



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년04월17일

(11) 등록번호 10-1510678

(24) 등록일자 2015년04월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/14 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0112050

(22) 출원일자 2013년09월17일

심사청구일자 2013년09월17일

(65) 공개번호 10-2015-0032058

(43) 공개일자 2015년03월25일

(56) 선행기술조사문헌

JP2010017406 A

KR1020080033506 A

JP4625663 B2

US06551246 B1

(73) 특허권자

알피니언메디칼시스템 주식회사

경기도 화성시 만년로 905-17 (안녕동)

(72) 발명자

구자운

서울 노원구 덕릉로 459-21, 118동 903호 (상계동, 상계주공1단지아파트)

강승범

경기 양주시 백석읍 중앙로93번길 70-17, B동 203호 (홍익빌라)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

이철희

전체 청구항 수 : 총 12 항

심사관 : 박승배

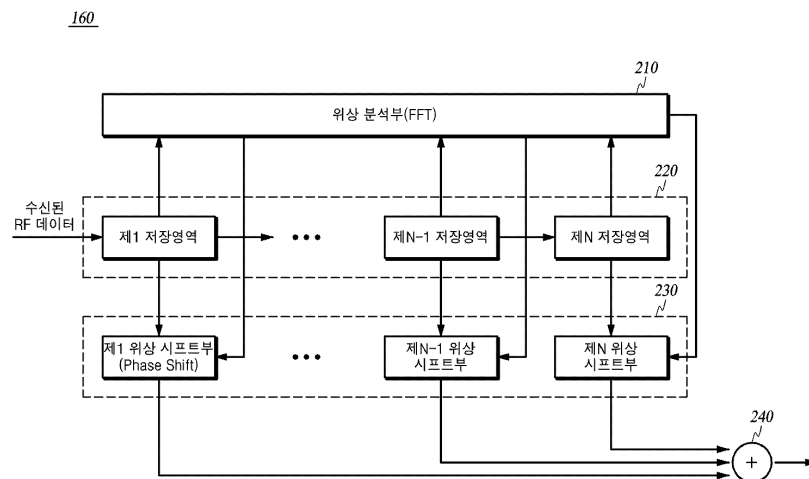
(54) 발명의 명칭 고조파 영상 형성 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치

(57) 요약

고조파 영상 형성 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치를 개시한다.

N차 고조파 이미지를 생성하여 영상 처리하기 위한 기술로서 위상차를 갖는 평면파(Plane Wave)를 송신하고, 그에 대응하는 반사 신호를 파이프라인(PipeLine) 방식으로 합성하여 프레임 레이트(Frame Rate)를 향상시킬 수 있는 고조파 영상 형성 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치를 제공한다.

대표도



(72) 발명자

장선엽

서울 은평구 백련산로 38, 209동 902호 (응암동,
백련산힐스테이트2차)

손건호

경기 성남시 분당구 산운로 98, 804동 1503호 (운
중동, 산운마을8단지아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	10033702
부처명	지식경제부
연구관리전문기관	한국산업기술평가관리원
연구사업명	산업융합원천기술개발사업
연구과제명	초고속 병렬 빔포밍 및 신호처리
기 여 율	1/1
주관기관	알파니언메디칼시스템 주식회사
연구기간	2013.06.01 ~ 2014.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

대상체로 평면파(Plane Wave)를 송신하고 상기 대상체로부터 상기 평면파에 대응하는 반사 신호를 수신하는 트랜스듀서(Transducer);

상기 평면파가 $360^\circ / N$ (N 은 2이상의 자연수)의 위상차(Phase Difference)을 갖도록 하며, 상기 평면파가 순차적으로 상기 대상체로 송신되도록 하는 송신부;

순차적으로 수신되는 상기 반사 신호 중 가장 최근 N 개의 신호만을 파이프-라인(PipeLine) 방식으로 합성하여 N 차 고조파 성분(Harmonic Component)을 생성하는 고조파 획득부; 및

상기 N 차 고조파 성분을 디스플레이(Display)하기 위한 데이터로 처리하는 신호 처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 고조파 획득부는,

순차적으로 수신되는 상기 반사 신호를 각각 저장하는 N 개의 영역을 할당하는 메모리;

상기 반사 신호에 포함된 위상 성분을 분석한 위상 분석 결과를 생성하는 위상 분석부;

상기 위상 분석 결과에 근거하여 위상 시프트(Phase Shift)를 수행 또는 미수행한 보정 데이터를 생성하는 위상 시프트부; 및

상기 보정 데이터 중 가장 최근 N 개의 데이터를 파이프-라인 방식으로 합성하여 하나의 프레임을 형성하도록 하는 N 차 고조파 성분을 생성하는 합성부

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 합성부는,

최초 프레임 형성 시 N 개의 상기 평면파를 송신에 따른 상기 보정 데이터를 합성하고, 이후 새롭게 송신되는 상기 평면파마다 생성되는 상기 보정 데이터를 수신 순서대로 합성하여 새로운 프레임이 형성되도록 하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 위상 분석부는 상기 반사 신호 각각에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 발생하는지의 여부를 확인하고, 확인 결과 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 발생하는 경우 해당 반사 신호에 위상 시프트가 미수행되도록 하는 상기 위상 분석 결과를 생성하며,

상기 위상 시프트부는 상기 위상 분석 결과에 근거하여 상기 위상 시프트가 미수행된 상기 보정 데이터를 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 5

제 2 항에 있어서,

상기 위상 분석부는 상기 반사 신호 각각에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 발생하는지의 여부를 확인하고, 확인 결과 $360^\circ / N$ 만큼의 차이가 미발생하는 경우 해당 반사 신호를 단위 샘플(Sample) 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트(Right Shift)되도록 하는 상기 위상 분석 결과를 생성하며,

상기 위상 시프트부는 상기 위상 분석 결과에 근거하여 상기 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트한 상기 보정 데이터를 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 6

제 2 항에 있어서,

상기 메모리는,

최초 평면파에 대응하는 제 1 반사 신호를 저장하는 제 1 저장 영역; 및

제 N 평면파에 대응하는 제 N 반사 신호를 저장하는 제 N 저장 영역

을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 위상 분석부는 상기 제 1 반사 신호와 상기 제 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 발생하는 경우, 상기 제 1 반사 신호와 상기 제 N 반사 신호에 위상 시프트가 미수행되도록 하는 상기 위상 분석 결과를 생성하며,

상기 위상 시프트부는 상기 위상 분석 결과에 근거하여 상기 위상 시프트가 미수행된 상기 보정 데이터를 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 8

제 6 항에 있어서,

상기 위상 분석부는 상기 제 1 반사 신호와 상기 제 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 를 초과하여 발생하는 경우, 상기 제 1 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 하는 상기 위상 분석 결과를 생성하며,

