



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년06월09일
(11) 등록번호 10-1745804
(24) 등록일자 2017년06월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01H 5/00 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
G01H 5/00 (2013.01)
A61B 8/4494 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0186137
(22) 출원일자 2015년12월24일
심사청구일자 2015년12월24일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020110096443 A*
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
서강대학교산학협력단
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)
(72) 발명자
유양모
경기도 김포시 유현로 19, 110동 707호 (풍무동, 유현마을 신동아아파트)
윤여경
대전광역시 서구 관저로 84 구봉마을 801동 504호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
장원수

전체 청구항 수 : 총 20 항

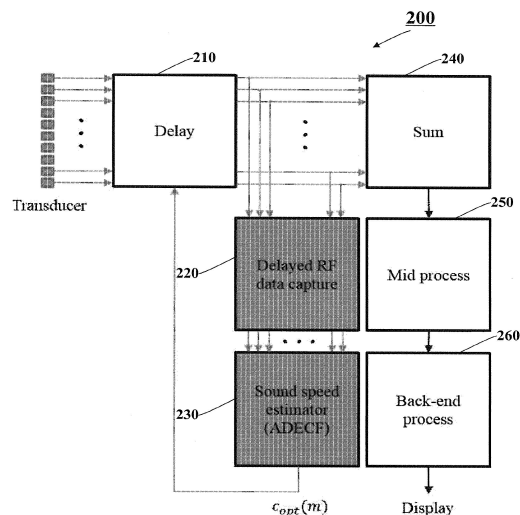
심사관 : 김기환

(54) 발명의 명칭 의료용 초음파 속도 추정 장치 및 그 추정 방법

(57) 요약

본 발명에 따른 의료용 초음파 속도 추정 방법은, 초음파 신호의 속도를 추정하고자 하는 관심 영역(ROI: Region of Interest)을 선택하는 ROI 선택 과정; 상기 ROI에 대하여 지연 시간이 적용된 RF(Radio Frequency) 데이터를 추출하는 지연 시간 RF 데이터 추출 과정; 배열 요소(array element)의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관(cross correlation)에 기반하여 제1지연 시간 오류 곡선을 추출하는 제1지연 시간 오류 곡선 추출 과정; 상기 배열 요소에 대하여 상기 제1지연 시간 오류 곡선과 초음파 신호의 속도 오류로 인한 제2지연 시간 오류 곡선과의 차이의 제곱의 합이 최소가 되는 상기 초음파 신호의 최적 속도를 연산하는 최적 속도 연산 과정을 포함하고, 초음파 신호의 상호 상관과 관련된 위상 프로파일에 의한 적응적인 속도 추정 방법에 의해 의료용 초음파 기기의 초음파 신호의 화질이 향상될 수 있다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 8/469 (2013.01)

(72) 발명자

강진범

서울특별시 성북구 오패산로 84, 703-107(
하월곡동, 래미안월곡아파트)

송일섭

경기도 성남시 중원구 둔촌대로113번길 12-12, 3
층(성남동,301호)

(56) 선행기술조사문헌

JP11503927 A*

KR1019990048190 A*

US20120134233 A1*

KR1020130114437 A*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 IITP-2015-H8601-15-1004

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터

연구사업명 ICT융합고급인력과정지원사업

연구과제명 현장진료를 위한 IT융합 휴대용 초음파 영상 시스템 개발

기 여 율 1/1

주관기관 서강대학교 산학협력단

연구기간 2015.01.01 ~ 2015.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

의료용 초음파 속도 추정 방법에 있어서,

초음파 신호의 속도를 추정하고자 하는 관심 영역(ROI: Region of Interest)을 선택하는 ROI 선택 과정;

상기 선택된 ROI에 대하여 지연 시간이 적용된 RF(Radio Frequency) 데이터를 추출하는 지연 시간 RF 데이터 추출 과정;

상기 지연 시간이 적용되어 추출된 RF 데이터로부터 획득되는 배열 요소(array element)의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관(cross correlation)에 기반하여 제1지연 시간 오류 곡선을 추출하는 제1지연 시간 오류 곡선 추출 과정; 및

상기 배열 요소에 대하여 상기 추출된 제1지연 시간 오류 곡선과 초음파 신호의 속도 오류로 인한 제2지연 시간 오류 곡선과의 차이의 제곱의 합이 최소가 되는 상기 초음파 신호의 최적 속도를 연산하는 최적 속도 연산 과정을 포함하는, 의료용 초음파 속도 추정 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 ROI 선택 과정 이전에,

복수의 트랜스듀서로부터의 각각의 초음파 신호에 지연 시간을 적용하는 시간 지연 적용 과정;

상기 지연 시간이 적용된 RF 데이터를 합산하는 RF 데이터 합산 과정; 및

상기 지연 시간이 적용되어 합산된 RF 데이터를 이용하여 상기 초음파 신호의 초기 속도를 추정하고, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도에 기반하여 초음파 신호처리를 수행하는 초음파 신호 프로세스 과정을 더 포함하는, 의료용 초음파 속도 추정 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 제1지연 시간 오류 곡선 추출 과정은,

상기 배열 요소에 대하여 상기 상호 상관의 최대가 되는 시간 지연 값을 결정하고, 상기 시간 지연 값에 기반하여 제1위상 왜곡 프로파일(제1PAP: Phase Aberration Profile)을 추출하는, 의료용 초음파 속도 추정 방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 최적 속도 연산 과정은,

상기 배열 요소에 대하여, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도와 최적 속도, 상기 초음파 신호의 스캔라인의 측위(lateral position)와 상기 배열 요소의 측위와의 차이에 기반하여 연산되는 제2PAP와 상기 제1PAP에 기반하여 연산하는, 의료용 초음파 속도 추정 방법.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 최적 속도에 기반하여 제2지연 시간이 적용된 제2RF 데이터를 추출하는 제2지연 시간 RF 데이터 추출 과정; 및

상기 제2RF 데이터에 기반하여 상기 배열 요소로부터의 신호를 합산하여 빔 집속(beam forming)을 수행하는 빔

집속 과정을 더 포함하는, 의료용 초음파 속도 추정 방법.

청구항 6

의료용 초음파 속도 추정 방법에 있어서,

복수의 트랜스듀서로부터의 각각의 초음파 신호에 지연 시간을 적용하는 시간 지연 적용 과정;

상기 지연 시간이 적용된 각각의 초음파 신호에 대하여 상기 지연 시간이 적용된 RF(Radio Frequency) 데이터를 추출하는 지연 시간 RF 데이터 추출 과정; 및

상기 지연 시간이 적용되어 추출된 RF 데이터로부터 획득되는 상기 복수의 트랜스듀서의 각각의 배열 요소(array element)의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관(cross correlation)에 기반하는 제1지연 시간 및 상기 배열 요소에 대하여 상기 제1지연 시간과 초음파 신호의 속도 오류로 인한 제2지연 시간과의 차이에 기반하여, 상기 초음파 신호의 최적 속도를 연산하는 최적 속도 연산 과정을 포함하는, 의료용 초음파 속도 추정 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 시간 지연 적용 과정과 상기 지연 시간 RF 데이터 추출 과정 사이에,

상기 지연 시간이 적용된 RF 데이터를 합산하는 RF 데이터 합산 과정;

상기 지연 시간이 적용되어 합산된 RF 데이터를 이용하여 상기 초음파 신호의 초기 속도를 추정하고, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도에 기반하여 초음파 신호처리를 수행하는 초음파 신호 프로세스 과정; 및

초음파 신호의 속도를 추정하고자 하는 관심 영역(ROI: Region of Interest)을 선택하는 ROI 선택 과정을 더 포함하는, 의료용 초음파 속도 추정 방법.

청구항 8

제6항에 있어서,

상기 최적 속도 연산 과정은,

상기 배열 요소에 대하여 상기 상호 상관이 최대가 되는 시간 지연 값을 결정하고, 상기 시간 지연 값에 기반하여 제1위상 왜곡 프로파일(제1PAP: Phase Aberration Profile)를 추출하는 제1지연 시간 오류 곡선 추출 과정을 포함하는, 의료용 초음파 속도 추정 방법.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 최적 속도 연산 과정은,

상기 배열 요소에 대하여, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도와 최적 속도, 상기 초음파 신호의 스캔라인의 측위(lateral position)와 상기 배열 요소의 측위와의 차이에 기반하여 연산되는 제2PAP와 상기 제1PAP에 기반하여 최적 속도를 연산하는, 의료용 초음파 속도 추정 방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 최적 속도에 기반하여 제2지연 시간이 적용된 제2RF 데이터를 추출하는 제2지연 시간 RF 데이터 추출 과정; 및

상기 제2RF 데이터에 기반하여 상기 배열 요소로부터의 신호를 합산하여 빔 집속(beam forming)을 수행하는 빔 집속 과정을 더 포함하는, 의료용 초음파 속도 추정 방법.

청구항 11

의료용 초음파 속도 추정 장치에 있어서,

초음파 신호를 수신하는 복수의 트랜스듀서; 및

상기 초음파 신호의 속도를 추정하고자 하는 관심 영역(ROI: Region of Interest)을 선택하고, 상기 선택된 ROI에 대하여 지연 시간이 적용된 RF(Radio Frequency) 데이터를 추출하고, 상기 지연 시간이 적용되어 추출된 RF 데이터로부터 획득되는 상기 복수의 트랜스듀서의 각각의 배열 요소(array element)의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관(cross correlation)에 기반하여 제1지연 시간 오류 곡선을 추출하고, 상기 배열 요소에 대하여 상기 추출된 제1지연 시간 오류 곡선과 초음파 신호의 속도 오류로 인한 제2지연 시간 오류 곡선과의 차이의 제곱의 합이 최소가 되는 상기 초음파 신호의 최적 속도를 연산하는 제어부를 포함하는, 의료용 초음파 속도 추정 장치.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 ROI를 선택하기 이전에,

상기 복수의 트랜스듀서로부터의 각각의 초음파 신호에 지연 시간을 적용하고, 상기 지연 시간이 적용된 RF 데이터를 합산하고, 상기 지연 시간이 적용되어 합산된 RF 데이터를 이용하여 상기 초음파 신호의 초기 속도를 추정하고, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도에 기반하여 초음파 신호처리를 수행하는, 의료용 초음파 속도 추정 장치.

