



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2012년01월30일
(11) 등록번호 10-1109189
(24) 등록일자 2012년01월17일

(51) Int. Cl.

A61B 8/14 (2006.01) G06T 5/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2010-0008529

(22) 출원일자 2010년01월29일

심사청구일자 2010년01월29일

(65) 공개번호 10-2011-0088830

(43) 공개일자 2011년08월04일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020080085424 A

KR1020080020239 A

JP20090090021 A

(73) 특허권자

삼성전기주식회사

경기도 수원시 영통구 매영로 150 (매탄동)

(72) 발명자

김규원

경기도 수원시 영통구 원천동 주공아파트 201동 2002호

최원태

경기도 화성시 반송동 시범다은마을다숲캐슬아파트 305동 103호

민경중

서울특별시 금천구 시흥2동 벽산5단지아파트 522동 2008호

(74) 대리인

청운특허법인

전체 청구항 수 : 총 10 항

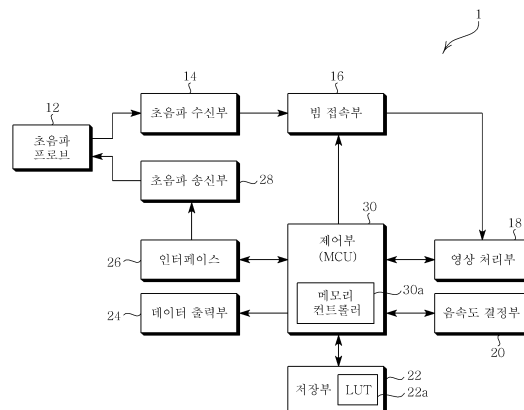
심사관 : 두소영

(54) 초음파 진단 장치 및 초음파 영상 처리 방법

(57) 요약

본 발명은 초음파 진단 장치 및 초음파 영상 처리 방법에 관한 것으로, 상기 초음파 진단 장치는 송신 신호를 초음파 빔으로 변환시키는 초음파 송신부; 상기 초음파 빔을 방출하여 반사파를 수신하는 초음파 프로브; 상기 반사파로부터 수신 신호를 생성하는 초음파 수신부; 상기 수신 신호로 다수의 1차 초음파 영상 데이터를 생성하여 처리하는 영상 처리부; 상기 다수의 1차 초음파 영상 데이터로부터 실제 음속도를 추정하여 결정하는 음속도 결정부; 및 상기 초음파 진단 장치를 전반적으로 제어하는 제어부를 포함하며, 상기 반사파의 실제 음속도를 추정하여 고화질의 초음파 영상을 제공하고 음속도 추정시간을 단축시키는 효과가 있다.

대 표 도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

제어 신호에 따라 송신 신호를 생성하여 상기 송신 신호를 초음파 빔으로 변환시키는 초음파 송신부;

상기 초음파 빔을 대상물에 방출하고, 상기 대상물로부터 되돌아오는 반사파를 수신하는 초음파 프로브;

상기 반사파를 전기 신호로 변환시켜 수신 신호를 생성하는 초음파 수신부;

상기 수신 신호를 다수의 음속도로 분할 추출하여 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 생성하고, 상기 다수 프레임 중 1차 초음파 영상 데이터가 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값에 해당하는 최적 프레임의 1차 초음파 영상 데이터의 윤곽을 추출하여 2차 초음파 영상 데이터를 생성하는 영상 처리부;

상기 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터 중 어느 한 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 다수의 블록으로 분할하고 각 블록의 블록 영상 데이터를 추출하여 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값에 해당하는 최적 블록을 선택한 후, 상기 최적 블록의 위치와 동일한 위치의 블록을 상기 다수 프레임의 최적 블록으로 결정하고, 상기 다수 프레임의 각 최적 블록의 최적 블록 영상 데이터를 추출하여 다수의 최적 블록 영상 데이터를 생성하며, 생성된 상기 다수의 최적 블록 영상 데이터 중 최대 휘도 값과 고주파 성분 값에 해당하는 프레임을 최적 프레임으로 선택하여 상기 최적 프레임의 음속도를 상기 반사파의 실제 음속도로 결정하는 음속도 결정부; 및

상기 제어 신호를 생성하고, 상기 제어 신호에 따라 초음파 빔을 발생시켜 방출된 초음파 빔의 반사파를 수신하여 상기 1차 초음파 영상 데이터를 생성하며, 상기 1차 초음파 영상 신호로부터 최적 음속도를 결정하여 상기 2차 초음파 영상 데이터를 생성하도록 제어하는 제어부를 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 2

청구항 1에 있어서, 상기 2차 초음파 영상 데이터를 출력하는 데이터 출력부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 3

청구항 1에 있어서, 상기 영상 처리부는,

상기 수신 신호를 다수의 음속도로 분할하여 다수의 영상 신호를 추출하는 영상 추출 모듈; 및

상기 다수의 영상 신호에 기초하여 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 생성하고, 상기 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터 중 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값에 해당하는 최적 프레임의 1차 초음파 영상 데이터의 윤곽을 추출하여 2차 초음파 영상 데이터를 생성하는 영상 생성 모듈을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 4

청구항 1에 있어서, 음속도 결정부는,

상기 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 각 프레임마다 동일한 다수의 블록으로 분할하는 영상 분할 모듈;

상기 다수 프레임 중 어느 한 프레임의 각 블록의 1차 초음파 영상 데이터의 윤곽을 추출하여 다수의 블록 영상 데이터를 생성하고, 상기 다수 프레임의 각 최적 블록의 1차 초음파 영상 데이터의 윤곽을 추출하여 다수의 최적 블록 영상 데이터를 생성하는 윤곽 추출 모듈;

상기 다수의 블록 영상 데이터의 각 휘도 값과 고주파 성분 값을 산출하고, 상기 다수의 최적 블록 영상 데이터의 각 휘도 값과 고주파 성분 값을 산출하는 영상 분석 모듈;

상기 다수의 블록 영상 데이터의 각 휘도 값과 고주파 성분 값을 비교하여 최대 휘도 값과 고주파 성분 값을 검출하고, 상기 다수의 최적 블록 영상 데이터의 각 휘도 값과 고주파 성분 값을 비교하여 최대 휘도 값과 고주파 성분 값을 검출하는 영상 비교 모듈; 및

상기 다수의 블록 영상 데이터 중 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값을 갖는 블록 영상 데이터와 블록을 최적 블록 영상 데이터와 최적 블록으로 선택하여 상기 최적 블록과 동일한 위치의 블록을 상기 다수 프레임의 최적 블록으로 결정하고, 상기 다수의 최적 블록 영상 데이터 중 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값을 갖는 프레임을 최적 프레임으로 선택하여 상기 최적 프레임의 음속도를 상기 반사파의 최적 음속도로 결정하는 음속도 결정 모듈을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 제어 신호는 미리 설정된 다수의 음속도를 갖는 송신 신호를 생성하도록 제어하는 신호인 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 6

청구항 1에 있어서,

상기 제어 신호는 상기 최적 음속도를 갖는 송신 신호를 생성하도록 제어하는 신호인 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 7

(A) 제어 신호에 따라 송신 신호를 생성하고, 상기 송신 신호를 초음파 빔으로 변환시켜 상기 초음파 빔이 대상물로 방출되는 단계;

(B) 상기 초음파 빔이 대상물로부터 반사되어 되돌아 오는 반사파를 수신하여 다수의 수신 신호로 분할 추출하고, 상기 다수의 수신 신호로부터 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 생성하여 저장하는 단계;

(C) 상기 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터 중 어느 한 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 다수의 블록으로 분할하고 각 블록의 블록 영상 데이터를 추출하여 최대 휘도값과 최대 고주파 성분 값에 해당하는 최적 블록을 선택한 후, 상기 최적 블록의 위치와 동일한 위치의 블록을 상기 다수 프레임의 최적 블록으로 결정하고, 상기 다수 프레임의 각 최적 블록의 최적 블록 영상 데이터를 추출하여 다수의 최적 블록 영상 데이터를 생성하여 상기 다수의 최적 블록 영상 데이터 중 최대 휘도 값과 고주파 성분 값에 해당하는 프레임을 최적 프레임으로 선택하여 상기 최적 프레임의 음속도를 상기 반사파의 실제 음속도로 결정하는 단계; 및

(D) 상기 최적 프레임의 1차 초음파 영상 데이터의 윤곽을 추출하여 2차 초음파 영상 데이터를 생성하고 출력하는 단계를 포함하는 초음파 영상 처리 방법.

