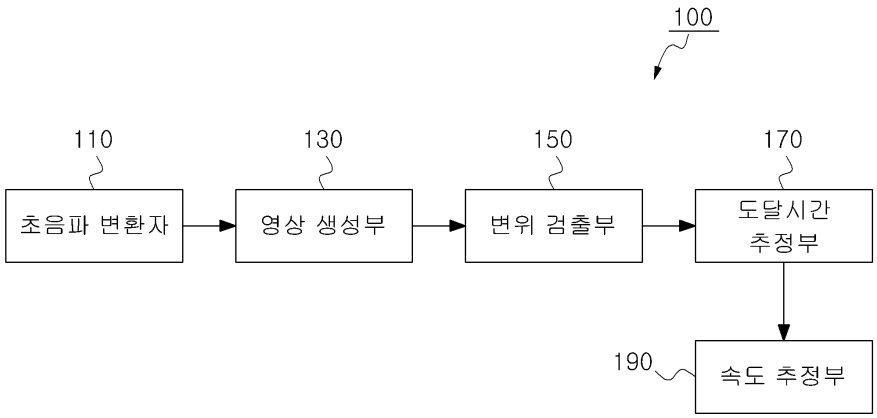
[0136] 110: 초음파 변환자 130: 영상생성부

150: 변위검출부 170: 도달시간추정부

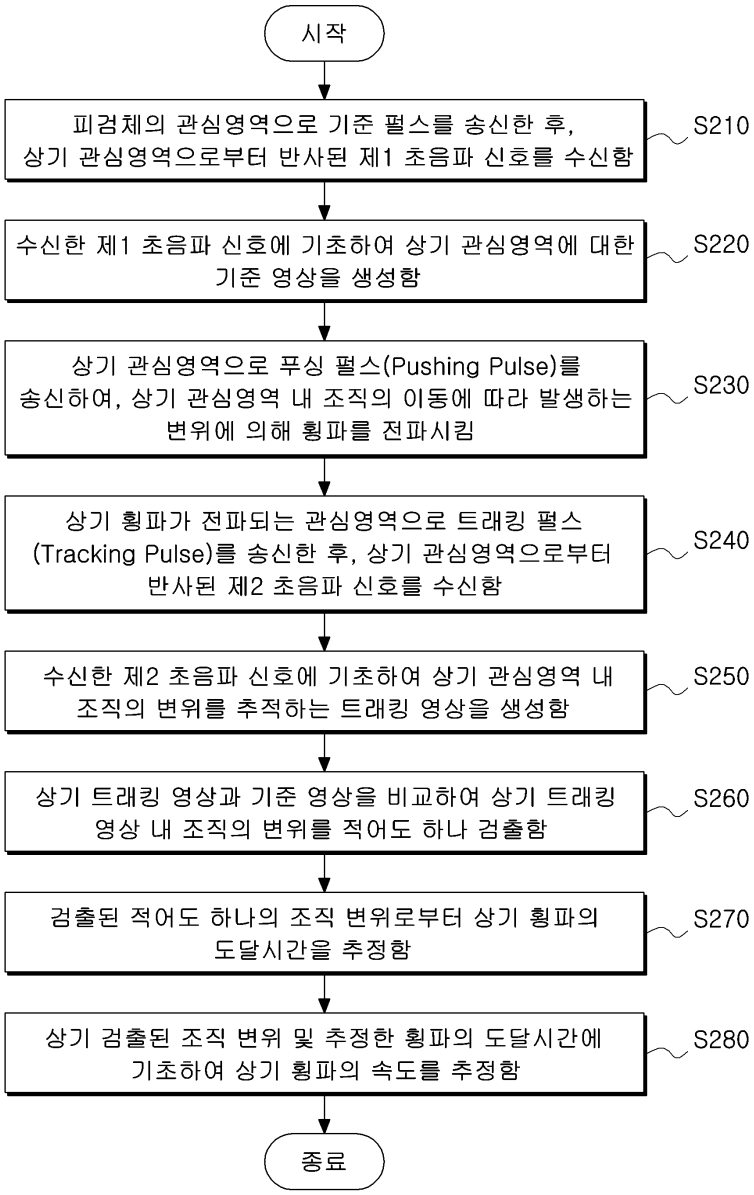
190: 속도추정부

도면

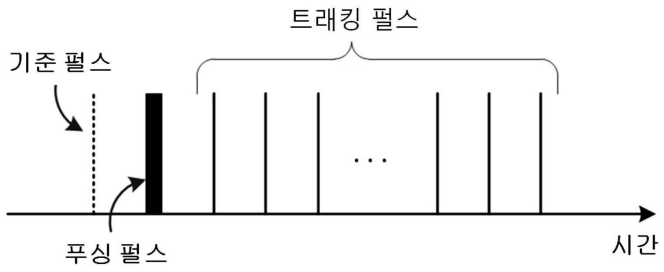
도면1



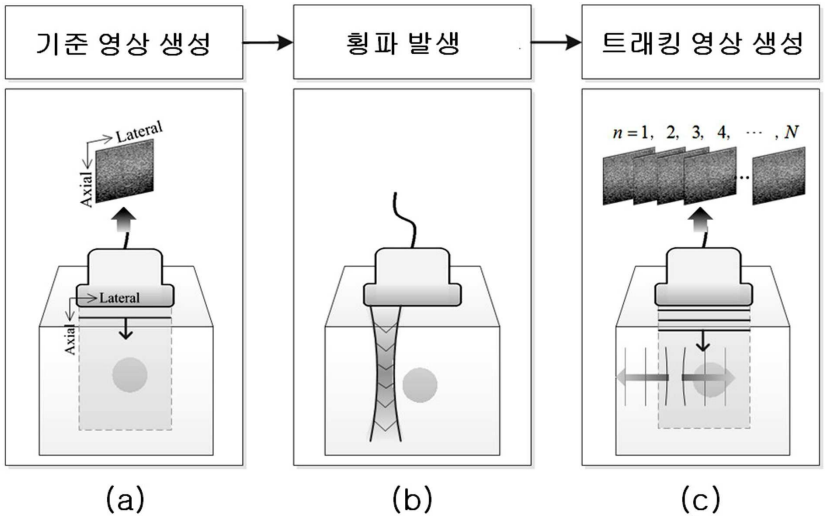
도면2


시작
피검체의 관심영역으로 기준 펄스를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제1 초음파 신호를 수신함
S210
수신한 제1 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역에 대한 기준 영상을 생성함
S220
상기 관심영역으로 푸싱 펄스(Pushing Pulse)를 송신하여, 상기 관심영역 내 조직의 이동에 따라 발생하는 변위에 의해 횡파를 전파시킴
S230
상기 횡파가 전파되는 관심영역으로 트래킹 펄스 (Tracking Pulse)를 송신한 후, 상기 관심영역으로부터 반사된 제2 초음파 신호를 수신함
S240
수신한 제2 초음파 신호에 기초하여 상기 관심영역 내 조직의 변위를 추적하는 트래킹 영상을 생성함
S250
상기 트래킹 영상과 기준 영상을 비교하여 상기 트래킹 영상 내 조직의 변위를 적어도 하나 검출함
S260
검출된 적어도 하나의 조직 변위로부터 상기 횡파의 도달시간을 추정함
S270
상기 검출된 조직 변위 및 추정한 횡파의 도달시간에 기초하여 상기 횡파의 속도를 추정함
S280
종료