청구항 13

제11항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 제1지연 시간 오류 곡선을 추출하는 것과 관련하여, 상기 배열 요소에 대하여 상기 상호 상관이 최대가 되는 시간 지연 값을 결정하고, 상기 시간 지연 값에 기반하여 제1위상 왜곡 프로파일(제1PAP: Phase Aberration Profile)를 추출하는, 의료용 초음파 속도 추정 장치.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 최적 속도를 연산하는 것과 관련하여, 상기 배열 요소에 대하여, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도와 최적 속도, 상기 초음파 신호의 스캔라인의 측위(lateral position)와 상기 배열 요소의 측위와의 차이에 기반하여 연산되는 제2PAP와 상기 제1PAP에 기반하여 최적 속도를 연산하는, 의료용 초음파 속도 추정 장치.

청구항 15

제14항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 최적 속도에 기반하여 제2지연 시간이 적용된 제2RF 데이터를 추출하고, 상기 제2RF 데이터에 기반하여 상기 배열 요소로부터의 신호를 합산하여 빔 집속(beam forming)을 수행하는, 의료용 초음파 속도 추정 장치.

청구항 16

의료용 초음파 속도 추정 장치에 있어서,

복수의 트랜스듀서로부터의 각각의 초음파 신호에 지연 시간을 적용하는 시간 지연 제어부;

상기 지연 시간이 적용된 각각의 초음파 신호에 대하여 상기 지연 시간이 적용된 RF(Radio Frequency) 데이터를 추출하는 지연 시간 RF 데이터 추출부; 및

상기 지연 시간이 적용되어 추출된 RF 데이터로부터 획득되는 상기 복수의 트랜스듀서의 각각의 배열 요소(array element)의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관(cross correlation)에 기반하는 제1지연 시간 및 상기 배

열 요소에 대하여 상기 제1지연 시간과 초음파 신호의 속도 오류로 인한 제2지연 시간과의 차이에 기반하여, 상기 초음파 신호의 최적 속도를 연산하는 최적 속도 연산부를 더 포함하는, 의료용 초음파 속도 추정 장치.

청구항 17

제16항에 있어서,

상기 지연 시간이 적용된 RF 데이터를 합산하는 RF 데이터 합산부;

상기 지연 시간이 적용되어 합산된 RF 데이터를 이용하여 상기 초음파 신호의 초기 속도를 추정하는 미드(Mid) 프로세스를 수행하는 미드 프로세서; 및

상기 초음파 신호의 초기 추정 속도에 기반하여 초음파 신호처리를 수행하는 백 엔드(Back-end) 프로세스를 수행하여 백 엔드 프로세싱된 초음파 신호를 디스플레이부로 출력하는 백 엔드 프로세서를 포함하는, 의료용 초음파 속도 추정 장치.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 최적 속도 연산부는,

상기 배열 요소에 대하여 상기 상호 상관이 최대가 되는 시간 지연 값을 결정하고, 상기 시간 지연 값에 기반하여 제1위상 왜곡 프로파일(제1PAP: Phase Aberration Profile)를 추출하는, 의료용 초음파 속도 추정 장치.

청구항 19

제18항에 있어서,

상기 최적 속도 연산부는,

상기 배열 요소에 대하여, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도와 최적 속도, 상기 초음파 신호의 스캔라인의 측위(lateral position)와 상기 배열 요소의 측위와의 차이에 기반하여 연산되는 제2PAP와 상기 제1PAP에 기반하여 최적 속도를 연산하는, 의료용 초음파 속도 추정 장치.

청구항 20

제19항에 있어서,

상기 지연 시간 RF 데이터 추출부는, 상기 최적 속도에 기반하여 제2지연 시간이 적용된 제2RF 데이터를 추출하고,

상기 RF 데이터 합산부는, 상기 제2RF 데이터에 기반하여 상기 배열 요소로부터의 신호를 합산하여, 상기 합산된 신호에 의해 빔 집속(beam forming)이 수행되는, 의료용 초음파 속도 추정 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 의료용 초음파 속도 추정 장치 및 그 추정 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파(ultra sound wave) 기기는 내부의 물체의 형상을 촬영하는 용도로 주로 사용된다. 이와 관련하여, 초음파 기기는 의료용으로 진단 목적으로 널리 사용되고 있다.

[0003] 한편, 이러한 초음파 기기를 이용하여 촬영된 의료용 초음파 영상에서 정확한 진단을 위해서는 공간 해상도를 향상시키는 것이 무엇보다도 중요하다.

[0004] 일반적으로 초음파 수신 집속 시 인체 내 초음파 진행속도를 1540m/s의 일정한 속도로 가정한다. 그러나 인체 내 초음파 속도는 인체조직의 종류에 따라 약 1400m/s부터 1650m/s를 갖는다. 이러한 실제의 초음파 속도와 수신 집속 시 사용되는 초음파 속도의 차이로 인해 위상 왜곡(phase aberration)이 발생하고, 이로 인하여 빔집

속 성능의 저하가 야기된다.

- [0005] 이러한 문제를 해결하기 위해서 보정 방법(correction method)들을 고려할 수 있다. 이러한, 초음파 기기 또는 다른 기기에서 시간 지연에 따른 위상 왜곡을 해결하는 것과 관련하여 인용 문헌 1(대한민국 공개특허공보 제 10-2011-0096433호)와 인용 문헌 2(미국 특허출원공개공보 US2012/0134233호)를 고려할 수 있다. 하지만, 상기 인용 문헌 1은 포인터의 드래그 입력에 따라 선택 영역이 지정되고, 선택 영역의 깊이값(depth) 변경 입력을 수신하여, 선택 영역의 깊이값을 추출하고, 변경된 깊이값에 기초한 3D 영상을 표시할 뿐이다. 따라서, 깊이값에 기초하여 3D 영상을 표시한다는 점에서 공통점이 있을 뿐, 초음파 기기에서의 시간 지연에 따른 위상 왜곡과 직접적인 관련성은 없다. 또한, 상기 인용 문헌 2는 복수의 트랜스듀서 배열에서 복수의 타겟 영역으로의 초음파 신호에 대한 지연 프로파일(delay profile)을 고려할 뿐이다. 따라서, 복수의 트랜스듀서 배열에서 인체 내의 하나의 타겟 영역으로 초음파 신호를 전송하는 빔 집속 상황에서 인체 조직의 종류에 따른 위상 왜곡을 해결할 수 없다는 문제점이 있다. 또한, 복수의 트랜스듀서를 구비하는 초음파 기기에서 초음파 신호들은 생성하고자 하는 주사선 주변에서 들어오는 신호나 잡음에 영향을 많이 받아 신뢰성이 낮다는 문제점이 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0006] 본 발명은 이러한 종래의 문제점을 해결하기 위한 것으로, 초음파 신호의 왜곡을 보정하는 적응적인 속도 추정 방법을 제공하는 데에 그 목적이 있다.
- [0007] 또한, 본 발명에 따르면, 적응적인 속도 추정 방법 및 이에 따른 빔 집속을 수행하는 방법을 제공하는 데에 다른 목적이 있다.

과제의 해결 수단

- [0008] 이와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 초음파 속도 추정 방법은, 초음파 신호의 속도를 추정하고자 하는 관심 영역(ROI: Region of Interest)을 선택하는 ROI 선택 과정; 상기 ROI에 대하여 지연 시간이 적용된 RF(Radio Frequency) 데이터를 추출하는 지연 시간 RF 데이터 추출 과정; 배열 요소(array element)의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관(cross correlation)에 기반하여 제1지연 시간 오류 곡선을 추출하는 제1지연 시간 오류 곡선 추출 과정; 상기 배열 요소에 대하여 상기 제1지연 시간 오류 곡선과 초음파 신호의 속도 오류로 인한 제2지연 시간 오류 곡선의 차이의 제곱의 합이 최소가 되는 상기 초음파 신호의 최적 속도를 연산하는 최적 속도 연산 과정을 포함하고, 초음파 신호의 상호 상관과 관련된 위상 프로파일에 의한 적응적인 속도 추정 방법에 의해 의료용 초음파 기기의 초음파 신호의 화질이 향상될 수 있다.
- [0009] 일 실시예에 따르면, 상기 의료용 초음파 속도 추정 방법은, 복수의 트랜스듀서로부터의 각각의 초음파 신호에 지연 시간을 적용하는 시간 지연 적용 과정; 상기 지연 시간이 적용된 RF 데이터를 합산하는 RF 데이터 합산 과정; 및 상기 합산된 RF 데이터에 대하여 미드(Mid) 프로세스 및 백 엔드(Back-end) 프로세스를 수행하는 초음파 신호 프로세스 과정을 더 포함할 수 있다.
- [0010] 일 실시예에 따르면, 상기 제1지연 시간 오류 곡선 추출 과정은, 상기 배열 요소에 대하여 상기 상호 상관이 최대가 되는 시간 지연 값을 결정하고, 상기 시간 지연 값에 기반하여 위상 왜곡 프로파일(PAP: Phase Aberration Profile)을 추출할 수 있다.
- [0011] 일 실시예에 따르면, 상기 PAP는 제1PAP이고, 상기 최적 속도 연산 과정은, 상기 배열 요소에 대하여, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도와 최적 속도, 상기 초음파 신호의 스캔라인의 측위(lateral position)와 상기 배열 요소의 측위와의 차이에 기반하여 연산되는 제2PAP와 상기 제1PAP에 기반하여 최적 속도를 연산할 수 있다.
- [0012] 이와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 다른 실시예에 따른 의료용 초음파 속도 추정 방법은, 복수의 트랜스듀서로부터의 각각의 초음파 신호에 지연 시간을 적용하는 시간 지연 적용 과정; 상기 지연 시간이 적용된 각각의 초음파 신호에 대하여 상기 지연 시간이 적용된 RF(Radio Frequency) 데이터를 추출하는 지연 시간 RF 데이터 추출 과정; 및 배열 요소(array element)의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관(cross correlation)에 기반하여 제1지연 시간 및 상기 배열 요소에 대하여 상기 제1지연 시간과 초음파 신호의 속도 오류로 인한 제2지연 시간과의 차이에 기반하여 상기 초음파 신호의 최적 속도를 연산하는 최적 속도 연산 과정을 포함한다.
- [0013] 일 실시예에 따르면, 상기 지연 시간이 적용된 RF 데이터를 합산하는 RF 데이터 합산 과정; 상기 합산된 RF 데이터에 대하여 미드(Mid) 프로세스 및 백 엔드(Back-end) 프로세스를 수행하는 초음파 신호 프로세스 과정; 및

초음파 신호의 속도를 추정하고자 하는 관심 영역(ROI: Region of Interest)을 선택하는 ROI 선택 과정을 더 포함할 수 있다.