청구항 8

청구항 7에 있어서, 상기 단계 (C)는,

(C-1) 상기 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 독출하여 다수의 블록으로 분할하는 단계;

(C-2) 상기 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터 중 어느 한 프레임의 1차 초음파 영상 데이터의 각 블록의 윤곽을 추출하여 다수의 블록 영상 데이터를 생성하고 상기 다수의 블록 영상 데이터 중 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값을 갖는 블록 영상 데이터에 해당하는 블록을 최적 블록으로 선택하는 단계;

(C-3) 상기 최적 블록의 위치와 동일한 위치의 블록을 상기 다수 프레임의 최적 블록으로 결정하고, 상기 다수 프레임의 각 최적 블록의 1차 초음파 영상 데이터의 윤곽을 추출하여 다수의 최적 블록 영상 데이터를

생성하며, 상기 다수의 최적 블록 영상 데이터 중 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값을 갖는 최적 블록 영상 데이터에 해당하는 프레임을 최적 프레임으로 선택하는 단계; 및

(C-4) 상기 최적 상기 최적 프레임의 음속도를 상기 반사파의 최적 음속도로 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 처리 방법.

청구항 9

청구항 8에 있어서, 단계 (C-2)는,

상기 다수의 블록의 1차 초음파 영상 데이터에 모폴로지 연산을 수행하여 윤곽을 추출하여 다수의 블록 영상 데이터를 생성하는 단계;

상기 다수의 블록 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값을 산출하는 단계; 및

상기 다수의 휘도 값과 고주파 성분 값을 비교하여 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값을 갖는 블록을 최적 블록으로 선택하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 처리 방법.

청구항 10

청구항 8에 있어서, 단계(C-3)는,

상기 최적 블록의 위치와 동일한 위치의 블록을 상기 다수 프레임의 최적 블록으로 결정하고, 상기 다수 프레임의 각 최적 블록의 1차 초음파 영상 데이터에 모폴로지 연산을 수행하여 윤곽을 추출하여 다수의 최적 블록 영상 데이터를 생성하는 단계;

상기 다수 프레임의 각 최적 블록의 최적 블록 영상 데이터의 생성이 모두 완료되었는지를 판단하는 단계;

생성된 상기 다수의 최적 블록 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값을 산출하는 단계; 및

상기 다수의 최적 블록 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값을 비교하여 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값을 갖는 최적 블록 영상 데이터에 해당하는 프레임을 최적 프레임으로 선택하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 처리 방법.

명세서

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 진단 장치 및 초음파 영상 처리 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 진단 장치는 다양하게 응용되고 있는 중요한 진단 장치 중의 하나이다. 특히, 초음파 진단 장치는 대상물에 무침습 및 비파괴 특성으로 인해, 의료 분야에 널리 이용되고 있다. 근래의 고성능 초음파 시스템은 대상물 내부의 2차원 또는 3차원 영상을 생성하는데 이용된다

[0003] 일반적으로, 초음파 진단 장치는 초음파 프로브(probe)로부터 송신된 초음파의 일부가 대상물 내조직의 구조 변화점(변화면)에서 반사됨으로써 얻어진 에코(echo)를 수신하고, 이 에코에 기초하여 대상물의 단층 화상을 생성하는 것이다.

[0004] 이렇게 생성된 초음파 영상은 초음파 프로브에서 방출된 초음파가 대상물 내조직으로 전파되면서 반사되어 돌아오는 반사파(에코)를 수집하여 초음파 영상을 만들 수 있다.

[0005] 종래 초음파 진단 장치는 인체 내조직을 진단하기 위해 상술한 바와 마찬가지로 동작하여 초음파 영상을 생성하는데, 이때 인체 내조직의 모든 영역에서 동일한 음속도(예를 들면, 약 1540m/s)를 갖는 것으로 가정하여 빔을 집속하고 있다. 그러나, 인체 조직은 각 매질에 따라 고유의 음속도를 갖는다.

- [0006] 따라서, 인체 각 조직의 실제 음속도와 가정된 음속도 사이에 차이가 생길 수 있으며, 이러한 차이는 인체 각 조직으로부터 반사되어 돌아오는 반사파에 영향을 미칠 수 있다.
- [0007] 이에 따라, 인체 각 내조직의 실제 음속도와 가정된 음속도의 차이가 커질수록 반사파의 차이 또한 커질 수 있으며, 그로 인해 인체 내조직으로부터 반사된 빔이 디포커싱(de-focusing)됨으로써 영상이 왜곡되어 해상도 및 조직 대조도가 저하되는 문제점이 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0008] 본 발명은 상기와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위해 창출된 것으로서, 다양한 인체 내조직에 따른 실제 음속도를 추정하여 이를 다시 초음파 진단 장치에 적용함으로써 임상 초음파 영상의 해상도 및 조직 대조도를 향상시키는 초음파 진단 장치 및 초음파 영상 처리 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.
- [0009] 또한, 초음파 영상 전체가 아닌 일부 영역만을 비교함으로써 실제 음속도 추정 시간을 단축시키는 초음파 진단 장치 및 초음파 영상 처리 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0010] 상기와 같은 목적을 달성하기 위해, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치는, 제어 신호에 따라 송신 신호를 생성하여 상기 송신 신호를 초음파 빔으로 변환시키는 초음파 송신부; 상기 초음파 빔을 대상물에 방출하고, 상기 대상물로부터 되돌아오는 반사파를 수신하는 초음파 프로브; 상기 반사파를 전기 신호로 변환시켜 수신 신호를 생성하는 초음파 수신부; 상기 수신 신호를 다수의 음속도로 분할 추출하여 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 생성하고, 상기 다수 프레임 중 최적 프레임의 1차 초음파 영상 데이터의 윤곽을 추출하여 2차 초음파 영상 데이터를 생성하는 영상 처리부; 상기 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터 중 어느 한 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 다수의 블록으로 분할하고 각 블록의 블록 영상 데이터를 추출하여 최적 블록을 선택한 후, 상기 최적 블록의 위치와 동일한 위치의 블록을 상기 다수 프레임의 최적 블록으로 결정하고, 상기 다수 프레임의 각 최적 블록의 최적 블록 영상 데이터를 추출하여 최적 프레임을 선택하여 상기 최적 프레임의 음속도를 상기 반사파의 실제 음속도로 결정하는 음속도 결정부; 및 상기 제어 신호를 생성하고, 상기 제어 신호에 따라 초음파 빔을 발생시켜 방출된 초음파 빔의 반사파를 수신하여 상기 1차 초음파 영상 데이터를 생성하며, 상기 1차 초음파 영상 신호로부터 최적 음속도를 결정하여 상기 2차 초음파 영상 데이터를 생성하도록 제어하는 제어부를 포함하여 구성된다.
- [0011] 또한, 상기 2차 초음파 영상 데이터를 출력하는 데이터 출력부를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0012] 또한, 상기 영상 처리부는, 상기 수신 신호를 다수의 음속도로 분할하여 다수의 영상 신호를 추출하는 영상 추출 모듈; 및 상기 다수의 영상 신호에 기초하여 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 생성하고, 상기 다수 프레임 중 최적 프레임의 1차 초음파 영상 데이터의 윤곽을 추출하여 2차 초음파 영상 데이터를 생성하는 영상 생성 모듈을 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0013] 또한, 음속도 결정부는, 상기 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 각 프레임마다 동일한 다수의 블록으로 분할하는 영상 분할 모듈; 상기 다수 프레임 중 어느 한 프레임의 각 블록의 1차 초음파 영상 데이터의 윤곽을 추출하여 다수의 블록 영상 데이터를 생성하고, 상기 다수 프레임의 각 최적 블록의 1차 초음파 영상 데이터의 윤곽을 추출하여 다수의 최적 블록 영상 데이터를 생성하는 윤곽 추출 모듈; 상기 다수의 블록 영상 데이터의 각 휘도 값과 고주파 성분 값을 산출하고, 상기 다수의 최적 블록 영상 데이터의 각 휘도 값과 고주파 성분 값을 산출하는 영상 분석 모듈; 상기 다수의 블록 영상 데이터의 각 휘도 값과 고주파 성분 값을 비교하여 최대 휘도 값과 고주파 성분 값을 검출하고, 상기 다수의 최적 블록 영상 데이터의 각 휘도 값과 고주파 성분 값을 비교하여 최대 휘도 값과 고주파 성분 값을 검출하는 영상 비교 모듈; 및 상기 다수의 블록 영상 데이터 중 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값을 갖는 블록 영상 데이터와 블록을 최적 블록 영상 데이터와 최적 블록으로 선택하여 상기 최적 블록과 동일한 위치의 블록을 상기 다수 프레임의 최적 블록으로 결정하고, 상기 다수의 최적 블록 영상 데이터 중 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값을 갖는 프레임을 최적 프레임으로 선택하여 상기 최적 프레임의 음속도를 상기 반사파의 최적 음속도로 결정하는 음속도 결정 모듈을 포함하는 것을 특징으로 한