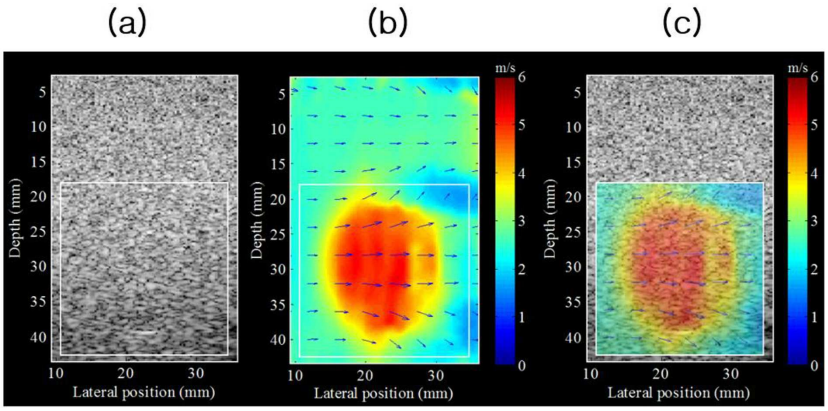
도면3


트래킹 펄스
기준 펄스
푸싱 펄스
시간

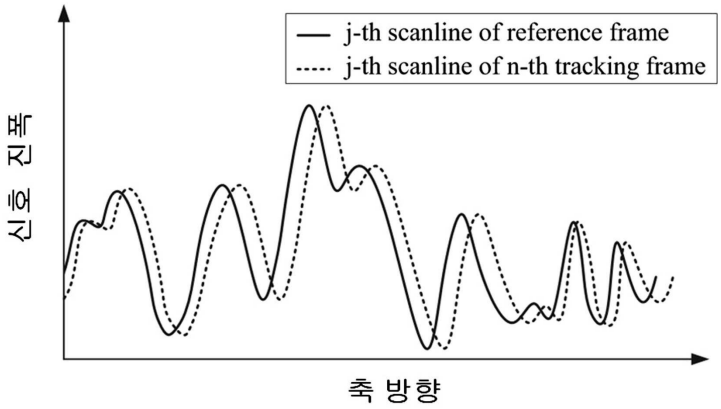
도면4


기준 영상 생성
횡파 발생
트래킹 영상 생성
Lateral
Axial
Lateral
Axial
n = 1, 2, 3, 4, ⋯ , N
(a)
(b)
(c)