상기 위상 시프트부는 상기 위상 분석 결과에 근거하여 상기 제 1 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트한 상기 보정 데이터를 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 9

제 6 항에 있어서,

상기 위상 분석부는 상기 제 1 반사 신호와 상기 제 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 미만으로 발생하는 경우, 상기 제 N 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 하는 상기 위상 분석 결과를 생성하며,

상기 위상 시프트부는 상기 위상 분석 결과에 근거하여 상기 N 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트한 상기 보정 데이터를 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 10

초음파 의료 장치가 고조파 이미지를 형성하는 방법에 있어서,

$360^\circ / N$ (N은 2이상의 자연수)의 위상차를 갖도록 위상을 설정하는 송신 제어 과정;

대상체로 상기 $360^\circ / N$ 의 위상차를 갖는 평면파를 순차적으로 송신하고 상기 대상체로부터 상기 평면파에 대응하는 반사 신호를 수신하는 수신 과정;

순차적으로 수신되는 상기 반사 신호 중 가장 최근 N 개의 신호를 파이프-라인 방식으로 합성하여 N차 고조파 성분을 생성하는 고조파 획득 과정; 및

상기 N차 고조파 성분을 디스플레이하기 위한 데이터로 처리하는 신호 처리 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 고조파 영상 형성 방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 고조파 획득 과정은,

순차적으로 수신되는 상기 반사 신호를 N개의 저장 영역에 각각 저장하는 저장 과정;

상기 반사 신호 각각에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 과 동일한 경우, 해당 반사 신호에 위상 시프트가 미수행되도록 하는 상기 위상 분석 결과를 생성하는 위상 분석 과정;

상기 위상 분석 결과에 근거하여 위상 시프트가 미수행된 보정 데이터를 생성하는 위상 시프트 과정; 및

상기 보정 데이터 중 가장 최근 N 개의 데이터를 파이프-라인 방식으로 합성하여 하나의 프레임을 형성하도록 하는 N차 고조파 성분을 생성하는 합성 과정

을 포함하는 것을 특징으로 하는 고조파 영상 형성 방법.

청구항 12

제 10 항에 있어서,

상기 고조파 획득 과정은,

순차적으로 수신되는 상기 반사 신호를 N개의 저장 영역에 각각 저장하는 저장 과정;

상기 반사 신호 각각에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 과 미동일한 경우 해당 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 하는 상기 위상 분석 결과를 생성하는 위상 분석 과정;

상기 위상 분석 결과에 근거하여 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트한 보정 데이터를 생성하는 위상 시프트 과정; 및

상기 보정 데이터 중 가장 최근 N 개의 데이터를 파이프-라인 방식으로 합성하여 하나의 프레임을 형성하도록 하는 N차 고조파 성분을 생성하는 합성 과정

을 포함하는 것을 특징으로 하는 고조파 영상 형성 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 실시예는 고조파 영상 형성 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 이하에 기술되는 내용은 단순히 본 실시예와 관련되는 배경 정보만을 제공할 뿐 종래기술을 구성하는 것이 아님을 밝혀둔다.

[0003] 초음파 영상 시스템은 대상체에 초음파를 송신한 후 대상체 내에서 반사되는 반사 신호를 수신하고, 수신된 반사 신호를 전기적 신호로 변환하여 초음파 영상을 형성한다. 초음파 영상 시스템에서 초음파 영상의 해상도를 높이기 위한 일환으로 고조파 영상 형성(Harmonic Imaging)이 제시되었다. 특정 주파수의 초음파 펄스를 송신하고 반사 신호를 수신할 때, 인체에서 반사되는 반사 신호에는 기본 주파수(Fundamental Frequency) 성분과 고조파 성분(Harmonic Component)이 포함된다. 고조파 성분의 대부분은 기본 주파수 보다 세기(Intensity)가 2배인 2차 고조파 성분이다. 일반적으로 고조파 영상 형성에서는 이러한 2차 고조파 성분만을 분리하여 초음파 영상을 형성한다.

[0004] 고조파 성분은 기본 주파수에 비해 빔 폭(Beam Width)이 좁고, 사이드 로브(Side Lobe)가 낮다. 이에 따라, 고

조파 성분으로 형성된 초음파 영상은 기본 주파수 성분으로 형성된 초음파 영상에 비해 해상도가 개선되고 명암 대비도 좋아진다. 하지만, 고조파 성분을 추출하기 위해 이용되는 펄스 인버전(Pulse Inversion) 방식의 경우 프레임 레이트(Frame Rate)가 낮아지는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 실시예는 N차 고조파 이미지를 생성하여 영상 처리하기 위한 기술로써 위상차를 갖는 평면파(Plane Wave)를 송신하고, 그에 대응하는 반사 신호를 파이프-라인(PipeLine) 방식으로 합성하여 프레임 레이트(Frame Rate)를 향상시킬 수 있는 고조파 영상 형성 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치를 제공하는 데 주된 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 실시예의 일 측면에 의하면, 대상체로 평면파(Plane Wave)를 송신하고 상기 대상체로부터 상기 평면파에 대응하는 반사 신호를 수신하는 트랜스듀서(Transducer); 상기 평면파가 $360^\circ / N$ (N은 2이상의 자연수)의 위상차(Phase Difference)를 갖도록 하며, 상기 평면파가 순차적으로 상기 대상체로 송신되도록 하는 송신부; 순차적으로 수신되는 상기 반사 신호 중 가장 최근 N 개의 신호만을 파이프-라인(PipeLine) 방식으로 합성하여 N차 고조파 성분(Harmonic Component)을 생성하는 고조파 획득부; 및 상기 N차 고조파 성분을 디스플레이(Display)하기 위한 데이터로 처리하는 신호 처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치를 제공한다.

[0007] 또한, 본 실시예의 다른 측면에 의하면, 초음파 의료 장치가 고조파 이미지를 형성하는 방법에 있어서, $360^\circ / N$ (N은 2이상의 자연수)의 위상차를 갖도록 위상을 설정하는 송신 제어 과정; 대상체로 상기 $360^\circ / N$ 의 위상차를 갖는 평면파를 순차적으로 송신하고 상기 대상체로부터 상기 평면파에 대응하는 반사 신호를 수신하는 수신 과정; 순차적으로 수신되는 상기 반사 신호 중 가장 최근 N 개의 신호를 파이프-라인 방식으로 합성하여 N차 고조파 성분을 생성하는 고조파 획득 과정; 및 상기 N차 고조파 성분을 디스플레이하기 위한 데이터로 처리하는 신호 처리 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 고조파 영상 형성 방법을 제공한다.

발명의 효과

[0008] 이상에서 설명한 바와 같이 본 실시예에 의하면 N차 고조파 이미지를 생성하여 영상 처리하기 위한 기술로서 위상차를 갖는 평면파를 송신하고, 그에 대응하는 반사 신호를 파이프-라인방식으로 합성하여 프레임 레이트를 향상시킬 수 있는 효과가 있다.