- [0014] 일 실시예에 따르면, 상기 최적 속도 연산 과정은, 상기 배열 요소에 대하여 상기 상호 상관관계가 최대가 되는 시간 지연 값을 결정하고, 상기 시간 지연 값에 기반하여 위상 왜곡 프로파일(PAP: Phase Aberration Profile)를 추출하는 제1지연 시간 오류 곡선 추출 과정을 포함할 수 있다.
- [0015] 일 실시예에 따르면, 상기 PAP는 제1PAP이고, 상기 최적 속도 연산 과정은, 상기 배열 요소에 대하여, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도와 최적 속도, 상기 초음파 신호의 스캔라인의 측위(lateral position)와 상기 배열 요소의 측위와의 차이에 기반하여 연산되는 제2PAP와 상기 제1PAP에 기반하여 최적 속도를 연산할 수 있다.
- [0016] 일 실시예에 따르면, 상기 지연 시간 및 상기 RF 데이터는 각각 제1지연 시간 및 제1RF 데이터이고, 상기 최적 속도에 기반하여 제2지연 시간이 적용된 제2RF 데이터를 추출하는 제2지연 시간 RF 데이터 추출 과정; 및 상기 제2RF 데이터에 기반하여 상기 배열 요소로부터의 신호를 합산하여 빔 집속(beam forming)을 수행하는 빔 집속 과정을 더 포함할 수 있다.
- [0017] 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 초음파 속도 추정 장치는, 초음파 신호를 수신하는 복수의 트랜스듀서; 및 상기 초음파 신호의 속도를 추정하고자 하는 관심 영역(ROI: Region of Interest)을 선택하고, 상기 ROI에 대하여 지연 시간이 적용된 RF(Radio Frequency) 데이터를 추출하고, 상기 복수의 트랜스듀서의 각각의 배열 요소(array element)의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관관계(cross correlation)에 기반하여 제1지연 시간 오류 곡선을 추출하고, 상기 배열 요소에 대하여 상기 제1지연 시간 오류 곡선과 초음파 신호의 속도 오류로 인한 제2지연 시간 오류 곡선과의 차이의 제곱의 합이 최소가 되는 상기 초음파 신호의 최적 속도를 연산하는 제어부를 포함한다.
- [0018] 일 실시예에 따르면, 상기 제어부는, 상기 복수의 트랜스듀서로부터의 각각의 초음파 신호에 지연 시간을 적용하고, 상기 지연 시간이 적용된 RF 데이터를 합산하고, 상기 합산된 RF 데이터에 대하여 미드(Mid) 프로세스 및 백 엔드(Back-end) 프로세스를 수행할 수 있다.
- [0019] 일 실시예에 따르면, 상기 제어부는, 상기 제1지연 시간 오류 곡선을 추출하는 것과 관련하여, 상기 배열 요소에 대하여 상기 상호 상관관계가 최대가 되는 시간 지연 값을 결정하고, 상기 시간 지연 값에 기반하여 위상 왜곡 프로파일(PAP: Phase Aberration Profile)를 추출할 수 있다.
- [0020] 일 실시예에 따르면, 상기 PAP는 제1PAP이고, 상기 제어부는, 상기 최적 속도를 연산하는 것과 관련하여, 상기 배열 요소에 대하여, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도와 최적 속도, 상기 초음파 신호의 스캔라인의 측위(lateral position)와 상기 배열 요소의 측위와의 차이에 기반하여 연산되는 제2PAP와 상기 제1PAP에 기반하여 최적 속도를 연산할 수 있다.
- [0021] 일 실시예에 따르면, 상기 지연 시간 및 상기 RF 데이터는 각각 제1지연 시간 및 제1RF 데이터이고, 상기 제어부는, 상기 최적 속도에 기반하여 제2지연 시간이 적용된 제2RF 데이터를 추출하고, 상기 제2RF 데이터에 기반하여 상기 배열 요소로부터의 신호를 합산하여 빔 집속(beam forming)을 수행할 수 있다.
- [0022] 본 발명의 다른 실시예에 따른 의료용 초음파 속도 추정 장치는, 복수의 트랜스듀서로부터의 각각의 초음파 신호에 지연 시간을 적용하는 시간 지연 제어부; 상기 지연 시간이 적용된 각각의 초음파 신호에 대하여 상기 지연 시간이 적용된 RF(Radio Frequency) 데이터를 추출하는 지연 시간 RF 데이터 추출부; 및 배열 요소(array element)의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관관계(cross correlation)에 기반하여 제1지연 시간 및 상기 배열 요소에 대하여 상기 제1지연 시간과 초음파 신호의 속도 오류로 인한 제2지연 시간과의 차이에 기반하여 상기 초음파 신호의 최적 속도를 연산하는 최적 속도 연산부를 포함한다.
- [0023] 일 실시예에 따르면, 상기 지연 시간이 적용된 RF 데이터를 합산하는 RF 데이터 합산부; 상기 합산된 RF 데이터에 대하여 미드(Mid) 프로세스를 수행하는 미드 프로세서; 및 상기 미드 프로세스가 수행된 초음파 신호에 대하여 백 엔드(Back-end) 프로세스를 수행하여 백 엔드 프로세싱된 초음파 신호를 디스플레이부로 출력하는 백 엔드 프로세서를 더 포함할 수 있다.
- [0024] 일 실시예에 따르면, 상기 최적 속도 연산부는, 상기 배열 요소에 대하여 상기 상호 상관관계가 최대가 되는 시간 지연 값을 결정하고, 상기 시간 지연 값에 기반하여 위상 왜곡 프로파일(PAP: Phase Aberration Profile)를 추출할 수 있다.
- [0025] 일 실시예에 따르면, 상기 PAP는 제1PAP이고, 상기 최적 속도 연산부는, 상기 배열 요소에 대하여, 상기 초음파

신호의 초기 추정 속도와 최적 속도, 상기 초음파 신호의 스캔라인의 측위(lateral position)와 상기 배열 요소의 측위와의 차이에 기반하여 연산되는 제2PAP와 상기 제1PAP에 기반하여 최적 속도를 연산할 수 있다.

[0026] 일 실시예에 따르면, 상기 지연 시간 및 상기 RF 데이터는 각각 제1지연 시간 및 제1RF 데이터이고, 상기 지연 시간 RF 데이터 추출부는, 상기 최적 속도에 기반하여 제2지연 시간이 적용된 제2RF 데이터를 추출하고, 상기 RF 데이터 합산부는, 상기 제2RF 데이터에 기반하여 상기 배열 요소로부터의 신호를 합산하여, 상기 합산된 신호에 의해 빔 집속(beam forming)이 수행할 수 있다.

발명의 효과

[0027] 본 발명의 실시예들에 따르면, 초음파 신호의 상호 상관과 관련된 위상 프로파일에 의한 적응적인 속도 추정 방법에 의해 의료용 초음파 기기의 초음파 신호의 화질이 향상될 수 있다는 장점이 있다.

[0028] 또한, 본 발명의 실시예들에 따르면, 측방향 해상도와 측대과 측면에서 초음파 신호의 화질이 향상될 수 있는 적응적인 속도 추정 방법 및 이에 따른 빔 집속을 수행하는 방법을 제공할 수 있다는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0029] 도 1은 본 발명에 일 실시예에 따른 의료용 초음파 속도 추정 장치를 구비하는 의료용 초음파 기기의 구성도를 도시한다.

도 2는 본 발명에 다른 실시예에 따른 의료용 초음파 속도 추정 장치의 구성도를 도시한다.

도 3은 본 발명에 따른 속도 추정 및 이에 따른 시간 지연 보상 이전과 이후에서의 초음파 영상 및 이에 따른 지연 시간 오류 곡선 추출 결과를 도시한다.

도 4는 기존의 초음파 영상 및 본 발명의 실시예에 지연 시간 오류 곡선 추출 기법 및 최적 속도 연산 기법에 따라 개선된 초음파 영상을 도시한다.

도 5는 본 발명에 따른 의료용 초음파 속도 추정 방법의 흐름도를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0030] 상술한 본 발명의 특징 및 효과는 첨부된 도면과 관련한 다음의 상세한 설명을 통하여 보다 분명해 질 것이며, 그에 따라 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명의 기술적 사상을 용이하게 실시할 수 있을 것이다. 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러가지 형태를 가질 수 있는바, 특정 실시 예들을 도면에 예시하고 본문에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나 이는 본 발명을 특정한 개시형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 본 명세서에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시 예들을 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다.

[0031] 본 발명은 의료용 초음파 속도 추정 장치 및 의료용 초음파 속도 추정 방법을 제안한다.

[0032] 이하, 본 발명에 따른 의료용 초음파 속도 추정 장치 및 의료용 초음파 속도 추정 방법을 도면을 참조하여 보다 상세하게 설명한다.

[0033] 도 1은 본 발명에 일 실시예에 따른 의료용 초음파 속도 추정 장치를 구비하는 의료용 초음파 기기의 구성도를 도시한다.

[0034] 도 1에 도시된 바와 같이, 상기 의료용 초음파 기기(100)는 복수의 트랜스듀서(110) 및 제어부(120)를 포함한다. 또한, 상기 의료용 초음파 기기(100)는 디스플레이(130) 및 메모리(140)를 더 포함할 수 있다.