다.

[0014] 또한, 상기 제어 신호는 미리 설정된 다수의 음속도를 갖는 송신 신호를 생성하도록 제어하는 신호인 것을 특징으로 한다.

[0015] 또한, 상기 제어 신호는 상기 최적 음속도를 갖는 송신 신호를 생성하도록 제어하는 신호인 것을 특징으로 한다.

[0016] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 처리 방법은, (A) 제어 신호에 따라 송신 신호를 생성하고, 상기 송신 신호를 초음파 빔으로 변환시켜 상기 초음파 빔이 대상물로 방출되는 단계; (B) 상기 초음파 빔이 대상물로부터 반사되어 되돌아 오는 반사파를 수신하여 다수의 수신 신호로 분할 추출하고, 상기 다수의 수신 신호로부터 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 생성하여 저장하는 단계; (C) 상기 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터 중 어느 한 프레임으로부터 최적 블록을 선택한 후, 상기 최적 블록의 위치와 동일한 위치의 블록을 상기 다수 프레임의 최적 블록으로 결정하여 최적 프레임을 선택하고 상기 최적 프레임의 음속도를 상기 반사파의 실제 음속도로 결정하는 단계; 및 (D) 상기 최적 프레임의 1차 초음파 영상 데이터의 윤곽을 추출하여 2차 초음파 영상 데이터를 생성하고 출력하는 단계를 포함한다.

[0017] 또한, 상기 단계 (C)는, (C-1) 상기 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 추출하여 다수의 블록으로 분할하는 단계; (C-2) 상기 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터 중 어느 한 프레임의 1차 초음파 영상 데이터의 각 블록의 윤곽을 추출하여 다수의 블록 영상 데이터를 생성하고 상기 다수의 블록 영상 데이터로부터 최적 블록을 선택하는 단계; (C-3) 상기 최적 블록의 위치와 동일한 위치의 블록을 상기 다수 프레임의 최적 블록으로 결정하고, 상기 다수 프레임의 각 최적 블록의 1차 초음파 영상 데이터의 윤곽을 추출하여 다수의 최적 블록 영상 데이터를 생성하고 상기 다수의 최적 블록 영상 데이터로부터 최적 프레임을 선택하는 단계; 및 (C-4) 상기 최적 상기 최적 프레임의 음속도를 상기 반사파의 최적 음속도로 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0018] 또한, 단계 (C-2)는, 상기 다수의 블록의 1차 초음파 영상 데이터에 모폴로지 연산을 수행하여 윤곽을 추출하여 다수의 블록 영상 데이터를 생성하는 단계; 상기 다수의 블록 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값을 산출하는 단계; 및 상기 다수의 휘도 값과 고주파 성분 값을 비교하여 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값을 갖는 블록을 최적 블록으로 선택하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0019] 또한, 단계(C-3)는, 상기 최적 블록의 위치와 동일한 위치의 블록을 상기 다수 프레임의 최적 블록으로 결정하고, 상기 다수 프레임의 각 최적 블록의 1차 초음파 영상 데이터에 모폴로지 연산을 수행하여 윤곽을 추출하여 다수의 최적 블록 영상 데이터를 생성하는 단계; 상기 다수 프레임의 각 최적 블록의 최적 블록 영상 데이터의 생성이 모두 완료되었는지를 판단하는 단계; 생성된 상기 다수의 최적 블록 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값을 산출하는 단계; 및 상기 다수의 휘도 값과 고주파 성분 값을 비교하여 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값을 갖는 프레임을 최적 프레임으로 선택하는 단계하고 상기 다수의 최적 블록 영상 데이터로부터 최적 프레임을 선택하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0020] 본 발명의 특징 및 이점들은 첨부도면에 의거한 다음의 상세한 설명으로 더욱 명백해질 것이다.

[0021] 이에 앞서, 본 명세서 및 청구범위에 사용된 용어나 단어는 통상적이고, 사전적인 의미로 해석되어서는 아니 되며, 발명자가 그 자신의 발명을 가장 최선의 방법으로 설명하기 위해 용어의 개념을 적절하게 정의할 수 있다는 원칙에 입각하여 본 발명의 기술적 사상에 부합되는 의미와 개념으로 해석되어야만 한다.

발명의 효과

[0022] 본 발명에 의하면, 본 발명의 초음파 영상 장치는 인체 내조직의 다양한 매질에 따라 음속도를 실시간으로 추정하여 적용함으로써 인체 내조직으로부터 반사되어 되돌아온 반사파에 의해 생성되는 초음파 영상의 왜곡을 줄일 수 있으며, 이로 인해 초음파 영상의 화질이 향상되는 효과가 있다.