[0009] 또한, 본 실시예에 의하면 기존 펄스 인버전(Pulse Inversion) 방식의 고조파 영상 획득방식에 비해 프레임 레이트가 향상되는 효과가 있다. 기존 고조파 영상 처리 장치와 차별되게 위상차를 갖는 평면파를 이용한 고조파 영상 처리를 구현함으로써 기존 장비에 비해 이미지 퀄리티(Quality)가 향상되고 빠른 프레임 레이트를 가진 차별화된 고조파 영상 처리를 제공할 수 있는 효과를 가진다.

도면의 간단한 설명

[0010] 도 1은 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.

도 2는 본 실시예에 따른 고조파 획득부를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.

도 3은 본 실시예에 따른 고조파 영상 형성 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

도 4는 본 실시예에 따른 위상 보정 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

도 5는 본 실시예에 따른 N차 고조파 획득 방법을 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 이하, 본 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.

[0012] 도 1은 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.

[0013] 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치(100)는 트랜스듀서(Transducer)(110), 송수신 스위치(122), 송신부(132), 수신부(134), 아날로그 디지털 컨버터(140), 빔포머(150), 고조파 획득부(160), 신호 처리부(170) 및 주사 변환부(180)를 포함한다. 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치(100)의 구성 요소는 반드시 이에 한정되는 것은 아니

다.

- [0014] 트랜스듀서(110)는 전기적 아날로그 신호를 초음파로 변환하여 대상체에 전송하고, 대상체로부터 반사된 신호(이하, 반사 신호라 한다)를 전기적 아날로그 신호로 변환한다. 일반적으로 트랜스듀서(110)는 복수 개의 트랜스듀서 엘리먼트(Transducer Element)가 결합되어 형성된다. 이러한, 트랜스듀서(110)는 음향 에너지를 전기적 신호로 변환하고, 전기적 에너지를 음향 에너지로 변환한다. 또한, 트랜스듀서(110)는 배열형 트랜스듀서(Transducer Array)로 구현될 수 있으며, 배열형 트랜스듀서 내의 트랜스듀서 엘리먼트를 이용하여 대상체로 초음파를 송신하고 대상체로부터 반사되는 반사 신호를 수신한다.
- [0015] 트랜스듀서(110)는 다수(예컨대, 128개)의 트랜스듀서 엘리먼트를 포함할 수 있으며, 송신부(132)로부터 인가된 전압에 응답하여 초음파를 출력한다. 이때, 다수의 트랜스듀서 엘리먼트 중에서 일부의 트랜스듀서 엘리먼트만이 초음파 송신에 이용될 수 있다. 예컨대, 128개의 트랜스듀서 엘리먼트를 포함하고 있는 트랜스듀서(110)라 하여도, 초음파 송신 시 64개의 트랜스듀서 엘리먼트만이 초음파를 송신하여 하나의 송신 스캔라인(ScanLine)을 형성할 수 있다. 이러한 트랜스듀서(110)는 수신용 및 송신용으로 모두 사용할 수 있다. 이러한, 트랜스듀서(110)는 다수의 1D(Dimension), 1.25D, 1.5D, 1.75D 또는 2D의 배열형 트랜스듀서로 구현될 수 있다.
- [0016] 또한, 트랜스듀서(110)는 빔포머(150)의 제어에 따라 각 트랜스듀서 엘리먼트에 입력되는 펄스(Pulse)들의 입력 시간을 적절하게 지연시킴으로써 집속된 초음파를 송신 스캔 라인을 따라 대상체로 송신한다. 한편, 대상체로부터 초음파에 대응하여 반사된 반사 신호는 트랜스듀서(110)에 서로 다른 수신 시간을 가지면서 입력되며, 트랜스듀서(110)는 대상체로부터 입력된 반사 신호를 빔포머(150)로 출력한다. 본 실시예에 따른 트랜스듀서(110)는 대상체로 평면파를 송신하고 대상체로부터 평면파에 대응하는 반사 신호를 수신한다. 이때, 반사 신호는 평면파에 대응되는 신호로서, 소프트웨어적으로 고속 이미징 처리될 수 있다.
- [0017] 송수신 스위치(122)는 트랜스듀서(110)가 송신 또는 수신을 번갈아가며 수행할 수 있도록 송신부(132)와 수신부(134)를 스위칭하는 기능을 수행한다. 또한, 송수신 스위치(122)는 송신부(132)에서 출력되는 전압이 수신부(134)에 영향을 주지 않도록 하는 역할을 수행한다.
- [0018] 송신부(132)는 트랜스듀서(110)에 전압 펄스를 인가하여, 트랜스듀서(110)의 각각의 트랜스듀서 엘리먼트에서 초음파가 출력되도록 한다. 본 실시예에 따른 송신부(132)는 트랜스듀서(110)에 전압 펄스를 인가하여, 트랜스듀서(110)의 각각의 트랜스듀서 엘리먼트에서 평면파가 출력되도록 한다. 이때, 송신부(132)는 트랜스듀서(110)에서 출력되는 평면파가 $360^\circ / N$ (N은 2이상의 자연수)의 위상차(Phase Difference)를 갖도록 위상을 설정한다. 송신부(132)는 트랜스듀서(110)에 의해 $360^\circ / N$ 의 위상차를 갖는 위상을 포함한 평면파가 순차적으로 대상체에 송신되도록 한다. 예컨대, 송신부(132)는 N이 2로 설정되는 경우 트랜스듀서(110)의 평면파가 180° 의 위상차를 갖도록 0° 의 위상과 180° 의 위상을 갖도록 설정한다. 또한, 송신부(132)는 N이 3으로 설정되는 경우 트랜스듀서(110)의 평면파가 120° 의 위상차를 갖도록 0° 의 위상, 120° 의 위상, 240° 의 위상을 설정한다.
- [0019] 수신부(134)는 트랜스듀서(110)의 각각의 트랜스듀서 엘리먼트에서 출력된 초음파가 대상체에서 반사되어 돌아오는 반사 신호를 수신하고, 수신된 반사 신호에 대한 증폭, 에일리어싱(Aliasing) 현상 및 잡음 성분의 제거, 초음파가 신체 내부를 통과하면서 발생하는 감쇄의 보정 등의 수행한 후처리된 신호를 아날로그 디지털 컨버터(140)로 전송한다.
- [0020] 아날로그 디지털 컨버터(140)는 수신부(134)로부터 수신된 아날로그 반사 신호를 디지털 신호로 변환한 후 빔형성부(156)로 전송한다. 아날로그 디지털 컨버터(140)가 트랜스듀서(110)로부터 수신한 반사 신호는 아날로그 형식을 띄고 있는데, 아날로그 신호는 연속적인 신호의 전압 형태이다. 이때, 아날로그 신호는 주사 변환부(180)에 의해 처리되기 전에 먼저 디지털 신호로 전환되어야 한다. 따라서, 아날로그 디지털 컨버터(140)에서 각각의 아날로그 형태의 반사 신호를 0과 1의 조합으로 바꾸어 주는 것이다. 예컨대, 아날로그 디지털 컨버터(140)는 신호를 디지털로 표현하기 위해, 아날로그 신호를 0과 1의 형태로 나타내며 이러한 디지털 신호는 신호처리부(170)를 경유하여 주사 변환부(180)의 메모리에 저장된다. 또한, 아날로그 디지털 컨버터(140)는 반사 신호를 디지털 신호로 전환한다.
- [0021] 여기서, 송수신 스위치(122), 송신부(132), 수신부(134) 및 아날로그 디지털 컨버터(140)는 전단 처리부(Front End)(120)로 구현될 수 있다.
- [0022] 빔포머(150)는 트랜스듀서(110)에 적합한 전기신호를 지연시켜서 각 트랜스듀서 엘리먼트에 맞는 전기신호로 변환한다. 또한, 빔포머(150)는 각 트랜스듀서 엘리먼트에서 변환한 전기신호를 지연 또는 합산하여 해당 트랜스듀서 엘리먼트의 출력값으로 산출한다. 빔포머(150)는 송신 빔포머, 수신 빔포머 및 빔형성부(156)를