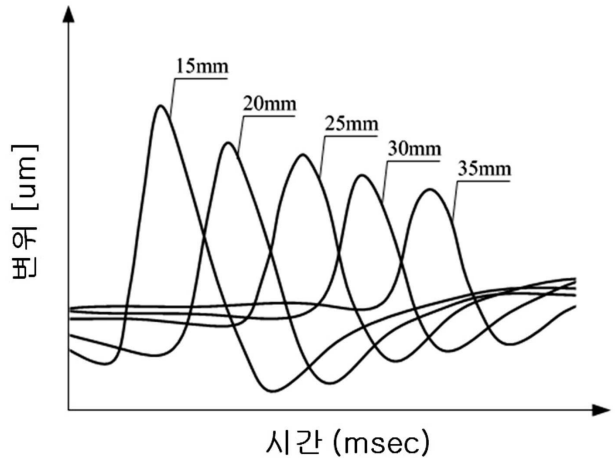
도면5


(a)
(b)
(c)
Depth (mm)
Lateral position (mm)
m/s

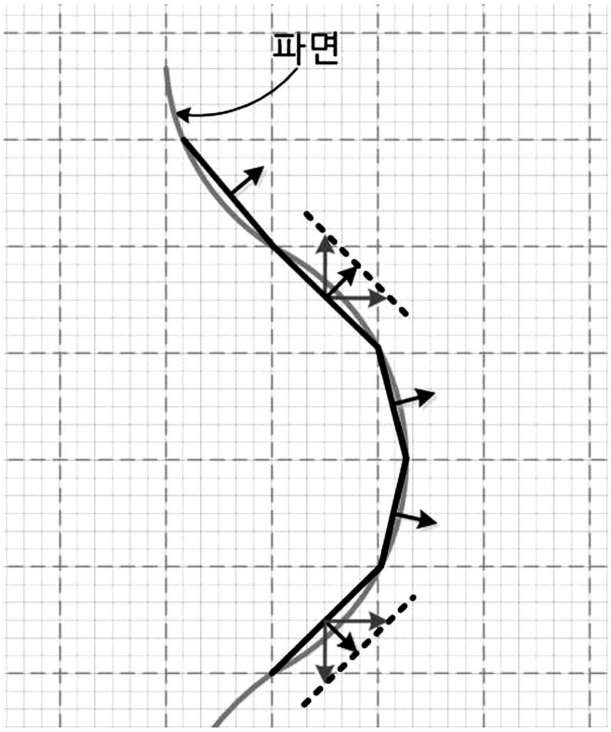
도면6


j-th scanline of reference frame
j-th scanline of n-th tracking frame
신호 진폭
축 방향

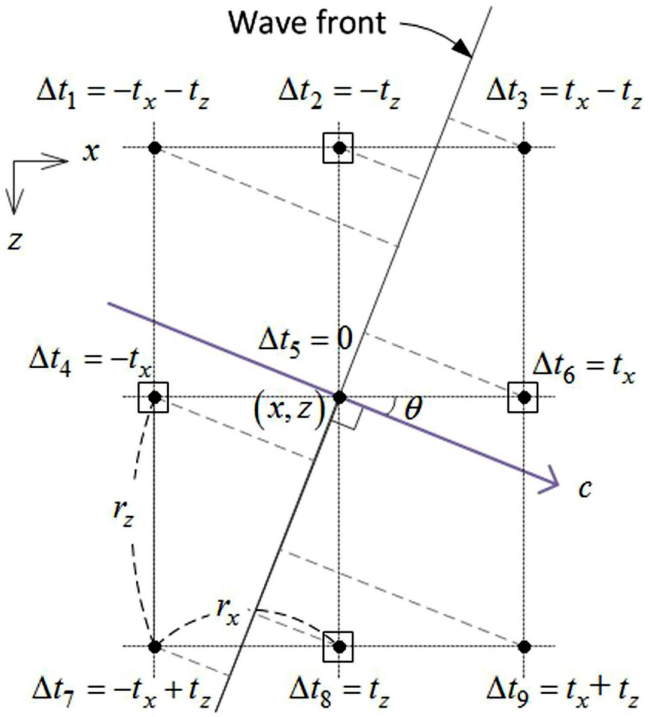
도면7



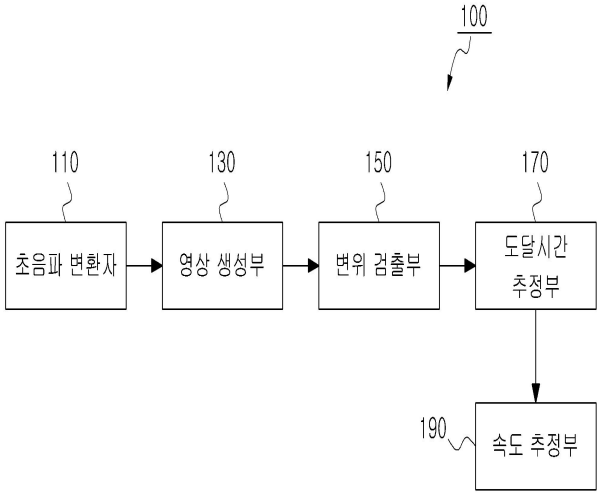
도면8



도면9


Wave front
$\Delta t_1 = -t_x - t_z$
$\Delta t_2 = -t_z$
$\Delta t_3 = t_x - t_z$
x
z
$\Delta t_4 = -t_x$
$\Delta t_5 = 0$
$\Delta t_6 = t_x$
(x, z)
θ
c
r_z
r_x
$\Delta t_7 = -t_x + t_z$
$\Delta t_8 = t_z$
$\Delta t_9 = t_x + t_z$

专利名称(译)	用于估计横波速度的方法和系统以及使用该方法和系统诊断组织内病变的方法和系统		
公开(公告)号	KR101646623B1	公开(公告)日	2016-08-08
申请号	KR1020140057225	申请日	2014-05-13
[标]申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
当前申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
[标]发明人	SONG TAI KYONG 송태경 CHANG JIN HO 장진호 BAE SUA 배수아		