[0023] 또한, 다수의 초음파 영상 전체가 일부 영역만을 비교 분석함으로써 음속도 추정시간을 단축시키며, 이에 따라 초음파 진단 장치의 속도를 단축시킬 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [0024] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 블록 구성도이다.
- 도 2는 도 1에 도시된 영상 처리부의 상세 블록 구성도이다.
- 도 3은 도 1에 도시된 음속도 결정부의 상세 블록 구성도이다.
- 도 4는 도 3에 도시된 영상 분할 모듈에 따른 1차 초음파 영상 데이터 분할의 일례를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 5는 도 4에 도시된 1번 프레임의 최적 블록 선택과 상기 최적 블록을 다수의 프레임에 적용하는 것을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 초음파 영상 처리 방법들을 설명하기 위한 흐름도이다.
- 도 7은 도 6의 음속도 결정 단계(S640)의 상세 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0025] 본 발명의 목적, 특정한 장점들 및 신규한 특징들은 첨부된 도면들과 연관되는 이하의 상세한 설명과 바람직한 실시 예들로부터 더욱 명백해질 것이다. 본 명세서에서 각 도면의 구성요소들에 참조번호를 부가함에 있어서, 동일한 구성 요소들에 한해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 번호를 가지도록 하고 있음에 유의하여야 한다. 또한, 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명은 생략한다.
- [0026] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시 예를 상세히 설명하기로 한다.
- [0027] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 블록 구성도이다.
- [0028] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1)는 초음파 프로브(12), 초음파 수신부(14), 빔 집속부(16), 영상처리부(18), 음속도 결정부(20), 저장부(22), 인터페이스(24), 데이터 출력부(26), 초음파 송신부(28) 및 제어부(MCU)(30)를 포함하여 구성된다.
- [0029] 상기 초음파 프로브(12)는 소정의 음속도를 갖는 초음파를 피검자의 인체 내에 방출하고, 상기 피검자의 인체 내조직으로부터 반사되어 온 초음파(이하 '반사파'라 칭함)를 수신한다.
- [0030] 구체적으로, 상기 초음파 프로브(12)는 초음파 프로브(12)로부터 송신된 초음파가 상기 피검자의 인체 내조직에 닿으면 인체 조직의 다양한 매질에 따라 반사, 산란 및 투과하게 되는데, 이때 인체 내조직으로부터 반사되어 되돌아온 반사파를 수신한다.
- [0031] 이처럼, 상기 초음파 프로브(12)를 통해 피검자의 인체 내로/로부터 초음파를 송수신하기 위해서는 초음파를 전기 신호로 변환하거나 전기 신호를 초음파로 변환하는 초음파 송신부(28) 및 초음파 수신부(14)가 필요하다.
- [0032] 상기 초음파 송신부(28)는 제어부(30)의 제어 신호에 따라 소정의 음속도를 갖는 전기 신호(이하 '송신 신호'라 칭함)를 생성하고, 상기 송신 신호를 피검자의 인체 내로 방출시키기 위한 초음파 빔으로 변환시켜 초음파 프로브(12)로 전달한다.
- [0033] 이러한 상기 초음파 송신부(28)는 상기 송신 신호를 초음파 빔으로 변환하는 송신 빔 포머(미도시)를 포함하여 구성된다.
- [0034] 상기 송신 신호는 제어부(30)의 제어에 따라 미리 설정된 음속도를 갖는 송신 신호이거나, 상기 반사파의 실제 음속도를 추정하여 결정된 최적 음속도를 갖는 송신 신호이다.
- [0035] 상기 초음파 수신부(14)는 상기 초음파 송신부(28)로부터 발생된 초음파 빔이 상기 초음파 프로브(12)를 통해 피검자의 인체로 방출된 후, 상기 피검자의 인체 내조직으로부터 반사된 반사파를 수신하여 빔 집속부(16)로 전달한다.
- [0036] 이러한 초음파 수신부(14)는 상기 초음파 프로브(12)로부터 전달받은 상기 반사파를 전기 신호(이하 '수신 신호'라 칭함)로 변환하는 수신 빔 포머(미도시)를 포함하여 구성된다.
- [0037] 상술한 송신 빔 포머 및 수신 빔 포머는 일반적으로 디지털과 아날로그 두 가지 형태의 빔 포머 회로가 사용된다.

- [0038] 이러한 두 가지 형태의 빔 포머는 간혹 공통 하드웨어 블록을 공유하는 경우도 있으며, 두 형태 모두 다수 개의 적절한 채널(보통 32개 이상)을 필요로 한다.
- [0039] 상기 빔 집속부(16)는 상기 수신 신호를 집속하여 영상 처리부(18)로 전달한다.
- [0040] 상기 영상 처리부(18)는 상기 빔 집속부(16)를 통해 수신된 수신 신호에 근거하여 초음파 영상 데이터(이하 '1차 초음파 영상 데이터'라 칭함)를 생성하고 처리한다.
- [0041] 도 2는 도 1에 도시된 영상 처리부의 상세 블록 구성도이다.
- [0042] 도 2를 참조하면, 상기 영상 처리부(18)는 영상 추출 모듈(18a) 및 영상 생성 모듈(18b)을 포함하여 구성된다.
- [0043] 상기 영상 추출 모듈(18a)은 상기 빔 집속부(16)로부터 집속된 소정의 음속도를 갖는 수신 신호를 다수 개(예컨대, n 개)로 분할하여 각각의 영상 신호를 추출한다.
- [0044] 본 발명에서는 설명의 용이함을 위하여, 상기 초음파 프로브(12)로부터 방출된 초음파의 음속도를 1400m/s 내지 1590m/s로 가정하고, 상기 영상 추출 모듈(18a)에서는 이와 같은 음속도를 갖는 수신 신호를 10m/s 단위로 분할하여 20개의 수신 신호로부터 20 프레임(frame)의 초음파 영상 신호를 추출하는 것으로 가정한다.
- [0045] 상기 영상 생성 모듈(18b)은 상기 영상 추출 모듈(18b)로부터 추출된 20개의 영상 신호에 기초하여 20프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 생성한다.
- [0046] 이와 같이 생성된 20프레임의 1차 초음파 영상 데이터는 제어부(30)의 메모리 컨트롤러(30a)를 통해 저장부(22)에 룩업 테이블(look-up table)(22a) 형태로 저장된다.
- [0047] 또한, 상기 영상 처리부(18)는, 후술될 음속도 결정부(20)에서 상기 다수 프레임 중 최적 프레임이 결정되면, 상기 최적 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 모폴로지 윤곽 추출법으로 윤곽을 추출하여 2차 초음파 영상 데이터를 생성하고 처리한다.
- [0048] 음속도 결정부(20)는 상기 다수의 1차 초음파 영상 데이터를 이용하여, 인체 내조직으로부터 반사된 반사파의 실제 음속도를 실시간으로 추정하여 최적 음속도를 결정한다.
- [0049] 이를 위해, 상기 음속도 결정부(20)는 2가지 동작 모드로 작동된다.
- [0050] 제1 동작 모드는 최적 블록 선택 모드로, 상기 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터 중 하나를 다수의 블록으로 분할하여 각 블록의 1차 초음파 영상 데이터를 비교 분석하여 최적 블록을 선택하는 모드이다.
- [0051] 제2 동작 모드는 최적 프레임 선택 모드로, 상기 제1 동작 모드에서 선택된 최적 블록의 위치와 동일한 위치의 블록을 나머지 프레임에 적용하여 각 프레임의 최적 블록으로 결정하고, 상기 다수 프레임의 각 최적 블록의 1차 초음파 영상 데이터를 비교 분석하여 최종적으로 최적 프레임을 선택하는 모드이다.
- [0052] 상기 음속도 결정부(20)는 상기 제1 및 제2 동작모드에 의해 최종 선택된 최적 프레임의 음속도를 실제 음속도로 추정하여 이를 최적 음속도로 결정하게 된다.
- [0053] 도 3은 도 1에 도시된 음속도 결정부의 상세 블록 구성도이다.
- [0054] 도 3을 참조하면, 상기 음속도 결정부(20)는 영상 분할 모듈(20a), 윤곽 추출 모듈(20b), 영상 분석 모듈(20c), 영상 비교 모듈(20d) 및 음속도 결정 모듈(20e)을 포함하여 구성된다.
- [0055] 먼저, 제1 동작 모드에서의 동작을 살펴보면 다음과 같다.
- [0056] 상기 영상 분할 모듈(20a)은 상기 저장부(22)에 저장된 20프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 독출한 후, 1번~20번 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 각 프레임마다 동일한 분할 매트릭스(예컨대, $N \times M$)를 적용하여 분할한다.
- [0057] 도 4는 도 3에 도시된 영상 분할 모듈에 따른 1차 초음파 영상 데이터 분할의 일례를 설명하기 위한 도면이고, 도 5는 도 4에 도시된 1번 프레임의 최적 블록 선택과 상기 최적 블록을 다수의 프레임에 적용하는 것을 설명하기 위한 도면이다.
- [0058] 설명의 용이함을 위해, 본 실시예에 따른 상기 영상 분할 모듈(20a)은 1번~20번 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 3×2 개로 분할하는 것으로 가정한다.
- [0059] 그러면, 도 4에 도시된 바와 같이 1번~20번 프레임의 1차 초음파 영상 데이터는 상기 영상 분할 모듈(20a)에 의

해 각각 6개의 블록(예컨대, 1번 프레임의 경우, b_{1-1} , b_{1-2} , b_{1-3} , ..., b_{1-6})으로 분할되며, 각 프레임의 각 블록에 대한 위치좌표를 프레임 번호와 함께 상기 저장부(22)의 룩업 테이블(22a)에 기록하여 저장한다.