포함한다. 여기서, 송신 빔포머는 송신 집속 지연부(152)에 해당하며, 수신 빔포머는 수신 집속 지연부(154)에 해당한다. 본 실시예에 따른 빔포머(150)는 확대 영역으로 초음파를 집속하는데 필요한 제 1 지연시간을 생성하거나 대상체로 평면파를 집속하는데 필요한 제 2 지연시간을 생성한 후 제 1 지연시간 또는 제 2 지연시간이 적용된 디지털 신호 각각을 하나의 신호로 조합한 조합 신호를 생성한다. 한편, 빔포머(150)는 소프트웨어적으로 고속 이미징 처리를 위해 아날로그 디지털 컨버터(140) 및 신호 처리부(170)와 전 병렬 경로(Full Parallel Path)로 연결될 수 있다.

[0023] 송신 집속 지연부(152)는 대상체(진단 대상)로부터 트랜스듀서 엘리먼트 각각에 도달하는 시간을 고려하여 각각의 전기적 디지털 신호에 적절한 지연을 가한다. 예컨대, 송신 집속 지연부(152)는 트랜스듀서(110)가 배열형 트랜스듀서일 경우, 빔을 조정하고 전자적으로 초점을 맞추도록 한다. 예컨대, 배열형 트랜스듀서가 서로 다른 깊이에 따라 전자적으로 집속하므로, 송신 집속 지연부(152)는 배열형 트랜스듀서 엘리먼트 각각에 펄스 지연시간을 연속적으로 줌으로써 송신측에 빔을 집속한다. 결과적으로 송신 집속 지연부(152)는 전자적으로 주사되는 배열형 트랜스듀서의 대해 빔의 방향을 조절할 수 있다. 수신 집속 지연부(154)는 아날로그 디지털 컨버터(140)에서 변환한 디지털 신호를 집속 또는 빔포밍하는데 필요한 지연시간을 생성한다. 예컨대, 수신 집속 지연부(154)는 트랜스듀서(110)로부터 수신된 반사 신호를 집속하기 위한 시간 지연을 제공하며, 반사 신호의 동적 집속(Dynamic Focusing)을 조절한다.

[0024] 빔 형성부(156)는 아날로그 디지털 컨버터(140)에 의해 변환된 전기적 디지털 신호를 합산하여 수신 집속 신호(Receive Focusing Signal)를 형성할 수 있다. 빔 형성부(156)는 디지털화된 신호를 하나의 신호로 조합한다. 이때, 동일한 위상의 반사 신호는 빔 형성부(156)에서 결합되고 신호 처리부(170)에서 다양한 신호 처리 방식이 적용된 후 주사 변환부(180)를 통해서 구비된 디스플레이부에서 출력된다. 빔 형성부(156)는 아날로그 디지털 컨버터(140)로부터 수신된 신호에 서로 다른 지연량(Amount Of Delay)(수신 집속(Focusing)을 하려는 위치에 따라 결정됨)을 적용하고 지연된 신호를 합성함으로써 동적 집속을 수행한다. 예컨대, 빔 형성부(156)는 트랜스듀서 엘리먼트 각각으로부터 수신된 반사 신호를 이후에 있을 신호 처리를 위해 하나의 신호로 조합한다. 빔 형성부(156)는 각 반사체(대상체)에 대해 단일 반사 신호를 만들기 위해서 모든 트랜스듀서 엘리먼트로부터 수신된 반사 신호를 하나의 신호를 조합한 조합 신호를 생성한다. 이렇게 생성된 조합 신호는 빔 형성부(156)에 의해 신호 처리부(170)로 전송되고, 최종적으로 영상 데이터 저장을 위하여 디지털 형태로 바꾸어 주는 디지털화 장치(Digitalizing Device)로 전송된다.

[0025] 본 실시예에 따른 고조파 획득부(160)는 순차적으로 수신되는 반사 신호 중 가장 최근 N 개의 신호만을 파이프라인(PipeLine) 방식으로 합성하여 N차 고조파 성분(Harmonic Component)을 생성한다. 여기서, '파이프라인'이란 프로세서로 가는 명령어의 움직임(또는 명령어를 수행하기 위해 프로세서에 의해 취해진 산술적인 단계)이 연속적이고, 다소 겹치는 것을 말한다. 예컨대, '파이프라인'을 이용하는 경우 프로세서가 산술 연산을 수행하는 동안에 다음 명령어를 가져올 수 있으며, 가져온 명령어를 다음 명령어 연산이 수행될 수 있을 때까지 프로세서 근처의 버퍼에 가져다 놓는다. 따라서, 명령어를 가져오는 단계는 끊임없이 지속되며, 그 결과, 주어진 시간 동안에 수행될 수 있는 명령어의 수가 증가하게 된다.

[0026] 또한, 고조파 획득부(160)는 N차 고조파 성분의 생성을 위해 순차적으로 수신되는 반사 신호 중 가장 최근 N 개의 신호를 합성하게 되면, 기본 주파수 성분이 없어지게 되고 N차 고조파 성분만이 남게된다. 예를 들어, N이 2인 경우 2차 고조파 성분만이 남게되는 것이며, N이 3인 경우 3차 고조파 성분만이 남게되는 것이다.

[0027] 또한, 위상차를 기준으로 예를들어 설명하자면, 고조파 획득부(160)는 파이프라인 방식으로 반사 신호에 포함된 위상차의 합($180^\circ + 180^\circ$, $120^\circ + 120^\circ + 120^\circ$ 등)이 360° 를 이루어 하나의 프레임을 형성하도록 하는 N차 고조파 성분을 생성할 수 있다.