[0035] 상기 복수의 트랜스듀서(110)는 초음파 신호를 수신한다. 즉, 상기 복수의 트랜스듀서(110)는 인체의 특정 부위로 초음파 신호를 송신하고, 상기 특정 부위로부터 반사된 초음파 신호를 수신한다.

[0036] 상기 제어부(120)는 상기 초음파 신호의 속도를 추정하고자 하는 관심 영역(ROI: Region of Interest)을 선택하고, 상기 ROI에 대하여 지연 시간이 적용된 RF(Radio Frequency) 데이터를 추출한다. 또한, 상기 제어부(120)는 상기 복수의 트랜스듀서(110)의 각각의 배열 요소(array element)의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관(cross correlation)에 기반하여 제1지연 시간 오류 곡선을 추출한다. 또한, 상기 제어부(120)는 상기 배열 요소에 대하여 상기 제1지연 시간 오류 곡선과 초음파 신호의 속도 오류로 인한 제2지연 시간 오류 곡선과의 차이의 제곱

의 합이 최소가 되는 상기 초음파 신호의 최적 속도를 연산한다.

- [0037] 한편, 상기 디스플레이(130)는 상기 제어부(120)에 의해 연산된 최적 속도에 기반하여 보정된 초음파 영상을 화면에 표시한다.
- [0038] 또한, 상기 메모리(140)는 상기 화면에 표시된 초음파 영상 및 이와 관련된 정보를 저장한다.
- [0039] 다음으로, 상기 제어부(120)에 의한 초음파 영상의 화질 개선 방법에 대하여 구체적으로 살펴보면 다음과 같다.
- [0040] 상기 제어부(120)는 상기 복수의 트랜스듀서로부터(110)의 각각의 초음파 신호에 지연 시간을 적용하고, 상기 지연 시간이 적용된 RF 데이터를 합산하고, 상기 합산된 RF 데이터에 대하여 미드(Mid) 프로세스 및 백 엔드(Back-end) 프로세스를 수행한다. 즉, 상기 제어부(120)는 초음파 신호의 초기 추정 속도에 기반하여 초음파 신호처리를 먼저 수행한다.
- [0041] 또한, 상기 제어부(120)는 상기 제1지연 시간 오류 곡선을 추출하는 것과 관련하여, 상기 배열 요소에 대하여 상기 상호 상관이 최대가 되는 시간 지연 값을 결정하고, 상기 시간 지연 값에 기반하여 위상 왜곡 프로파일(PAP: Phase Aberration Profile)를 추출한다. 즉, 상기 제어부(120)는 초음파 신호의 실제 속도를 고려하여 위상 왜곡 프로파일을 생성한다. 여기서, 상기 제1지연 시간과 관련된 위상 왜곡 프로파일(PAP)은 제1위상 왜곡 프로파일(제1PAP)로 지칭될 수 있다.
- [0042] 또한, 상기 제어부(120)는 상기 최적 속도를 연산하는 것과 관련하여, 상기 배열 요소에 대하여, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도와 최적 속도, 상기 초음파 신호의 스캔라인의 측위(lateral position)와 상기 배열 요소의 측위와의 차이에 기반하여 연산되는 제2PAP와 상기 제1PAP에 기반하여 연산한다. 즉, 상기 제어부(120)는 상기 초기 추정 속도와 상기 초음파 신호의 최적 속도에 기반하여 제2PAP를 연산한다. 또한, 상기 제어부(120)는 상기 배열 요소에 대하여 상기 제1PAP 및 제2PAP의 차이의 제곱의 합에 기반하여 최종적인 최적 속도를 결정할 수 있다.
- [0043] 또한, 상기 제어부(120)는 상기 결정된 최종적인 최적 속도를 고려하여 빔 집속(beam forming)을 수행할 수 있다. 이와 관련하여, 전송된 상기 지연 시간 및 상기 RF 데이터는 각각 제1지연 시간 및 제1RF 데이터로 지칭될 수 있다. 한편, 상기 제어부(120)는 상기 최적 속도에 기반하여 제2지연 시간이 적용된 제2RF 데이터를 추출하고, 상기 제2RF 데이터에 기반하여 상기 배열 요소로부터의 신호를 합산하여 빔 집속(beam forming)을 수행한다. 따라서, 상기 빔 집속에 의해 형성된 초음파 신호의 빔에 의하여 위상 왜곡이 보정될 수 있다. 한편, 상기 제어부(120)에 의해 수행되는 동작들은 위상 왜곡이 일정 값 이하가 될 때까지 반복하여 수행될 수 있다.
- [0044] 한편, 도 2는 본 발명에 따른 실시예에 따른 의료용 초음파 속도 추정 장치의 구성도를 도시한다.
- [0045] 상기 의료용 초음파 속도 추정 장치(200)는 시간 지연 제어부(210), 지연 시간 RF 데이터 추출부(220) 및 최적 속도 연산부(230)를 포함한다. 또한, 상기 의료용 초음파 속도 추정 장치(200)는 RF 데이터 합산부(240), 미드 프로세서(250) 및 백 엔드 프로세서(260)를 더 포함할 수 있다.
- [0046] 먼저, 상기 초음파 속도 추정 장치(200)는 초음파 신호의 속도를 추정하고자 하는 관심 영역(ROI: Region of Interest)을 선택할 수 있다. 이와 관련하여, 상기 초음파 속도 추정 장치(200)는 초음파 영상을 구성을 구성한 이후에 초음파 신호의 속도를 추정하고자 하는 ROI를 선택할 수 있다.
- [0047] 이와 관련하여, 상기 시간 지연 제어부(210)는 복수의 트랜스듀서로부터의 각각의 초음파 신호에 지연 시간을 적용한다.
- [0048] 상기 지연 시간 RF 데이터 추출부(220)는 상기 지연 시간이 적용된 각각의 초음파 신호에 대하여 상기 지연 시간이 적용된 RF(Radio Frequency) 데이터를 추출한다. 즉, 상기 지연 시간 RF 데이터 추출부(220)는 상기 ROI에 대하여 지연 시간이 적용된 RF 데이터를 추출할 수 있다.
- [0049] 상기 최적 속도 연산부(230)는 배열 요소(array element)의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관(cross correlation)에 기반하여 제1지연 시간 및 상기 배열 요소에 대하여 상기 제1지연 시간과 초음파 신호의 속도 오류로 인한 제2지연 시간과의 차이에 기반하여 상기 초음파 신호의 최적 속도를 연산한다.
- [0050] 한편, 상기 제1지연 시간을 추정하는 방법에 대하여 자세히 살펴보면 다음과 같다. 상기 추출된 RF 데이터에서 기준 요소(central element)를 결정하고, 상기 기준 요소로부터의 기준 신호와 각 배열 요소(array element)의 신호와의 상호 상관을 수행한다. 이와 관련하여, 상기 기준 요소는 상기 배열의 중심에 위치하는 중심 요소(central element)일 수 있다. 즉, 상기 central element로부터의 신호를 기준 신호로 정하고, 각 배열 요소의

채널 데이터에 상호 상관을 수행하고, 상기 상호 상관의 값이 가장 크도록 되는 지연값(lag)을 위상 왜곡 프로파일(PAP: Phase Aberration Profile)로 결정한다. 여기서, 상기 위상 왜곡 프로파일은 제1위상 왜곡 프로파일(제1PAP)로 지칭될 수 있다.

- [0051] 한편, 제2지연 시간을 추정하는 방법은 다음과 같다. 상기 제2지연 시간은 초음파 신호의 속도라고 처음 가정된 초기 추정 속도로 계산된 시간 지연 곡선의 차로 모델링된 위상 왜곡 프로파일(m_PAP)을 결정한다. 여기서, 상기 제2지연 시간과 관련되어 모델링된 위상 왜곡 프로파일(m_PAP)은 제2위상 왜곡 프로파일(제2PAP)로 지칭될 수 있다.
- [0052] 한편, 초음파 신호의 최적 속도는 상기 제1 및 제2위상 왜곡 프로파일(제1 및 제2PAP 또는 PAP 및 m_PAP)의 최소 제곱의 합을 연산하여, 상기 최소 제곱의 합이 최소가 되도록 하는 속도인 최적 속도(c_{opt})를 추정한다. 한편, 상기 추정된 최적 속도(c_{opt})로 지연 시간 곡선을 계산하여 해당하는 ROI 부분의 RF 데이터에 적용시켜 영상화할 수 있다.
- [0053] 먼저, 초음파 신호의 초기 추정 속도에 기반하여 초음파 신호를 출력하는 동작에 대해 살펴보면 다음과 같다.
- [0054] 상기 RF 데이터 합산부(240)는 상기 지연 시간이 적용된 RF 데이터를 합산한다.
- [0055] 상기 미드 프로세서(250)는 상기 합산된 RF 데이터에 대하여 미드(Mid) 프로세스를 수행한다.
- [0056] 상기 백 엔드 프로세서(260)는 상기 미드 프로세스가 수행된 초음파 신호에 대하여 백 엔드(Back-end) 프로세스를 수행하여 백 엔드 프로세싱된 초음파 신호를 디스플레이부로 출력한다.
- [0057] 다음으로, 초음파 신호의 초기 추정 속도와 실제 속도 및 최적 속도에 기반하여 초음파 영상의 화질을 개선하는 동작에 대해 살펴보면 다음과 같다.
- [0058] 이와 관련하여, 상기 최적 속도 연산부(230)는 상기 배열 요소에 대하여 상기 상호 상관의 최대가 되는 시간 지연 값을 결정하고, 상기 시간 지연 값에 기반하여 위상 왜곡 프로파일(PAP: Phase Aberration Profile)을 추출한다. 이때, 상기 위상 왜곡 프로파일은 제1위상 왜곡 프로파일(제1PAP)로 지칭될 수 있다.
- [0059] 이와 관련하여, 먼저 지연 시간 오류를 검출하기 위하여 central-element correction방법을 이용한다. 이 방법은 기존의 cross correlation방법에 기반을 둔 것으로 reference signal이 aperture의 central element의 신호가 된다. i 번째 array element와 reference signal사이의 cross-correlation function은 다음과 같이 정의된다.