[0060] 상기 윤곽 추출 모듈(20b)은 상기 영상 분할 모듈(20a)에 의해 6개의 블록으로 분할된 1번 프레임의 1차 초음파 영상 데이터에 각 블록마다 모폴로지 윤곽 추출법에 의해 윤곽을 추출하여 재구성된 블록 초음파 영상 데이터(이하 '블록 영상 데이터'라 칭함)를 생성하고, 각 블록에 해당하는 6개의 블록 영상 데이터를 상기 저장부(22)의 룩업 테이블(22a)에 기록하여 저장한다.

[0061] 상기 영상 분석 모듈(20c)은 1번 프레임의 각 블록에 대한 블록 영상 데이터를 분석한다.

[0062] 도 5에 도시된 것처럼, 상기 영상 분석 모듈(20c)은 상기 저장부(22)에 저장된 1번 프레임의 6개 블록에 대한 각 블록 영상 데이터를 독출한 후, 각 블록 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값을 산출하여 각 블록 영상 데이터를 수치화한다.

[0063] 또한, 상기 6개 블록의 휘도 값의 평균을 구해 1번 프레임의 전체 휘도 값을 산출한다. 상기 전체 휘도 값은 후술될 모폴로지 윤곽 추출법에 의한 윤곽 추출 시, 적용될 프레임의 전체 휘도 값에 따라 적용될 구성함수를 선택하는데 사용된다.

[0064] 즉, 모폴로지 윤곽 추출법을 적용할 프레임이 너무 밝거나 어두우면 윤곽을 추출하기가 어려우므로, 모폴로지 윤곽 추출법을 적용하기 전 적용될 프레임에 일종의 가중치 매트릭스(구성함수)를 두어 프레임 전체의 휘도를 조절할 수 있게 한다.

[0065] 이렇게 수치화된 1번 프레임의 6개 블록의 휘도 값과 고주파 성분 값, 그리고 1번 프레임의 전체 휘도 값을 상기 저장부(22)의 룩업 테이블(22a)에 기록하여 저장한다.

[0066] 상기 영상 비교 모듈(20d)은 수치화된 1번 프레임의 6개의 블록 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값을 비교하여 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값에 해당하는 1번 프레임의 최적 블록 영상 데이터를 음속도 결정 모듈(20e)로 전달한다.

[0067] 상기 음속도 결정 모듈(20e)은 상기 영상 비교 모듈(20d)로부터 전달된 1번 프레임의 최적 블록 영상 데이터에 해당하는 블록을 1번 프레임의 최적 블록으로 선택하고, 상기 1번 프레임의 최적 블록의 위치좌표를 상기 저장부(22)의 룩업 테이블(22a)에 기록하여 저장한다.

[0068] 상술한 바와 같이, 제1 동작 모드에서 1번 프레임의 최적 블록이 선택되었다.

[0069] 그 다음, 제2 동작 모드에서의 동작을 살펴보면 다음과 같다.

[0070] 상기 윤곽 추출 모듈(20b)은 상기 제1 동작 모드에서 선택된 1번 프레임의 최적 블록의 위치좌표와 동일한 위치의 블록을 나머지 프레임인 2번~20번 프레임의 최적 블록으로 적용한다.

[0071] 2~20번 프레임의 최적 블록마다 모폴로지 윤곽 추출법에 의해 윤곽을 추출하여 재구성된 2번~20번 프레임의 최적 블록 영상 데이터를 생성하고, 이를 상기 저장부(22)의 룩업 테이블(22a)에 기록하여 저장한다.

[0072] 상기 영상 분석 모듈(20c)은 1번~20번 프레임의 최적 블록 영상 데이터를 분석한다.

[0073] 구체적으로, 상기 영상 분석 모듈(20c)은 상기 저장부(22)에 저장된 1번~20번 프레임의 각 최적 블록에 대한 최적 블록 영상 데이터를 독출한 후, 각 최적 블록 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값을 산출하여 각 최적 블록 영상 데이터를 수치화한다.

[0074] 이렇게 수치화된 1번~20번 프레임의 각 최적 블록 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값을 상기 저장부(22)의 룩업 테이블(22a)에 기록하여 저장한다.

[0075] 상기 영상 비교 모듈(20d)은 수치화된 1번~20번 프레임 각 최적 블록 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값을 비교하여 최대 휘도 값과 최대 고주파 성분 값에 해당하는 프레임의 최적 블록 영상 데이터를 음속도 결정 모듈(20e)로 전달한다.

[0076] 상기 음속도 결정 모듈(20e)은 상기 영상 비교 모듈(20d)로부터 전달된 프레임의 최적 블록 영상 데이터에 해당하는 프레임을 최적 프레임으로 선택하고, 상기 최적 프레임의 최적 블록 영상 데이터의 음속도를 상기 반사파의 실제 음속도로 추정하여 최적 음속도로 결정한다.

[0077] 상술한 바와 같이, 제2 동작 모드에서 최적 블록 영상 데이터를 갖는 최적 프레임이 선택되며, 이로부터 최적

음속도가 결정되는 것이다.

[0078] 상기 윤곽 추출 모듈(20b)의 제1 및 제2 동작 모드에서 사용된 모폴로지 윤곽 추출법에 의한 영상 재구성 방법을 상세히 설명하기 위해 하기의 모폴로지 연산 수식들이 참조된다:

수학식 1

$$[0079] \quad (f \ominus b)(x) = \min_{z-x \in D_f, z \in D_b} \{f(z-x) - b(z)\}$$

수학식 2

$$[0080] \quad (f \oplus b)(x) = \min_{z-x \in D_f, z \in D_b} \{f(z-x) + b(z)\}$$

수학식 3

$$[0081] \quad (f \circ b) = (f \ominus b) \oplus b$$

수학식 4

$$[0082] \quad (f \bullet b) = (f \oplus b) \ominus b$$

수학식 5

$$[0083] \quad E_d(f) = (f \oplus b) - f$$

수학식 6

$$[0084] \quad E_e(f) = f - (f \ominus b)$$

수학식 7

$$[0085] \quad E_o(f) = f - (f \circ b)$$

수학식 8

$$[0086] \quad E_c(f) = (f \bullet b) - f$$

수학식 9

[0087]
$$E_f(f) = (((f \circ b) \bullet b) \circ b) - (((f \circ b) \bullet b) \circ b) \oplus b$$

수학식 10

[0088]
$$E_f(f) = (((f \bullet b) \circ b) \bullet b) \ominus b - (((f \bullet b) \circ b) \bullet b)$$

수학식 11

[0089]
$$F(x) = \{f(z-x) \times k(z)\}$$

수학식 12

[0090]
$$Cal_Lum = \{f(z-x-m) / (pix_cnt_t / m)\}$$

수학식 13

[0091]
$$Block_sum_n = \{f(z-x-m) / (pix_cnt_bn / m)\}$$

[0092] 상기 수식들은 그레이스케일 영상의 모폴로지 연산 방법을 1차원 함수를 이용하여 나타낸 것이다.

[0093] 여기서, f는 그레이스케일 입력 영상을 나타내고, b는 모폴로지 연산의 결과를 조절하는 그레이 스케일 구성 요소(gray scale structuring element)이다.

[0094] 그리고, f(z-x)는 픽셀의 그레이 스케일 값을 나타내며, b(z)는 구성함수(structuring function)이다.

[0095] 이때, 상기 구성함수 b(z)는 특정 형태의 구성 함수를 이용하여 최대값/최소값 필터 구현할 수 있다. 예를 들어, 침식 연산은 최소값 필터(minimum filter) 역할을 하며, 팽창 연산은 최대값 필터(maximum filter) 역할을 한다.

[0096] 한편, E_d(f), E_e(f), E_o(f), E_c(f)는 각각 이미지를 팽창, 침식, 열림, 닫힘 연산을 하여 얻어진 이미지 값을 함수로 나타낸 것이다.

[0097] 보다 자세하게, 수식 (1)은 모폴로지 연산 중 침식 연산(erosion operation)을 나타내는 것으로, 일반적으로 침식 연산은 영상 내에서 객체 영역을 깎아 내는 효과를 내며, 결과적으로 객체의 크기를 축소시키는데 이용된다.