[0028] 고조파 획득부(160)가 최초 프레임을 형성하는 과정에 대해 설명하자면, 고조파 획득부(160)는 최초 프레임 형성 시 N 개의 평면파를 송신에 따른 보정 데이터를 합성한다. 예컨대, 고조파 획득부(160)는 트랜스듀서(110)가 평면파를 송신하고 수신되는 반사 신호의 개수가 N 개가 될 때까지 대기한 후 N 개의 반사 신호를 합성하여 N차 고조파 성분을 생성하는 것이다. 이후 고조파 획득부(160)가 프레임을 형성하는 과정에 대해 설명하자면, 고조파 획득부(160)는 최초 프레임 형성 이후 트랜스듀서(110)가 새롭게 송신하는 평면파마다 생성되는 보정 데이터를 수신 순서대로 합성하여 새로운 프레임이 형성되도록 한다. 예컨대, 고조파 획득부(160)는 최초 프레임이 형성된 이후에는 트랜스듀서(110)가 새로운 평면파를 송신할 때마다 수신되는 반사 신호를 기존에 수신한 반사 신호와 결합하는 형태로 가장 최근의 N 개의 신호만을 합성하여 N차 고조파 성분을 생성할 수 있다.

[0029] 이러한, 고조파 획득부(160)가 반사 신호에 포함된 위상을 보정하는 과정에 대해 설명한다. 고조파 획득부(160)

0)는 구비된 N 개의 메모리에 순차적으로 수신되는 반사 신호를 각각 저장하고, 저장된 반사 신호에 포함된 위상 성분을 분석한 위상 분석 결과를 생성하며, 생성된 위상 분석 결과에 근거하여 위상 시프트(Phase Shift)가 수행된 보정 데이터를 생성한다. 이후 고조파 획득부(160)는 생성된 보정 데이터 중 가장 최근 N 개의 데이터를 파이프-라인 방식으로 합성하여 하나의 프레임을 형성하도록 하는 N 차 고조파 성분을 생성한다.

[0030]

이하, 고조파 획득부(160)가 반사 신호에 포함된 위상을 보정하기 위해 위상차를 확인하는 과정에 대해 설명한다. 고조파 획득부(160)는 메모리(220)에 저장된 반사 신호 각각에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 발생하는지의 여부를 확인한다. 확인 결과 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 발생하는 경우 고조파 획득부(160)는 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일한 위상차가 발생한 것으로 인식하여 메모리(220)에 저장된 반사 신호에 위상 시프트가 미수행되도록 하는 위상 분석 결과를 생성하며, 생성된 위상 분석 결과에 근거하여 위상 시프트가 미수행된 보정 데이터를 생성한다. 한편, 확인 결과 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 미발생하는 경우 고조파 획득부(160)는 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일하지 않은 위상차가 발생한 것으로 인식하여 메모리(220)에 저장된 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 하는 위상 분석 결과를 생성하며, 생성된 위상 분석 결과에 근거하여 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트한 보정 데이터를 생성한다. 예를 들어, 단위 샘플 시간은 40 MHz 샘플링 시스템에서는 25 ns일 수 있다.

[0031]

신호 처리부(170)는 빔 형성부(156)에서 집속된 수신 스캔라인의 반사 신호를 기저 대역 신호(Baseband Signals)로 변화시키고 직교 복조기(Quadrature Demodulator)를 사용해서 포락선(Envelope)을 검출하여 하나의 스캔라인에 대한 데이터를 얻는다. 또한, 신호 처리부(170)는 빔포머(150)에 의해 생성된 데이터를 디지털 신호로 처리한다. 본 실시예에 따른 신호 처리부(170)는 N 차 고조파 성분을 디스플레이(Display)하기 위한 데이터로 처리한다.

[0032]

신호 처리부(170)는 평면파에 대응하는 반사 신호를 고속 이미징 처리하기 위해 해당 데이터를 소프트웨어적으로 병렬 처리할 수 있다. 예컨대, 신호 처리부(170)는 고속 이미지 처리를 위해 입력 데이터 열과 비교 데이터 열을 비교하고, 비교 결과 데이터 열을 생성하고, 비교 결과 데이터 열을 구성하는 각 비교 결과 데이터로부터 대표 비트를 추출하고, 대표 비트에 의해서 대표 비트열을 생성하며, 대표 비트열이 나타낼 수 있는 비트 패턴에 대응한 복수의 조작 데이터 열을 테이블에 저장하며, 복수의 조작 데이터 열 중에서 대표 비트열에 따라 선택된 특정의 조작 데이터 열을 이용하고, 입력 데이터 열에 대한 데이터 연산을 실행해 배출량 데이터 열을 생성할 수 있다. 전술한 바와 같이, 신호 처리부(170)의 고속 이미징 처리를 위해 소프트웨어적인 병렬 처리를 수행하나, 아키텍처(Architecture)로는 멀티 코어의 CPU(Central Processing Unit) 및 GPU(Graphic Processing Unit)가 동시에 수천 개의 채널에서 병렬 처리를 수행할 수 있다.

[0033]

주사 변환부(180)는 신호 처리부(170)에서 얻어진 데이터를 메모리에 기록하고, 데이터의 주사 방향을 디스플레이부(예컨대, 모니터)의 픽셀 방향과 일치시키며, 해당 데이터를 디스플레이부의 픽셀 위치로 매핑시킨다. 주사 변환부(180)는 초음파 영상 데이터를 소정의 스캔라인 표시형식의 디스플레이부에서 사용되는 데이터 형식으로 변환한다.

[0034]

주사 변환부(180)의 메모리는 기 설정된 위치로부터 수신된 초음파 영상 데이터에 대해 멀티 비트(Multi-Bit) 저장 단위로 구성된 각 요소들의 매트릭스(Matrix)로 인식될 수 있다. 여기서, 디지털화된 요소를 픽셀이라 한다. 예컨대, 주사 변환부(180)의 메모리는 이러한 픽셀들의 매트릭스이다. 디스플레이부 상에 출력되는 초음파 영상 데이터는 실제로 주사 변환부(180)의 메모리 내에 디지털 숫자들의 매트릭스 형태로 존재한다. 예컨대, 초음파 이미징 형성이 이루어지는 동안, 반사 신호는 대상체의 위치에 따라 픽셀의 위치(주소)에 끼워 넣어진다. 주사 변환부(180)는 정확한 픽셀 주소를 산출하기 위해 반사 신호의 지연 시간과 트랜스듀서(110)의 빔 좌표를 이용한다.