수학식 1

$$R_i(k, t) = \sum_{m=-M/2}^{M/2-1} \{s_{aber,n+1}(t + mT_s)s_{aber,i}(t + (m + k)T_s)\}$$

$$i = 1, \dots, n, n + 2, \dots, N$$

[0060]

[0061] 여기서, 수학식 1에서 정의된 변수들은 아래와 같다.

T_s : the sampling time interval
 M : the number of signal samples in window
 N : the number of array elements
 s_i : the signal of aligned i th array element

[0062]

[0063] 각 element별로 얻어진 cross-correlation값 중 peak값을 가지도록 하는 k 값을 찾아 지연 시간 오류 값을 추정한다. 이를 phase aberration profile(PAP)이라 지칭되며 이는 아래의 수학식 2와 같이 정의될 수 있다.

수학식 2

$$PAP(i, t) = \underset{k}{\operatorname{argmax}} R_i(k, t)$$

또한, 상기 최적 속도 연산부(230)는 상기 배열 요소에 대하여, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도와 최적 속도, 상기 초음파 신호의 스캔라인의 측위(lateral position)와 상기 배열 요소의 측위와의 차이에 기반하여 연산되는 제2PAP와 상기 제1PAP에 기반하여 최적 속도를 연산할 수 있다.

이와 관련하여, 속도 오류로 인해 발생하는 phase aberration profile을 모델링한식과의 추세 선을 최적화 기법으로 찾아내어 실제 초음파 속도 (c_{opt})를 추정한다. 이러한 속도 오류로 인해 발생하는 phase aberration profile은 처음에 가정한 속도(c_a)로 계산된 지연 곡선과 실제 속도(c_{opt})로 계산된 지연 곡선 사이의 차로 계산될 수 있고, 그 식은 아래의 수학식 3과 같이 정의된다.

수학식 3

$$\begin{aligned} m_PAP(i, t) &= \tau_{c_{opt}} - \tau_{c_a} \\ &= \sqrt{\left(\frac{t}{2}\right)^2 + \left(\frac{x_s - x_e(i)}{c_{opt}}\right)^2} - \sqrt{\left(\frac{t}{2}\right)^2 + \left(\frac{x_s - x_e(i)}{c_a}\right)^2} \end{aligned}$$

여기서, 수학식 3에서 사용된 변수에 대하여 정의하면 다음과 같다.,

t : the time in the aligned RF channel data
 x_s : the lateral position of scanline
 x_e : the lateral position of array element
 c_a : the assumed sound speed in receive beamforming process
 c_a : the real sound speed in the medium

한편, 실제 속도(c_{opt})는 모델링 된 시간 지연 오류 곡선과 central-element cross correlation 방식으로 구해진 실제 시간 지연 오류 곡선과의 최소 제곱의 값이 최소가 되도록 하는 값을 최적화 기법으로 추정되며 이는 아래의 수학식 4와 같이 결정된다.

수학식 4

$$c_{opt}(t) = \underset{c_{opt}}{\operatorname{argmin}} \left(\sum_{i=0}^{N-1} (PAP(i, t) - m_PAP(i, t))^2 \right)$$

한편, 상기 연산된 최적 속도에 기반하여 빔 집속을 수행하고, 이에 따라 개선된 화질의 초음파 영상을 출력하는 동작은 아래와 같다. 이와 관련하여, 전송된 상기 지연 시간 및 상기 RF 데이터는 각각 제1지연 시간 및 제1RF 데이터로 지칭될 수 있다.

상기 지연 시간 RF 데이터 추출부(220)는 상기 최적 속도에 기반하여 제2지연 시간이 적용된 제2RF 데이터를 추

출한다.

- [0075] 상기 RF 데이터 합산부(240)는 상기 제2RF 데이터에 기반하여 상기 배열 요소로부터의 신호를 합산하여, 상기 합산된 신호에 의해 빔 집속(beam forming)이 수행된다. 따라서, 상기 빔 집속된 초음파 신호에 의해 위상 왜곡이 보정될 수 있다.
- [0076] 한편, 도 3은 본 발명에 따른 속도 추정 및 이에 따른 시간 지연 보상 이전과 이후에서의 초음파 영상 및 이에 따른 지연 시간 오류 곡선 추출 결과를 도시한다.
- [0077] 제안하는 속도 추정 방법을 증명하기 위하여, 인체 조직을 모델링한 Phantom(ATS539, ATS Laboratory Inc., Bridgeport, CT, USA)을 이용하여 실험을 진행하였다. Phantom의 초음파 속도는 1450m/s, 수신 집속 단계에서 초음파 속도에 의해 발생하는 지연 시간 오류를 생성하기 위해 1540m/s로 시간 지연을 주었다.
- [0078] 도 3의 (a)는 focal depth인 3cm에 위치하는 point target 신호가 1540m/s로 지연 시간이 적용된 결과이다. 제안한 방법대로 central element signal을 reference signal로 정한 뒤, 각 element signal과의 cross correlation으로 lag값을 구하면 도 3의 (b)의 파란색 점으로 표시되는 값이 추출된다. 이렇게 추출된 곡선을 지연시간 오류 곡선(PAP)이라고 지칭될 수 있다. 이에 모델링한 m_PAP과의 최소 제곱 값을 최소로 하는 적절한 초음파 속도 (c_{opt})값을 구하면 1445.3m/s로 추정되며 도 3의 (b)와 같이 빨간색 실선으로 추세선이 정해진다. 이렇게 얻어진 값을 이용하여 RF data에 적절한 지연 시간을 주게 되면 도 3의 (c)처럼 신호가 측방향으로 나란히 배열되고, 이는 적절한 지연 시간을 적용되었음을 의미한다.
- [0079] 한편, 도 4는 기존의 초음파 영상 및 본 발명의 실시예에 지연 시간 오류 곡선 추출 기법 및 최적 속도 연산 기법에 따라 개선된 초음파 영상을 도시한다.
- [0080] 도 4의 (a)는 초기에 가정된 속도에 따라 기존의 빔 포밍(CON: Conventional beamforming)에 의한 초음파 영상이다. 도시된 바와 같이, 각 배열 소자 간 위상 왜곡으로 인하여 초음파 영상에 표시된 활상 이미지의 정확도가 낮음을 알 수 있다.
- [0081] 도 4의 (b)는 배열 요소의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관에 기반하여 제1지연 시간 오류 곡선을 추출한 상호 상관 기법(CC: Cross-Correlation)에 따른 초음파 영상이다. 도시된 바와 같이, 각 배열 소자 간 위상 왜곡의 보정으로 인하여 활상 이미지의 정확도가 개선되었음을 알 수 있다. 하지만, 상기 기법은 배열의 중심 소자를 기준으로 한 시간 지연만을 고려한 것으로 추가적인 기법을 이용하여 이미지의 정확도가 더욱 개선될 수 있다.
- [0082] 이와 관련하여, 도 4의 (c)는 상호 상관 및 최적 속도 기법(CCOV: Cross-Correlation & Optimum Velocity 또는 PRP: Proposed)에 따른 초음파 영상이다. 도시된 바와 같이, 추가적인 최적 속도에 따른 시간 지연 보상에 따라 이미지의 정확도가 더욱 개선되었음을 알 수 있다.
- [0083] 한편, 도 4의 (a) 내지 (c)에 표시된 기법들에 대한 측위 분해능(-18dB 기준) 및 부엽(Sidelobe) 수준을 구하면 다음과 같다.

	CON	CC	PRO
-18dB lateral resolution [mm]	3.47±1.7	2.1±1.5	1.48±0.61
Sidelobe level [dB]	.	-20.71±3.53	-23.68±4.55

- [0084]
- [0085] 즉, 도 4의 (b) 및 (c)에서의 기법에 의해 분해능(resolution)이 감소하여 초음파 신호의 이미지의 정확도가 개선되었다. 또한, 부엽 수준이 감소하여, 인접하는 트랜스듀서 간의 간섭이 감소됨을 알 수 있다.
- [0086] 한편, 도 5는 본 발명에 따른 의료용 초음파 속도 추정 방법의 흐름도를 도시한다. 이와 관련하여, 의료용 초음파 속도 추정 장치 및 의료용 초음파 기기에서 전송된 내용 및 의료용 초음파 속도 추정 방법에서 기술된 내용은 상호 결합하여 활용될 수 있음은 물론이다.
- [0087] 도시된 바와 같이, 상기 의료용 초음파 속도 추정 방법(500)은 ROI 선택 과정(S520), 지연 시간 RF 데이터 추출 과정(S525), 제1지연 시간 오류 곡선 추출 과정(S530) 및 최적 속도 연산 과정(S535)를 포함한다.
- [0088] 상기 ROI 선택 과정(S520)은 초음파 신호의 속도를 추정하고자 하는 관심 영역(ROI: Region of Interest)을 선택한다.