[0098] 수식 (2)는 모폴로지 연산 중 팽창 연산(dilation operation)을 나타내는 것으로, 일반적으로 팽창 연산은 미소 구멍을 채우는 방식으로 객체 영역을 확장시키는 효과를 나타내며, 결과적으로 객체의 크기를 확대시키는데 이용된다.

[0099] 수식 (3)은 모폴로지 연산 중 열림 연산(opening operation)을 나타내는 것으로, 일반적으로 열림 연산은 객체의 외곽선을 부드럽게 만들어주며, 가늘고 돌출한 부위를 제거해주는 효과를 낸다. 따라서, 열림 연산은 때때로 잡음을 제거하거나, 객체를 분리시키는데 유용하다.

[0100] 수식(4)은 모폴로지 연산 중 닫힘 연산(closing operation)을 나타내는 것으로, 일반적으로 상술한 열림 연산과는 반대로 가늘게 패인 부분을 채워주는 효과를 나타낸다. 따라서, 닫힘 연산은 객체를 결합시키는데 유용하다.

[0101] 상술한 바와 같이, 침식과 열림 연산은 이미지를 날카롭게 만들 수 있으며, 팽창과 닫힘은 이미지를 확장시킬

수 있다. 따라서, 이러한 모폴로지 연산의 성질을 적절히 이용하여 효과적인 윤곽을 만들어 낼 수 있다.

- [0102] 수식 (5)와 (6)을 초음파 영상 데이터에 적용하면, 객체의 윤곽을 추출하는데 효과적이나, 노이즈가 생길 수 있고, 수식 (7)과 (8)을 초음파 영상에 적용하면, 객체의 윤곽을 추출하는데 약하나 노이즈를 제거할 수 있다.
- [0103] 상기에 언급한 바와 같은 침식, 팽창, 닫기 및 열기 연산을 적절히 사용하여 초음파 영상 데이터의 윤곽을 효과적으로 추출할 수 있다.
- [0104] 초음파 영상 데이터의 효과적인 윤곽 추출에 의한 최적의 초음파 영상 데이터를 얻기 위해, 본 발명의 일 실시예에서는 상기 수식(1) 내지 (8)을 적절히 이용하여 연산된 최적 초음파 영상 데이터를 수식 (9)와 (10)의 함수로 나타내었다.
- [0105] 수식 (9)에 따른 최적 초음파 영상 데이터의 모폴로지 윤곽 추출법을 살펴보면, 먼저, 초음파 영상 데이터에 모폴로지 연산의 열림(가늘고 돌출한 부위를 제거)->단힘(가늘게 패인 부분을 채움)->열림(노이즈 제거) 연산을 차례로 수행하여 노이즈가 제거된 제1 모폴로지 영상 데이터를 생성한 후 저장한다.
- [0106] 이와 동시에, 상기 제1 모폴로지 영상 데이터에 다시 모폴로지 연산 중 팽창 연산을 수행하여 제2 모폴로지 영상 데이터를 생성한 후 저장한다.
- [0107] 그런 다음, 상기 제1 및 제2 모폴로지 영상 데이터를 독출한 후, 상기 제1 모폴로지 영상 데이터에서 상기 제2 모폴로지 영상 데이터를 뺀 차영상을 구하면, 피검자의 내조직의 초음파 영상 데이터에 대한 윤곽을 효과적으로 추출할 수 있다.
- [0108] 수식 (9)와 반대로, 수식 (10)에 따른 최적 초음파 영상 데이터의 모폴로지 윤곽 추출법을 살펴보면, 먼저, 초음파 영상 데이터에 모폴로지 연산의 단힘(가늘게 패인 부분을 채움)->열림(노이즈 제거)->단힘(가늘게 패인 부분을 채움) 연산을 차례로 수행하여 노이즈가 제거된 제1 모폴로지 영상 데이터를 생성한 후 저장한다.
- [0109] 이와 동시에, 상기 제1 모폴로지 영상 데이터에 다시 모폴로지 연산 중 침식 연산을 수행하여 제2 모폴로지 영상 데이터를 생성한 후 저장한다.
- [0110] 그런 다음, 상기 제1 및 제2 모폴로지 영상 데이터를 독출한 후, 상기 제2 모폴로지 영상 데이터에서 상기 제1 모폴로지 영상 데이터를 뺀 차영상을 구하면, 피검자의 내조직의 초음파 영상 데이터에 대한 윤곽을 효과적으로 추출할 수 있다.
- [0111] 한편, 수식 (11)은 그레이스케일 영상에 가중치 매트릭스를 곱해 전체 휘도 값 및 고주파 성분 값을 조절하여 나타낸 이미지 값을 함수로 나타낸 것이다. 여기서, $k(z)$ 가 가중치 매트릭스이다.
- [0112] 수식 (12)는 그레이스케일 영상 전체 휘도 값을 구하기 위한 수식이며, 수식 (13)은 n 개로 분할된 그레이스케일 영상의 블록별 고주파 성분 값을 구하기 위한 수식이다. 여기서, pix_cnt_t 는 전체 그레이스케일 영상의 픽셀 값이고, pix_cnt_bn 은 블록의 픽셀 값이며, m 은 픽셀 폭을 나타내는 상수이다.
- [0113] 이러한 모폴로지 윤곽 추출법은 상기 윤곽 추출 모듈(20b)의 제1 및 제2 동작 모드에서 동일하게 적용된다.
- [0114] 다시 도 1로 돌아와서, 상기 저장부(22)는 상기 영상 처리부(18)와 상기 음속도 결정부(20)에 의해 생성된 다수의 1차 초음파 영상 데이터, 1차 초음파 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값, 다수의 블록 영상 데이터 및 상기 다수의 블록 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값, 평균 휘도값에 따른 가중치 및 그에 따른 모폴로지 매트릭스 등 각종 데이터들을 저장한다. 또한, 상기 저장부(22)는 이러한 데이터들이 룩업 테이블(22a)의 형태로 작성되어 저장될 수 있다.
- [0115] 상기 데이터 출력부(24)는 상기 영상 처리부(18)에서 최적 프레임의 1차 초음파 영상 데이터에 모폴로지 윤곽 추출법을 적용하여 생성된 2차 초음파 영상 데이터를 출력한다.
- [0116] 이러한 데이터 출력부(24)에서는 상기 음속도 결정부(20)에서 인체 내조직에 따른 실제 음속도를 실시간으로 추정하여 결정된 최적 음속도를 갖는 2차 초음파 영상 데이터를 출력하므로 우수한 화질의 초음파 영상을 실시간으로 모니터링 할 수 있다.
- [0117] 상기 데이터 출력부(24)로는 모니터가 사용된다.
- [0118] 상기 인터페이스(26)는 제어부(30)의 제어에 따라 상기 초음파 송신부(28)로 제어신호를 전달한다.
- [0119] 상기 인터페이스(26)를 통해 제어부(30)에서 초음파 송신부(28)로 전달되는 제어 신호는 두 가지이다.