[0035]

이때, 주사 변환부(180)는 각 픽셀 위치 상에 반사 신호의 값을 표현하기 위해 최소 8비트 상에서 이용된다. 예컨대, 8비트가 각 위치에 256개의 진폭 레벨들을 갖는다. 이러한, 주사 변환부(180)의 메모리는 초음파 빔이 관심 영역(ROI: Region Of Interest)을 초음파 이미지를 형성해 감에 따라 연속적으로 새로운 반사 신호 정보로 업데이트된다. 한편, 주사 변환부(180)의 영상 정지 기능은 반사 신호가 영상 기록뿐 아니라 사진, 디지털 정보 저장을 위해 메모리 상에 저장될 수 있다. 주사 변환부(180)의 메모리는 디스플레이부의 휘도 세기를 조절하는데 필요한 신호를 공급하는 디지털-아날로그 변환기(DAC)로 픽셀 값들을 전달함으로써 출력된다.

[0036]

또한, 빔포머(150), 고조파 획득부(160), 신호 처리부(170) 및 주사 변환부(180)는 호스트(Host)(190)로 구현될 수 있다. 이때, 호스트(190)는 CPU 및 GPU를 포함하여 구현될 수 있다. 진단 처리부(120)와 호스트(190)는 예컨대, PCI(Peripheral Component Interconnect) 인터페이스로 연결될 수 있다.

- [0037] 한편, 초음파 의료 장치(100)는 사용자 입력부를 추가로 포함할 수 있으며, 사용자 입력부는 사용자의 조작 또는 입력에 의한 명령(Instruction)을 입력받는다. 여기서, 사용자 명령은 초음파 의료 장치(100)를 제어하기 위한 설정 명령 등이 될 수 있다.
- [0038] 도 2는 본 실시예에 따른 고조파 획득부를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.
- [0039] 본 실시예에 따른 고조파 획득부(160)는 위상 분석부(210), 메모리(220), 위상 시프트부(230) 및 합성부(240)를 포함한다. 본 실시예에 따른 고조파 획득부(160)의 구성요소는 반드시 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0040] 위상 분석부(210)는 반사 신호에 포함된 위상 성분을 분석한 위상 분석 결과를 생성한다. 여기서, 위상 분석(210)은 반사 신호에 포함된 위상 성분을 분석하기 위해 고속 푸리에 변환(FFT: Fast Fourier Transform)을 이용할 수 있다. 위상 분석부(210)가 반사 신호에 포함된 위상을 보정하기 위해 위상차를 확인하는 과정에 대해 설명하자면, 위상 분석부(210)는 메모리(220)에 저장된 반사 신호 각각에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 발생하는지의 여부를 확인한다. 확인 결과 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 발생하는 경우 위상 분석부(210)는 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일한 위상차가 발생한 것으로 인식하여 메모리(220)에 저장된 반사 신호에 위상 시프트가 미수행되도록 하는 위상 분석 결과를 생성한다. 한편, 확인 결과 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 미발생하는 경우, 위상 분석부(210)는 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일하지 않은 위상차가 발생한 것으로 인식하여 메모리(220)에 저장된 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 하는 위상 분석 결과를 생성한다.
- [0041] 보다 구체적으로 위상 분석부(210)의 동작에 대해 설명하자면, 위상 분석부(210)는 메모리(220)의 제 1 저장 영역에 저장된 제 1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N 저장 영역에 저장된 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 발생하는 경우, 제 1 반사 신호와 N 반사 신호에 위상 시프트가 미수행되도록 하는 위상 분석 결과를 생성한다. 위상 분석부(210)는 메모리(220)의 제 1 저장 영역에 저장된 제 1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N 저장 영역에 저장된 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 를 초과하여 발생하는 경우, 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일하지 않은 위상차가 발생한 것으로 인식하여 제 1 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 하는 위상 분석 결과를 생성한다. 또한, 위상 분석부(210)는 메모리(220)의 제 1 저장 영역에 저장된 제 1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N 저장 영역에 저장된 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 미만으로 발생하는 경우, 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일하지 않은 위상차가 발생한 것으로 인식하여 제 N 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 하는 위상 분석 결과를 생성한다.
- [0042] 이하, N을 3이상의 자연수로 가정하여 위상 분석부(210)의 동작에 대해 설명한다. 위상 분석부(210)는 메모리(220)의 제 N-1 저장 영역에 저장된 제 N-1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N 저장 영역에 저장된 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 발생하는 경우, 제 N-1 반사 신호와 N 반사 신호에 위상 시프트가 미수행되도록 하는 위상 분석 결과를 생성한다. 한편, 위상 분석부(210)는 메모리(220)의 제 N-1 저장 영역에 저장된 제 N-1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N 저장 영역에 저장된 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 를 초과하여 발생하는 경우, 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일하지 않은 위상차가 발생한 것으로 인식하여 제 N-1 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 하는 위상 분석 결과를 생성한다. 또한, 위상 분석부(210)는 메모리(220)의 제 N-1 저장 영역에 저장된 제 N-1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N 저장 영역에 저장된 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 미만으로 발생하는 경우, 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일하지 않은 위상차가 발생한 것으로 인식하여 제 N 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 하는 위상 분석 결과를 생성한다.
- [0043] 메모리(220)는 순차적으로 수신되는 반사 신호를 각각 저장하는 저장부이다. 이러한, 메모리(220)는 물리적으로 하나의 저장 모듈로 구현될 수 있으며, 내부적으로 N개의 저장 영역을 할당할 수 있다. 다시 말해, 메모리(220)는 최초 평면파에 대응하는 제 1 반사 신호를 저장하는 제 1 저장 영역 내지 제 N 평면파에 대응하는 제 N 반사 신호를 저장하는 제 N 저장 영역을 할당한다. 예컨대, 메모리(220)는 송신부(132)에서 $360^\circ / N$ 의 위상차를 설정하므로, 송신부에서 설정된 N개와 동일한 개수의 저장 영역을 할당할 수 있다. 여기서, 메모리(220)는 반드시 하나의 물리적인 저장 모듈로 한정되는 것은 아니다.
- [0044] 예컨대, N을 3으로 가정하는 경우, 송신부(132)는 트랜스듀서(110)의 평면파가 120° 의 위상차를 갖도록 0° 의 위상, 120° 의 위상, 240° 의 위상을 설정하게 되는 것이며, 메모리(220)는 제 1 저장 영역, 제 2 저장 영역(제 N-1 메모리 영역) 및 제 3 저장 영역(제 N 저장 영역)을 포함한다. 여기서, 0° 의 위상을 갖는 제 1 평면파에 대응한 제 1 반사 신호는 제 1 저장 영역에 저장되고, 120° 의 위상을 갖는 제 2 평면파에 대응한 제 2 반사 신호

호는 제 2 저장 영역(제 N - 1 저장 영역)에 저장되고, 240° 의 위상을 갖는 제 3 평면파에 대응한 제 3 반사 신호는 제 3 저장 영역(제 N 저장 영역)에 저장된다. 이때, 제 1 저장 영역, 제 2 저장 영역(제 N - 1 저장 영역) 및 제 3 저장 영역(제 N 저장 영역)에 데이터(반사 신호)가 모두 저장된 후 다시 0° 의 위상을 갖는 제 1 평면파에 대응한 제 1 반사 신호가 수신되는 경우, 새롭게 수신되는 제 1 반사 신호를 제 1 저장 영역에 갱신하여 저장할 수 있다.