发明人	송태경 장진호 배수아		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
其他公开文献	KR1020150130093A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的横向涉及一种方法和系统，用于估计的速度，更优选为超声换能器自第一发射所述超声波信号之后，第一超声波从感兴趣与参考脉冲的受试者的感兴趣区域中的区域反射接收信号;基于超声换能器接收的第一超声信号生成ROI的参考图像;通过超声换能器将推动脉冲传送到感兴趣区域，并通过由感兴趣区域中的组织运动引起的位移来传播横波;在将具有跟踪脉冲的第二超声信号发送到超声换能器传播横波的感兴趣区域之后，接收从感兴趣区域反射的第二超声信号;基于超声换能器接收的第二超声信号生成跟踪ROI中组织位移的跟踪图像;将跟踪图像与参考图像进行比较以检测组织的至少一个位移;估计来自至少一个组织位移的横波到达时间，其中已经检测到到达时间估计;并且基于检测到的组织位移和估计的横波的到达时间来估计横波的速度。 根据该结构，该方法和系统，以及用于估计本发明的剪切波速容易地估计横波速度根据被检体的组织的位移，通过该横向速度的外推该组织病变诊断的方法和系统可以准确地掌握组织的弹性。 支持本发明的国家研发项目 作业号码 10033726 Bucheomyeong 商业，工业和能源部 研究管理专业 韩国工业技术评估服务 研究项目名称 工业源技术开发业务 研究项目名称 超声波多谐波成像技术 支出率 2.1 主要组织 西江大学工业学院合作基金会 研究期 2009.06.01~2014.05.31支持本发明的国家研究开发项目 作业号码 NIPA-2014-H0401-14-1002 bucheomyeong 未来创造科学系 研究管理专业 信息通信产业振兴机构 研究项目名称 IT融合先进的人力资源课程支持业务 研究项目名称 开发用于现场医疗的IT融合便携式超声成像系统 2.1 主要组织 西江大学工业学院合作基金会 研究期 2012年6月1日 - 2015年12月31日