- [0120] 하나는 초음파 송신부(28)가 상기 제어부(30)에서 미리 설정된 음속도로 송신 신호를 생성하도록 하는 제어 신호이며, 다른 하나는 초음파 송신부(28)가 상기 음속도 결정부(20)로부터 결정된 최적 음속도로 송신 신호를 생성하도록 하는 제어 신호이다.
- [0121] 상기 제어부(30)는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1)를 전반적으로 제어한다.
- [0122] 상기 제어부(30)에서의 제어는 도 6 내지 7을 참조하여 상세히 설명하기로 한다.
- [0123] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 초음파 영상 처리 방법들을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0124] 도 6을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1)의 제어부(30)는, 제어 신호에 따라 송신 신호를 생성하고, 상기 송신 신호를 초음파 빔으로 변환시켜 상기 초음파 빔이 대상으로 방출되도록 한다(S610).
- [0125] 그 다음, 상기 초음파 빔이 대상물로부터 반사되어 되돌아 오는 반사파를 수신하도록 한다(S620).
- [0126] 이렇게 수신된 반사파는 그 음속도를 소정 단위(예컨대, 10m/s)로 분할 추출하여 다수의 수신 신호로 변환하고, 상기 다수의 수신 신호로부터 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 생성하여 저장하도록 한다(S630).
- [0127] 그 다음, 상기 다수 프레임의 1차 초음파 영상 데이터 중 어느 한 프레임으로부터 최적 블록을 선택한 후, 상기 최적 블록의 위치와 동일한 위치의 블록을 상기 다수 프레임의 최적 블록으로 결정하여 최적 프레임을 선택하고 상기 최적 프레임의 음속도를 상기 반사파의 실제 음속도로 추정하여 최적 음속도로 결정하도록 한다(S640).
- [0128] 그 후, 상기 최적 프레임의 1차 초음파 영상 데이터의 윤곽을 추출하여 2차 초음파 영상 데이터를 생성하고(S650), 최종 생성된 2차 초음파 영상을 데이터 출력부에 출력하도록 한다(S660).
- [0129] 도 7은 도 6의 음속도 추정 및 결정 단계(S640)의 상세 흐름도이다.
- [0130] 도 7을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 음속도 결정하기 위해, 상기 제어부(30)는 음속도 결정부(20)가 제1 동작 모드(S641~S645)와 제2 동작모드(S646~S649)로 동작하도록 제어한다.
- [0131] 구체적으로, 상기 제어부(30)는, 저장부(22)로부터 n개 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 독출한 후(S641), 상기 n개 프레임의 1차 초음파 영상 데이터를 다수의 블록(예컨대, $N \times M$ 개의 블록)으로 분할한다(S642).
- [0132] 그 다음, 상기 n개의 1차 초음파 영상 데이터 중 n번 프레임의 $N \times M$ 개의 블록마다 모폴로지 윤곽 추출법을 적용하여 $N \times M$ 개의 블록 영상 데이터를 생성하여 저장한다(S643).
- [0133] 그 후, n번 프레임의 $N \times M$ 개의 블록 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값을 비교 분석한 후(S644), 최대 휘도 값과 고주파 성분 값을 갖는 블록을 최적 블록으로 선택하고 상기 최적 블록의 블록 영상 데이터를 n번 프레임의 최적 블록 영상 데이터로 선택한다(S645).
- [0134] 그 다음, 상기 n개 프레임의 최적 블록의 최적 블록 영상 데이터가 모두 생성되었는지를 판단한다(S646). 구체적으로, n번 프레임의 최적 블록과 동일한 위치의 블록을 나머지 프레임의 최적 블록으로 적용하기 위해 프레임 번호가 n개보다 큰 지를 판단하여 프레임 체크를 한다.
- [0135] 단계 S646에서, 만약 프레임 번호가 n보다 작다면, 상기 n번 프레임의 최적 블록과 동일한 위치의 블록을 해당 프레임의 최적 블록으로 적용하고, 상기 최적 블록에 대한 최적 블록 영상 데이터를 생성하여 저장한다(S647).
- [0136] 단계 S646에서, 만약 프레임 번호가 n보다 크다면, 단계 S645에서 생성된 n개의 프레임의 최적 블록에 대한 n개의 최적 블록 영상 데이터의 휘도 값과 고주파 성분 값을 비교 분석한 후(S948), 최대 휘도 값과 고주파 성분 값을 갖는 프레임을 최적 프레임으로 선택하고 상기 최적 프레임의 음속도를 상기 반사파의 실제 음속도로 추정하여 이를 최적 음속도로 결정한다(S649).
- [0137] 지금까지 상술한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치 및 영상 처리 방법에 따르면, 인체로 방출되는 초음파 빔이 인체 내조직으로부터 반사된 반사파의 실제 음속도를 추정하여 보다 양질의 초음파 영상 데이터를 제공할 뿐만 아니라, 음속도 추정시 다수의 초음파 영상 전체를 비교하지 않고 일부분을 선택하여 비교함으로써 초음파 영상 처리 시간을 단축시킬 수 있다.
- [0138] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시예를 참조하여 설명하였지만, 해당 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 하기의 특허 청구의 범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