[0045] 위상 시프트부(230)는 위상 분석 결과에 근거하여 위상 시프트를 수행 또는 미수행한 보정 데이터를 생성한다. 위상 시프트부(230)는 위상 분석부(210)로부터 수신된 위상 분석 결과를 확인하고, 확인 결과, 위상 분석 결과에 위상 시프트 미수행 정보가 포함되는 경우, 위상 분석 결과에 근거하여 위상 시프트가 미수행된 보정 데이터를 생성한다. 또한, 확인 결과, 위상 분석 결과에 위상 시프트 정보가 포함된 경우, 위상 시프트부(230)는 위상 시프트 정보에 근거하여 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트한 보정 데이터를 생성한다. 위상 시프트부(230)는 메모리(220)에 저장된 반사 신호를 시프트할 때 기본적으로 우측 시프트를 수행한다.

[0046] 위상 시프트부(230)가 위상 시프트를 수행하는 과정에 대해 설명하자면, 위상 시프트부(230)는 위상 분석부(210)로부터 수신된 위상 분석 결과가 제 1 반사 신호와 제 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 을 초과하여 발생하는 경우 1 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트한 보정 데이터를 생성한다. 위상 시프트부(230)는 위상 분석부(210)로부터 수신된 위상 분석 결과가 제 1 반사 신호와 제 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 을 미만으로 발생하는 경우 제 N 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트한 보정 데이터를 생성한다.

[0047] 위상을 갖는 반사 신호를 기준으로 위상 시프트부(230)의 동작을 예를들어 설명하자면, 위상 시프트부(230)는 위상 분석부(210)의 위상 분석 결과가 0° 위상을 갖는 반사 신호와 $360^\circ / N$ 위상을 갖는 반사 신호의 위상차를 산출하고, 위상차가 $360^\circ / N$ 를 초과하여 발생하는 경우 $360^\circ / N$ 위상을 갖는 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 시프트한 보정 데이터를 생성한다. 또한, 위상 시프트부(230)는 위상 분석부(210)의 위상 분석 결과가 0° 위상을 갖는 반사 신호와 $360^\circ / N$ 위상을 갖는 반사 신호의 위상차를 산출하고, 위상차가 $360^\circ / N$ 미만으로 발생하는 경우 0° 위상을 갖는 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 시프트한 보정 데이터를 생성한다.

[0048] 합성부(240)는 보정 데이터 중 가장 최근 N 개의 데이터를 파이프-라인 방식으로 합성하여 하나의 프레임을 형성하도록 하는 N자 고조파 성분을 생성한다. 합성부(240)는 최초 프레임 형성 시 N 개의 평면파를 송신에 따른 보정 데이터를 합성하고, 이후 새롭게 송신되는 평면파마다 생성되는 보정 데이터를 수신 순서대로 합성하여 새로운 프레임이 형성되도록 한다.

[0049] 이하 합성부(240)의 합성 과정을 N이 3인 경우로 가정하여 설명한다. 송신부(132)는 N이 3인 경우, 트랜스듀서(110)의 평면파가 120° 의 위상차를 갖도록 0° 의 위상, 120° 의 위상, 240° 의 위상을 설정하게 되므로, 0° 의 위상을 갖는 제 1 평면파에 대응한 제 1 반사 신호를 'A₁'라 가정하고, 120° 의 위상을 갖는 제 2 평면파에 대응한 제 2 반사 신호를 'B₁'라 가정하고, 240° 의 위상을 갖는 제 3 평면파에 대응한 제 3 반사 신호를 'C₁'라 가정한다. 이후, 합성부(240)는 제 1 반사 신호 내지 제 3 반사 신호에 포함된 위상차의 합($120^\circ + 120^\circ + 120^\circ$)이 360° 를 이루도록 'A₁ + B₁ + C₁' 순서로 반사 신호를 합성하여 제 1 프레임을 형성할 수 있다. 이후 0° 의 위상을 갖는 새로운 제 1 평면파에 대응하는 새로운 제 1 반사 신호를 'A₂'이라 가정(A₁과 A₂는 각각 다른 시간에 수신한 동일한 위상을 갖는 데이터)하면, 합성부(240)는 위상차의 합($120^\circ + 120^\circ + 120^\circ$)이 360° 를 이루도록 'B₁ + C₁ + A₂' 순서로 반사 신호를 합성하여 제 2 프레임을 형성할 수 있다. 또한 120° 의 위상을 갖는 새로운 제 2 평면파에 대응하는 새로운 제 2 반사 신호를 'B₂'이라 가정하면, 합성부(240)는 위상차의 합($120^\circ + 120^\circ + 120^\circ$)이 360° 를 이루도록 'C₁ + A₂ + B₂' 순서로 반사 신호를 합성하여 제 3 프레임을 형성할 수 있다.

[0050] 도 3은 본 실시예에 따른 고조파 영상 형성 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

[0051] 초음파 의료 장치(100)는 트랜스듀서(110)에서 출력하는 평면파가 $360^\circ / N$ (N은 2이상의 자연수)의 위상차를 갖도록 위상을 설정한다(S310). 예컨대, 단계 S310에서 초음파 의료 장치(100)는 N이 2로 설정되는 경우 트랜스듀서(110)의 평면파가 180° 의 위상차를 갖도록 0° 의 위상과 180° 의 위상을 설정하는 것이며, N이 3으로 설정되는 경우 트랜스듀서(110)의 평면파가 120° 의 위상차를 갖도록 0° 의 위상, 120° 의 위상, 240° 의 위상을 설정하는 것이다. 초음파 의료 장치(100)는 트랜스듀서(110)를 이용하여 대상체로 $360^\circ / N$ 의 위상차를 갖는 평면파

를 출력한다(S320).