- [0089] 상기 지연 시간 RF 데이터 추출 과정(S525)은 상기 ROI에 대하여 지연 시간이 적용된 RF(Radio Frequency) 데이터를 추출한다.
- [0090] 상기 제1지연 시간 오류 곡선 추출 과정(S530)은 배열 요소(array element)의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관(cross correlation)에 기반하여 제1지연 시간 오류 곡선을 추출한다.
- [0091] 상기 최적 속도 연산 과정(S535)은 상기 배열 요소에 대하여 상기 제1지연 시간 오류 곡선과 초음파 신호의 속도 오류로 인한 제2지연 시간 오류 곡선과의 차이의 제곱의 합이 최소가 되는 상기 초음파 신호의 최적 속도를 연산한다.
- [0092] 한편, 상기 의료용 초음파 속도 추정 방법(500)은 시간 지연 적용 과정(S505), RF 데이터 합산 과정(S510) 및 초음파 신호 프로세스 과정(S510)을 더 포함할 수 있다.
- [0093] 상기 시간 지연 적용 과정(S505)은 복수의 트랜스듀서로부터의 각각의 초음파 신호에 지연 시간을 적용한다.
- [0094] 상기 RF 데이터 합산 과정(S510)은 상기 지연 시간이 적용된 RF 데이터를 합산한다.
- [0095] 상기 초음파 신호 프로세스 과정(S510)은 상기 합산된 RF 데이터에 대하여 미드(Mid) 프로세스 및 백 엔드(Back-end) 프로세스를 수행한다.
- [0096] 한편, 상기 시간 지연 적용 과정(S505), RF 데이터 합산 과정(S510) 및 초음파 신호 프로세스 과정(S510)은 도시된 바와 같이, 상기 ROI 선택 과정(S520) 이전에 수행되거나 또는 이후에 수행될 수 있다.
- [0097] 한편, 상기 제1지연 시간 오류 곡선 추출 과정(S530)은 상기 배열 요소에 대하여 상기 상호 상관이 최대가 되는 시간 지연 값을 결정한다. 상기 시간 지연 값에 기반하여 위상 왜곡 프로파일(PAP: Phase Aberration Profile)을 추출할 수 있다. 여기서, 상기 위상 왜곡 프로파일(PAP)은 지연 에러 프로파일(Delay error profile)로 지칭될 수 있다.
- [0098] 이와 관련하여, 상기 PAP는 제1PAP이고, 상기 최적 속도 연산 과정(S535)은 상기 배열 요소에 대하여, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도와 최적 속도, 상기 초음파 신호의 스캔라인의 측위(lateral position)와 상기 배열 요소의 측위와의 차이에 기반하여 연산되는 제2PAP와 상기 제1PAP에 기반하여 최적 속도를 연산할 수 있다.
- [0099] 또한, 상기 의료용 초음파 속도 추정 방법(500)은 제2지연 시간 RF 데이터 추출 과정(S540), 빔 집속 과정(S545) 및 제2초음파 신호 프로세스 과정(S550)을 더 포함할 수 있다.
- [0100] 이와 관련하여, 전술된 상기 지연 시간 및 상기 RF 데이터는 각각 제1지연 시간 및 제1RF 데이터일 수 있다. 한편, 상기 제2지연 시간 RF 데이터 추출 과정(S540)은 상기 최적 속도에 기반하여 제2지연 시간이 적용된 제2RF 데이터를 추출한다.
- [0101] 상기 빔 집속 과정(S545)은 상기 제2RF 데이터에 기반하여 상기 배열 요소로부터의 신호를 합산하여 빔 집속(beam forming)을 수행한다.
- [0102] 상기 제2초음파 신호 프로세스 과정(S510)은 상기 제2RF 데이터에 기반하여 상기 합산된 RF 데이터에 대하여 미드(Mid) 프로세스 및 백 엔드(Back-end) 프로세스를 수행한다.
- [0103] 한편, 전술된 의료용 초음파 속도 추정 방법(500)은 다음과 같이 후술될 절차에 의해 수행될 수 있다. 이와 관련하여, 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 속도 추정 방법의 흐름도를 도시한다.
- [0104] 도 6에 도시된 바와 같이, 상기 초음파 속도 추정 방법(600)은 시간 지연 적용 과정(S610), 지연 시간 RF 데이터 추출 과정(S620) 및 최적 속도 연산 과정(S630)을 포함한다.
- [0105] 상기 시간 지연 적용 과정(S610)은 복수의 트랜스듀서로부터의 각각의 초음파 신호에 지연 시간을 적용한다.
- [0106] 상기 지연 시간 RF 데이터 추출 과정(S620)은 상기 지연 시간이 적용된 각각의 초음파 신호에 대하여 상기 지연 시간이 적용된 RF(Radio Frequency) 데이터를 추출한다.
- [0107] 또한, 최적 속도 연산 과정(S630)은 배열 요소(array element)의 신호와 기준 신호 간의 상호 상관(cross correlation)에 기반하여 제1지연 시간 및 상기 배열 요소에 대하여 상기 제1지연 시간과 초음파 신호의 속도 오류로 인한 제2지연 시간과의 차이에 기반하여 상기 초음파 신호의 최적 속도를 연산한다.
- [0108] 한편, 상기 초음파 속도 추정 방법(600)은 RF 데이터 합산 과정(S612), 초음파 신호 프로세스 과정(S614) 및

ROI 선택 과정(S616)을 더 포함할 수 있다.

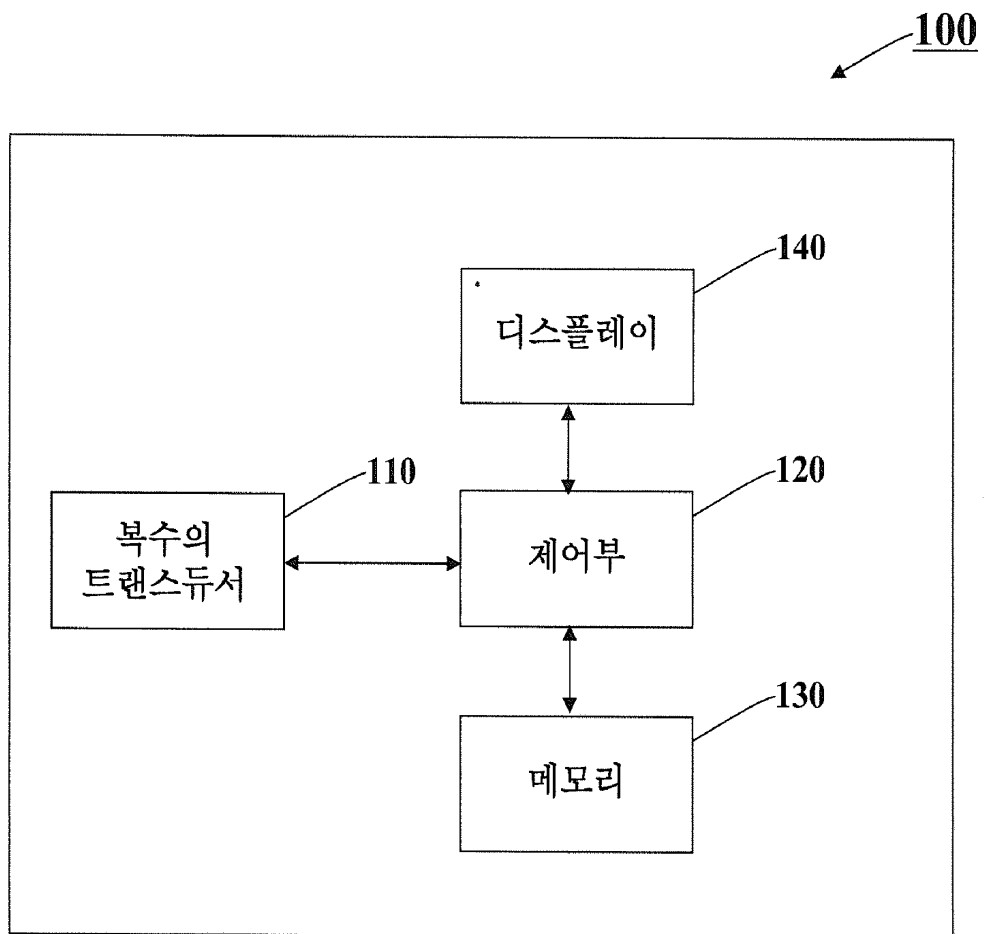
- [0109] 상기 RF 데이터 합산 과정(S612)은 상기 지연 시간이 적용된 RF 데이터를 합산한다.
- [0110] 상기 초음파 신호 프로세스 과정(S614)은 상기 합산된 RF 데이터에 대하여 미드(Mid) 프로세스 및 백 엔드(Back-end) 프로세스를 수행한다.
- [0111] 상기 ROI 선택 과정(S616)은 초음파 신호의 속도를 추정하고자 하는 관심 영역(ROI: Region of Interest)을 선택한다.
- [0112] 한편, 상기 최적 속도 연산 과정(S630)은 상기 배열 요소에 대하여 상기 상호 상관값이 최대가 되는 시간 지연 값을 결정하고, 상기 시간 지연 값에 기반하여 위상 왜곡 프로파일(PAP: Phase Aberration Profile)를 추출하는 제1지연 시간 오류 곡선 추출 과정(S635)을 더 포함할 수 있다.
- [0113] 이와 관련하여, 상기 PAP는 제1PAP이고, 상기 최적 속도 연산 과정(S630)은 상기 배열 요소에 대하여, 상기 초음파 신호의 초기 추정 속도와 최적 속도, 상기 초음파 신호의 스캔라인의 측위(lateral position)와 상기 배열 요소의 측위와의 차이에 기반하여 연산되는 제2PAP와 상기 제1PAP에 기반하여 연산할 수 있다.
- [0114] 한편, 상기 초음파 속도 추정 방법(600)은 상기 최적 속도에 기반하여 초음파 영상을 보정하는 절차를 더 포함할 수 있다. 즉, 상기 초음파 속도 추정 방법(600)은 상기 최적 속도에 기반하여 제2지연 시간이 적용된 제2RF 데이터를 추출하는 제2지연 시간 RF 데이터 추출 과정(S640) 및 상기 제2RF 데이터에 기반하여 상기 배열 요소로부터의 신호를 합산하여 빔 집속(beam forming)을 수행하는 빔 집속 과정(S650)을 더 포함할 수 있다.
- [0115] 의료용 초음파 영상에서 수신 집속 시 일반적으로 일정한 음파 속도(e.g. 1540m/s)가 사용된다. 하지만, 인체 조직은 불균등하기 때문에 전달되는 초음파 속도가 다양하게 나타나고, 이는 위상 왜곡을 발생시키는 원인이 된다. 이러한 위상 왜곡현상은 의료용 초음파 영상의 상당한 화질 저하를 일으킨다. 이러한 문제점을 극복하기 위해서 교정방법들을 고려하더라도, 외부로부터의 신호나 잡음에 영향을 많이 받아 신뢰성이 낮다는 단점이 있었다. 본 발명에서는 초음파 신호의 속도와 관련된 적응 추세를 기반으로 하여 주변 신호와 잡음의 영향을 줄이는 새로운 속도 추정방법을 제안했다. 이는 도 4에서 보는 바와 같이, 측방향 해상도와 측대과 측면에서 향상된 결과를 보임을 알 수 있다.
- [0116] 진술한 바와 같이, 본 발명의 실시예들에 따르면, 초음파 신호의 상호 상관값과 관련된 위상 프로파일에 의한 적응적인 속도 추정 방법에 의해 의료용 초음파 기기의 초음파 신호의 화질이 향상될 수 있다는 장점이 있다.
- [0117] 또한, 본 발명의 실시예들에 따르면, 측방향 해상도와 측대과 측면에서 초음파 신호의 화질이 향상될 수 있는 적응적인 속도 추정 방법 및 이에 따른 빔 집속을 수행하는 방법을 제공할 수 있다는 장점이 있다.
- [0118] 한편, 본 발명에서 제시된 제어부는 하드웨어, 소프트웨어 및 이들의 조합에 의해 구현될 수 있다. 또한, 상기 제어부의 세부 구성 모듈 또한 하드웨어, 소프트웨어 및 이들의 조합에 의해 구현될 수 있다.
- [0119] 소프트웨어적인 구현에 의하면, 본 명세서에서 설명되는 절차 및 기능 뿐만 아니라 각각의 구성 요소들은 별도의 소프트웨어 모듈로도 구현될 수 있다. 상기 소프트웨어 모듈들 각각은 본 명세서에서 설명되는 하나 이상의 기능 및 작동을 수행할 수 있다. 적절한 프로그램 언어로 쓰여진 소프트웨어 어플리케이션으로 소프트웨어 코드가 구현될 수 있다. 상기 소프트웨어 코드는 메모리에 저장되고, 제어부(controller) 또는 프로세서(processor)에 의해 실행될 수 있다.