부호의 설명

- [0139]
- 1: 초음파 진단 장치

12: 초음파 프로브

14: 초음파 수신부

16: 빔 집속부

18: 영상 처리부

20: 음속도 결정부

20a: 영상 분할 모듈

20b: 윤곽 추출 모듈

20c: 영상 분석 모듈

20d: 영상 비교 모듈

20e: 영상 선택 모듈

22: 저장부

24: 데이터 출력부

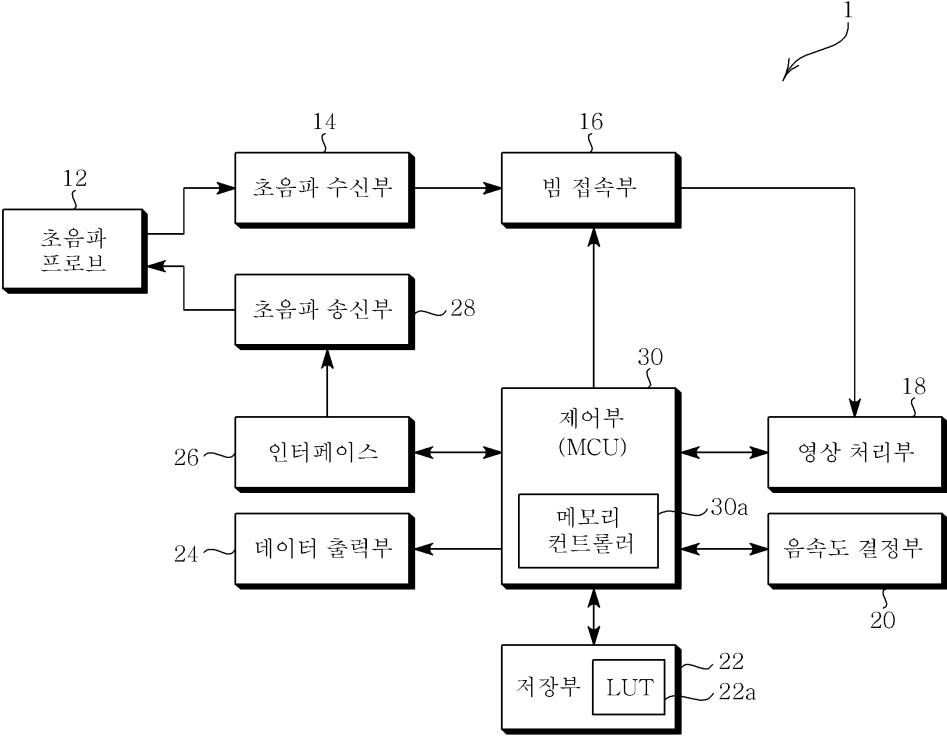
26: 인터페이스

28: 초음파 송신부

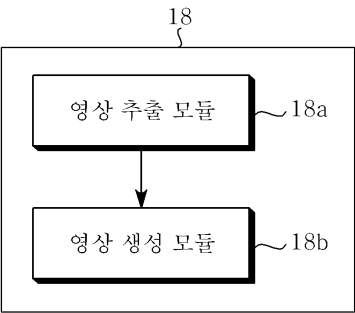
30: 제어부

도면

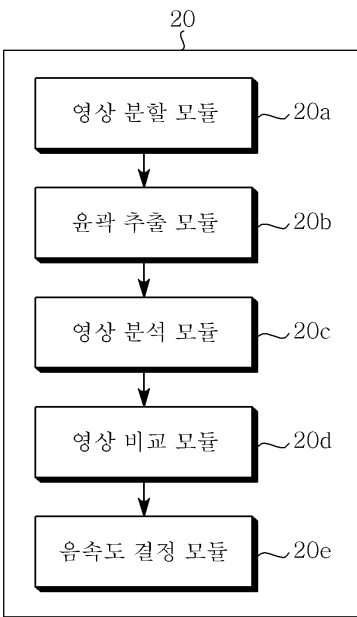
도면1



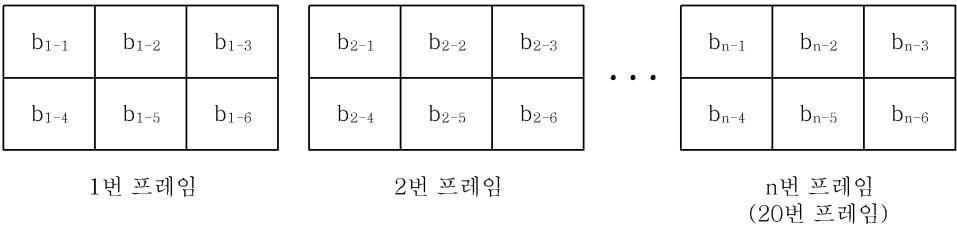
도면2



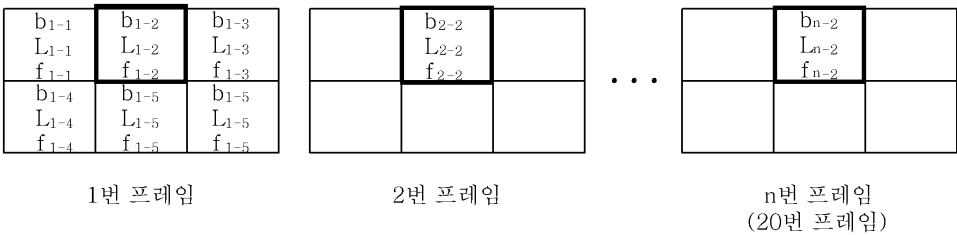
도면3



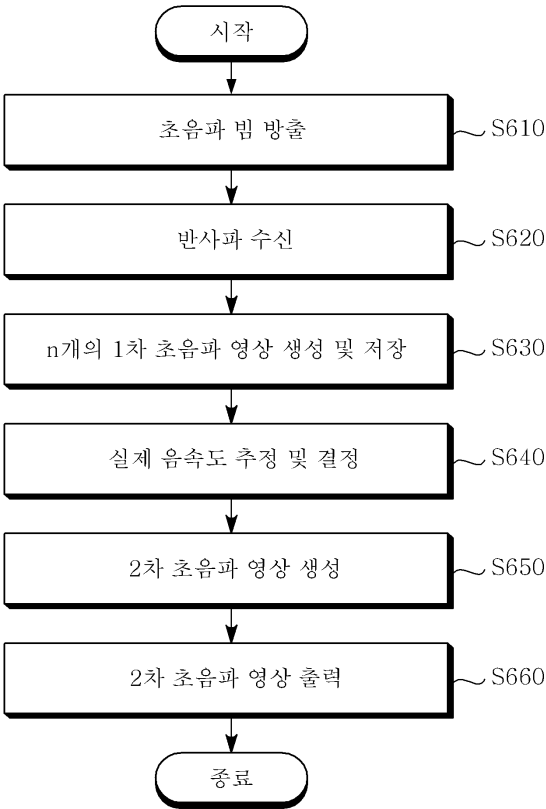
도면4



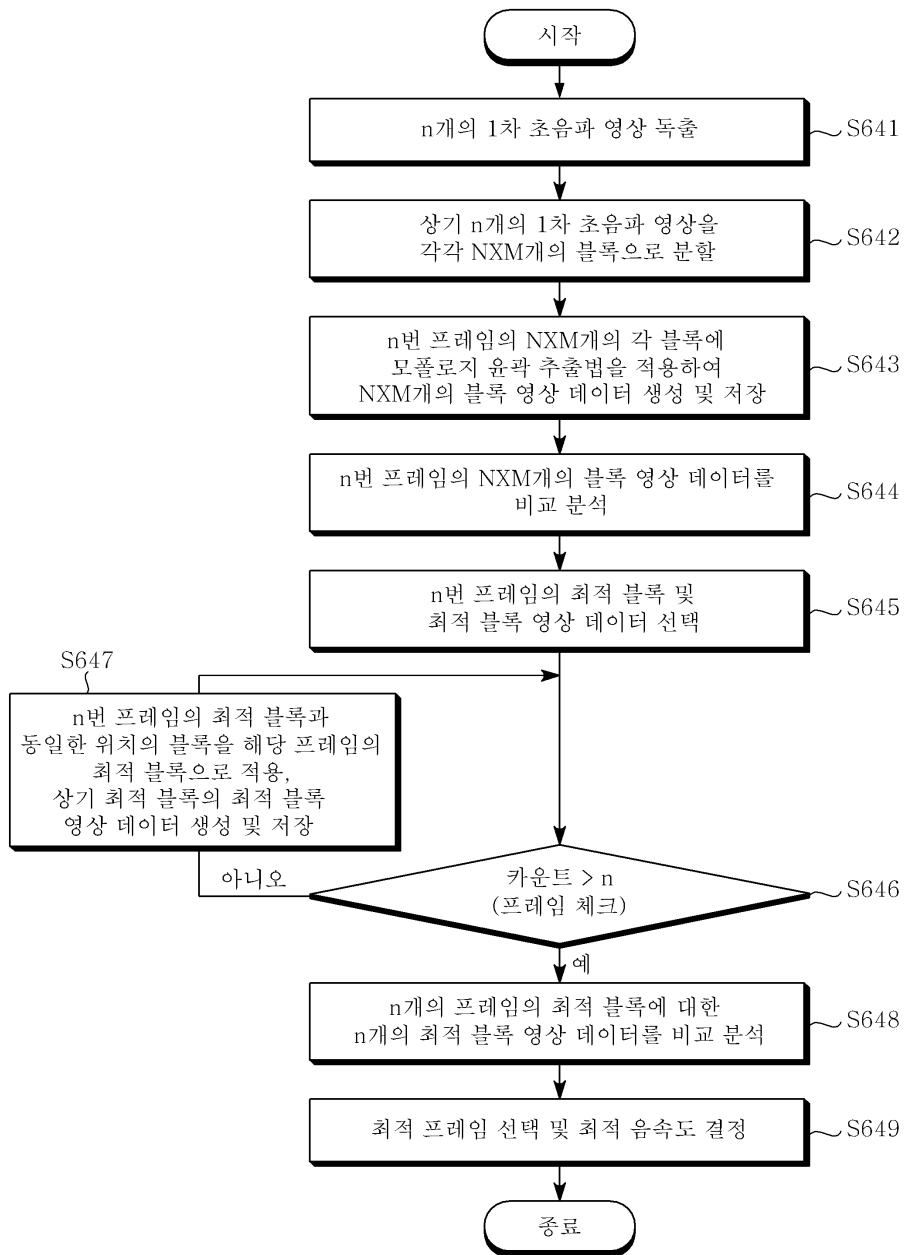
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	超声诊断装置和超声图像处理方法		
公开(公告)号	KR101109189B1	公开(公告)日	2012-01-30
申请号	KR1020100008529	申请日	2010-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	三星电机株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星机电有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星机电有限公司		
[标]发明人	KIM GYU WON 김규원 CHOI WON TAE 최원태 MIN KYOUNG JOONG 민경중		
发明人	김규원 최원태 민경중		
IPC分类号	G06T A61B A61B8/14 G06T5/00		
CPC分类号	A61B8/14		
其他公开文献	KR1020110088830A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断设备和超声图像处理方法技术领域本发明涉及超声诊断设备和超声图像处理方法，并且具有超声诊断设备包括超声波发送器将发送信号改变为超声波束，超声波探头发射超声波束并接收反射波的效果。超声波接收器从反射波产生接收信号，图像处理单元，声速从多个第一超声视频数据估计实际声速并确定为确定单元和控制单元。并且估计反射波的实际声速并提供高清晰度的超声图像，并且声速缩短估计时间。图像处理单元为接收信号创建多个第一超声视频数据并进行处理。控制单元整体上控制超声波诊断设备。