부호의 설명

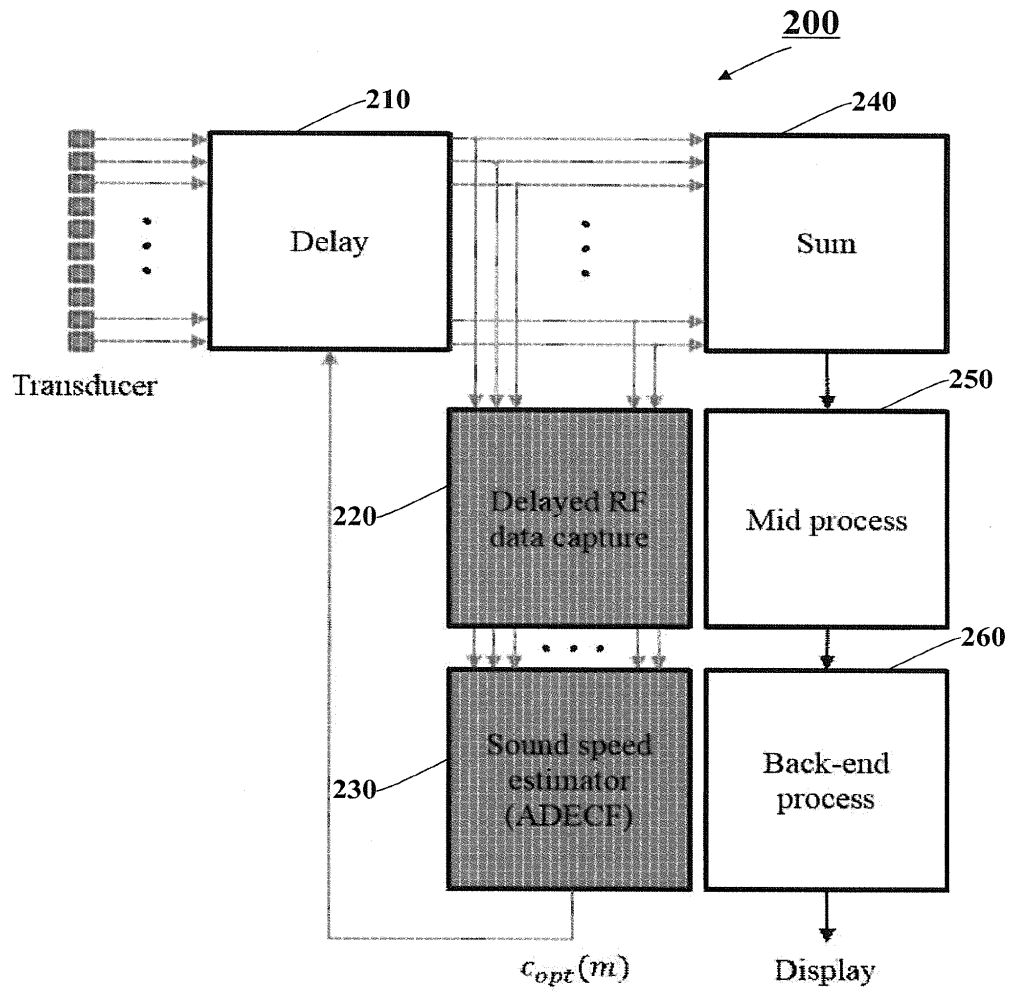
- | | | |
|--------|-----------------|-----------------------|
| [0120] | 100: 의료용 초음파 기기 | 110: 복수의 트랜스듀서 |
| | 120: 제어부 | 200: 초음파 속도 추정 장치 |
| | 210: 시간 지연 제어부 | 220: 지연 시간 RF 데이터 추출부 |
| | 230: 최적 속도 연산부 | 240: RF 데이터 합산부 |
| | 250: 미드 프로세서 | 260: 백 엔드 프로세서 |

도면

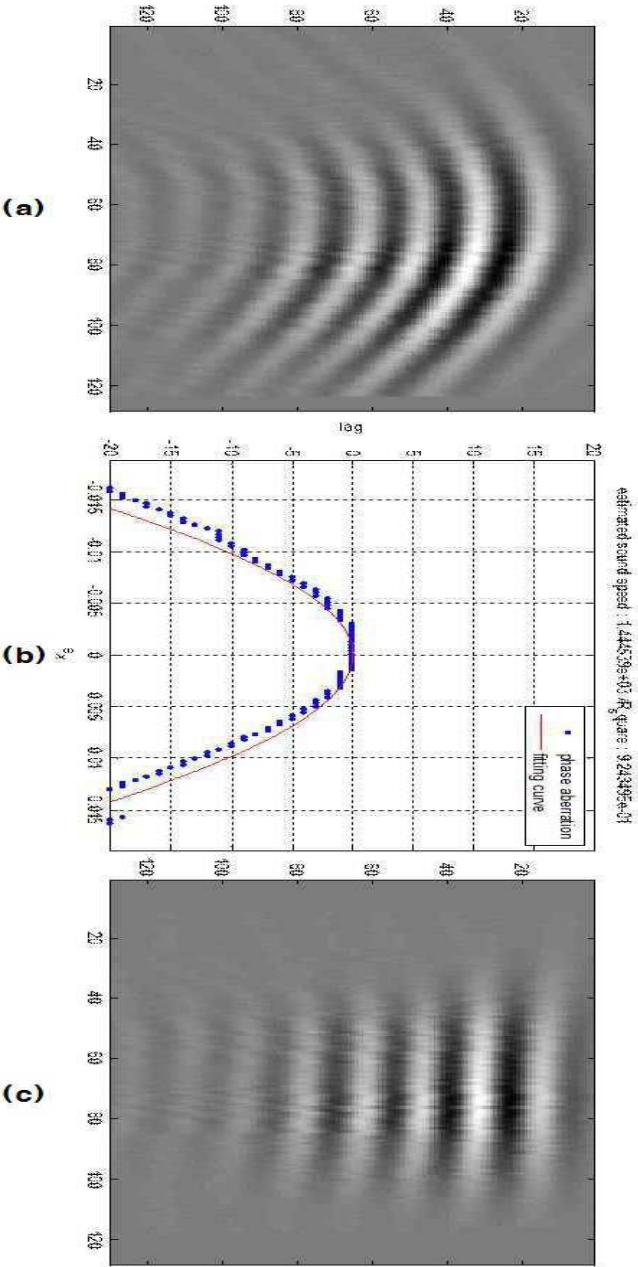
도면1



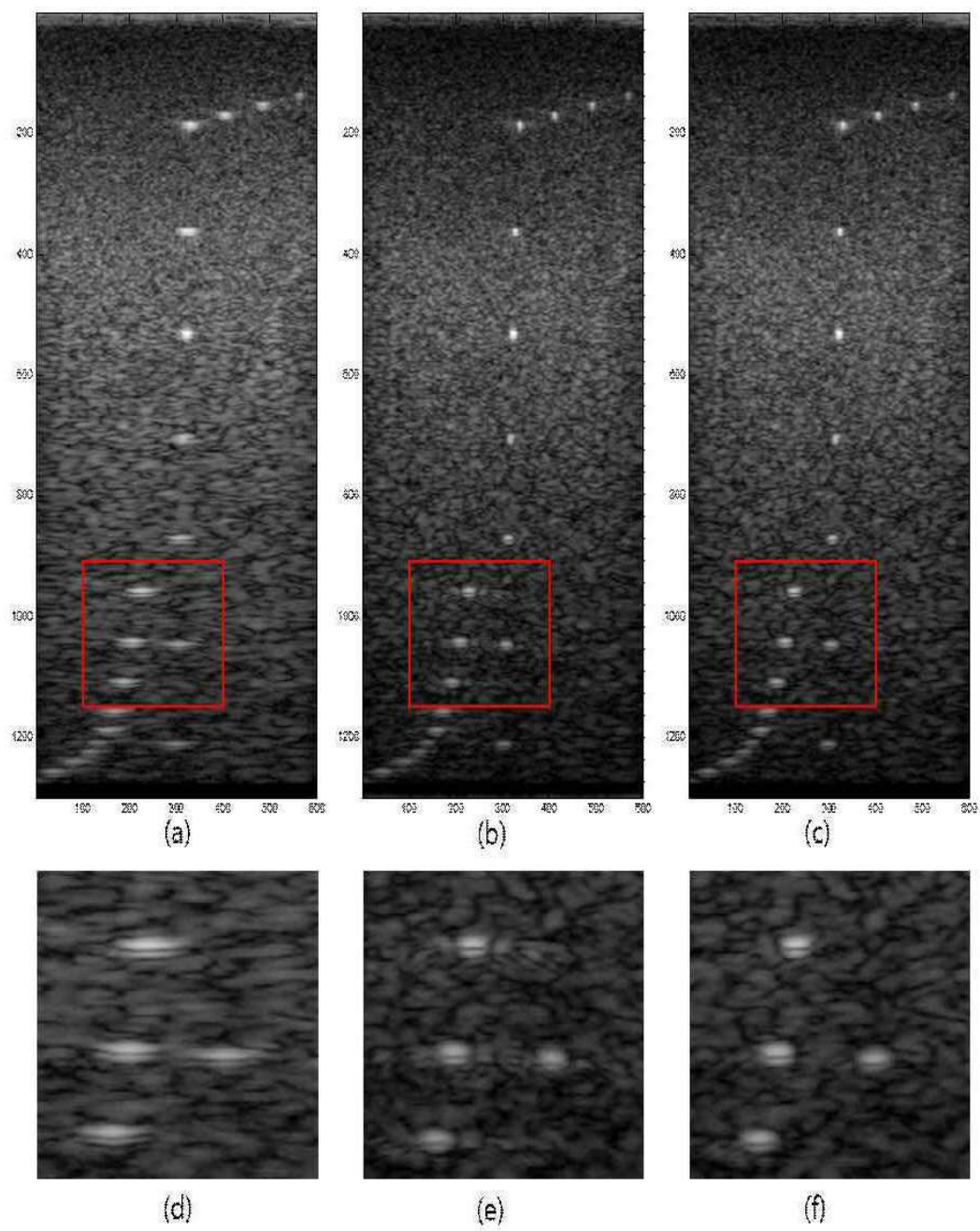
도면2



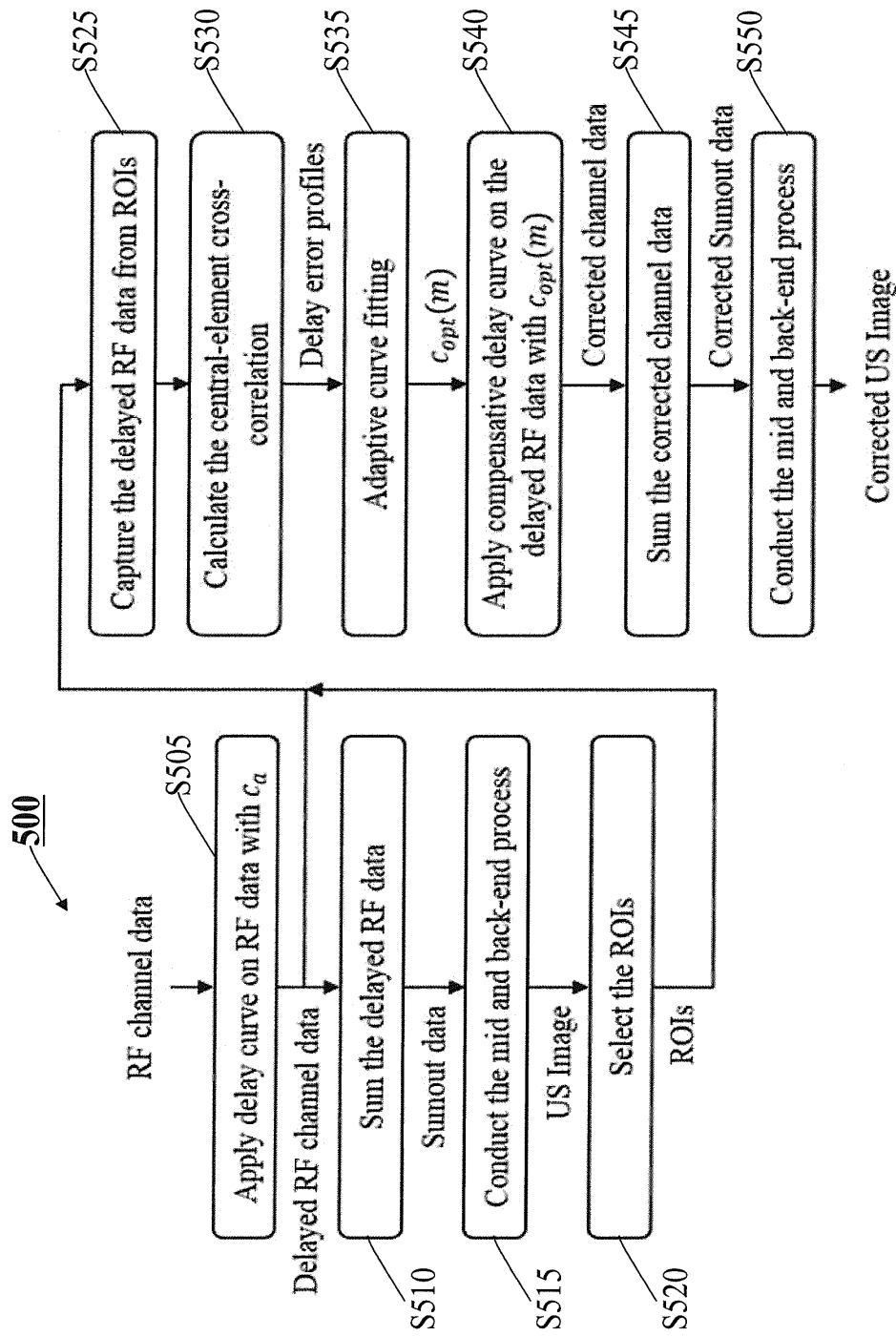
도면3



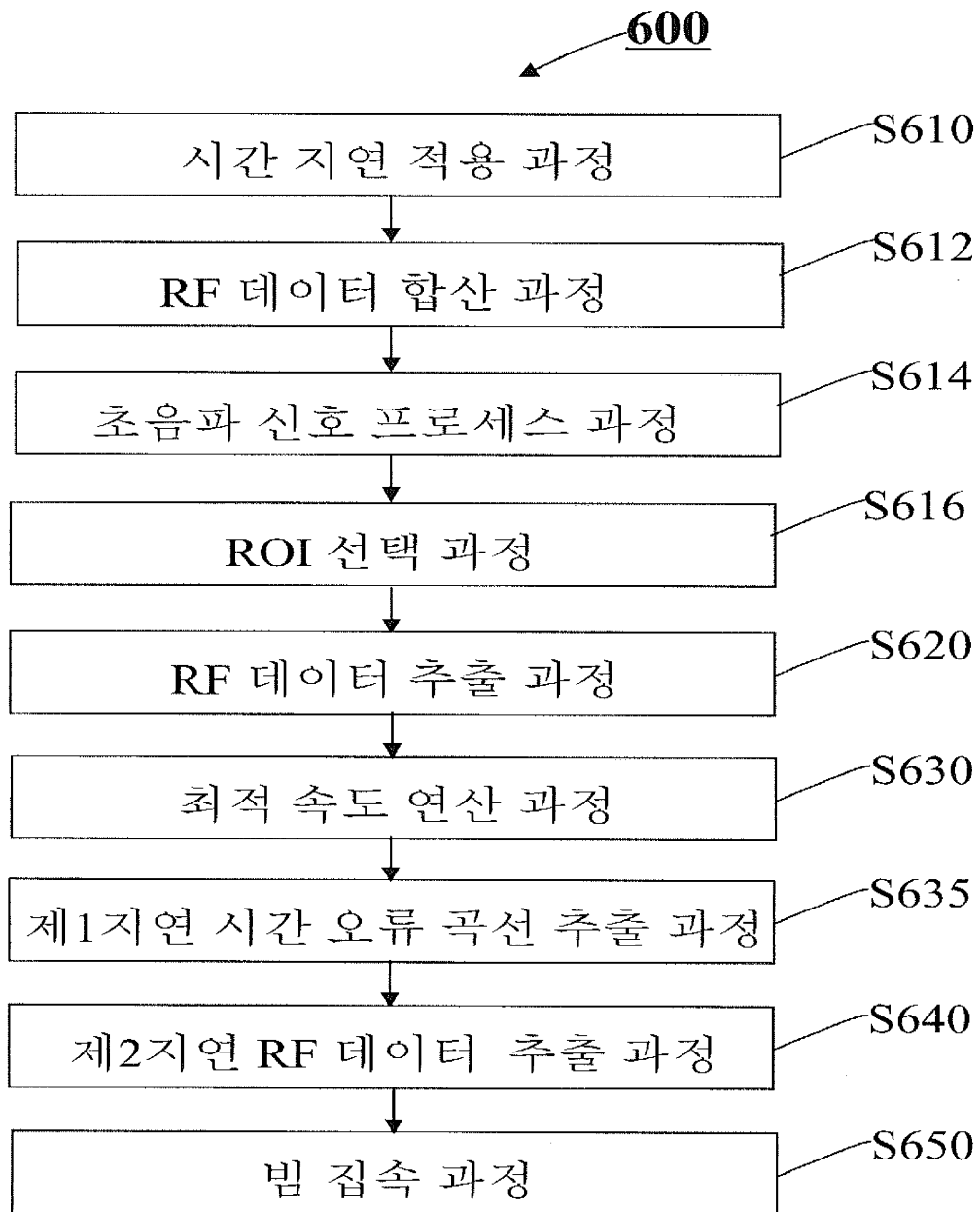
도면4



도면5



도면6



```

graph TD
    Transducer --> Delay210[210 Delay]
    Delay210 --> Sum240[240 Sum]
    Delay210 --> DelayedRF220[220 Delayed RF data capture]
    Sum240 --> Mid250[250 Mid process]
    DelayedRF220 --> ADECF230[230 Sound speed estimator ADECF]
    ADECF230 -- c_opt(m) --> Delay210
    Mid250 --> Backend260[260 Back-end process]
    Backend260 --> Display
  
```