- [0052] 초음파 의료 장치(100)는 트랜스듀서(110)를 이용하여 대상체로부터 평면파에 대응하는 반사 신호를 수신하여 N개의 메모리(220)에 저장한다(S330). S330에서 메모리(220)는 순차적으로 수신되는 반사 신호를 각각 저장하는 N개의 메모리(220) 내에 순차 저장한다. 예컨대, 메모리(220)는 최초 평면파에 대응하는 제 1 반사 신호를 저장하는 제 1 저장 영역 내지 N 번째 평면파에 대응하는 제 N 반사 신호를 저장하는 제 N 저장 영역을 포함한다. 예컨대, N을 3으로 가정하는 경우, 송신부(132)는 트랜스듀서(110)의 평면파가 120° 의 위상차를 갖도록 0° 의 위상, 120° 의 위상, 240° 의 위상을 설정하게 되는 것이며, 메모리(220)는 제 1 저장 영역, 제 2 저장 영역(제 N-1 저장 영역) 및 제 3 저장 영역(제 N 저장 영역)을 포함한다. 여기서, 0° 의 위상을 갖는 제 1 평면파에 대응한 제 1 반사 신호는 제 1 저장 영역에 저장되고, 120° 의 위상을 갖는 제 2 평면파에 대응한 제 2 반사 신호는 제 2 저장 영역(제 N-1 저장 영역)에 저장되고, 240° 의 위상을 갖는 제 3 평면파에 대응한 제 3 반사 신호는 제 3 저장 영역(제 N 저장 영역)에 저장된다.
- [0053] 초음파 의료 장치(100)는 반사 신호에 포함된 위상 성분을 분석한 위상 분석 결과를 생성하고, 위상 분석 결과에 근거하여 위상 시프트가 필요한 경우 위상 시프트가 수행된 보정 데이터를 생성한다(S340). 단계 S340에서 초음파 의료 장치(100)는 메모리(220)에 저장된 반사 신호 각각에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 발생하는지의 여부를 확인한다. 확인 결과 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 발생하는 경우 초음파 의료 장치(100)는 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일한 위상차가 발생한 것으로 인식하여 메모리(220)에 저장된 반사 신호에 위상 시프트가 미수행되도록 하는 위상 분석 결과를 생성하며, 생성된 위상 분석 결과에 근거하여 위상 시프트가 미수행된 보정 데이터를 생성한다. 한편, 확인 결과 $360^\circ / N$ 만큼 차이가 미발생하는 경우 초음파 의료 장치(100)는 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일하지 않은 위상차가 발생한 것으로 인식하여 메모리(220)에 저장된 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 하는 위상 분석 결과를 생성하며, 생성된 위상 분석 결과에 근거하여 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트한 보정 데이터를 생성한다.
- [0054] 초음파 의료 장치(100)는 순차적으로 수신되는 보정 데이터(또는 반사 신호) 중 가장 최근 N개의 신호만을 파이프-라인 방식으로 합성하여 N차 고조파 성분을 생성하고, N차 고조파 성분을 디스플레이하기 위한 데이터로 처리한다(S350).
- [0055] 도 3에서는 단계 S310 내지 단계 S350을 순차적으로 실행하는 것으로 기재하고 있으나, 반드시 이에 한정되는 것은 아니다. 예컨대, 도 3에 기재된 단계를 변경하여 실행하거나 하나 이상의 단계를 병렬적으로 실행하는 것으로 적용 가능할 것이므로, 도 3은 시계열적인 순서로 한정되는 것은 아니다.
- [0056] 전술한 바와 같이 도 3에 기재된 본 실시예에 따른 고조파 영상 형성 방법은 프로그램으로 구현되고 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 기록될 수 있다. 본 실시예에 따른 고조파 영상 형성 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록되고 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다.
- [0057] 도 4는 본 실시예에 따른 위상 보정 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
- [0058] 이하, 도 4에서는 설명의 편의상 N이 3이상의 자연수인 것으로 가정하여 초음파 의료 장치(100)가 위상을 보정하는 방법에 대해 설명하도록 한다.
- [0059] 초음파 의료 장치(100)는 메모리(220)의 제 1 저장 영역에 저장된 제 1 반사 신호와 메모리(220)의 제 2 저장 영역에 저장된 2 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차를 산출한다(S410). 초음파 의료 장치(100)는 메모리(220)의 제 1 저장 영역에 저장된 제 1 반사 신호와 메모리(220)의 제 2 저장 영역에 저장된 2 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 과 동일한지의 여부를 확인한다(S412). 단계 S412의 확인 결과, 메모리(220)의 제 1 저장 영역에 저장된 제 1 반사 신호와 메모리(220)의 제 2 저장 영역에 저장된 2 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 과 동일한 경우, 초음파 의료 장치(100)는 제 1 반사 신호와 제 2 반사 신호에 위상 시프트가 미수행되도록 한 후 메모리(220)의 제 N-1 저장 영역에 저장된 제 2 반사 신호와 메모리(220)의 제 2 저장 영역에 저장된 2 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차를 산출한다(S414).
- [0060] 초음파 의료 장치(100)는 메모리(220)의 제 N-1 저장 영역에 저장된 제 N-1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N 저장 영역에 저장된 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 과 동일한지의 여부를 확인한다(S416). 단계 S416의 확인 결과, 메모리(220)의 제 N-1 저장 영역에 저장된 제 N-1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N 저장 영역에 저장된 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 과 동일한 경우, 초음파 의료 장치(100)는

제 N-1 반사 신호와 N 반사 신호에 위상 시프트가 미수행되도록 하는 위상 분석 결과를 생성하고 위상 보정이 완료된 것으로 간주한다(S418).

[0061] 단계 S412의 확인 결과, 메모리(220)의 제 1 저장 영역에 저장된 제 1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N-1 저장 영역에 저장된 N-1 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 과 미동일한 경우, 초음파 의료 장치(100)는 메모리(220)의 제 1 저장 영역에 저장된 제 1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N-1 저장 영역에 저장된 N-1 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 를 초과하여 발생하는지의 여부를 확인한다(S420).

[0062] 단계 S420의 확인 결과, 메모리(220)의 제 1 저장 영역에 저장된 제 1 반사 신호와 메모리(220)의 제 2 저장 영역에 저장된 2 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 미만으로 발생하는 경우, 초음파 의료 장치(100)는 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일하지 않은 위상차가 발생한 것으로 인식하여 제 2 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 한다(S422). 이후 단계 S410으로 돌아간다. 한편, 단계 S420의 확인 결과, 메모리(220)의 제 1 저장 영역에 저장된 제 1 반사 신호와 메모리(220)의 제 2 저장 영역에 저장된 2 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 를 초과하여 발생하는 경우, 초음파 의료 장치(100)는 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일하지 않은 위상차가 발생한 것으로 인식하여 제 1 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 한다(S424). 이후 단계 S410으로 돌아간다.

[0063] 단계 S416의 확인 결과, 메모리(220)의 제 N-1 저장 영역에 저장된 제 N-1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N 저장 영역에 저장된 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 과 미동일한 경우, 초음파 의료 장치(100)는 메모리(220)의 제 N-1 저장 영역에 저장된 제 N-1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N 저장 영역에 저장된 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 를 초과하여 발생하는지의 여부를 확인한다(S430).

[0064] 단계 S430의 확인 결과, 메모리(220)의 제 N-1 저장 영역에 저장된 제 N-1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N 저장 영역에 저장된 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 미만으로 발생하는 경우, 초음파 의료 장치(100)는 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일하지 않은 위상차가 발생한 것으로 인식하여 제 N 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 한다(S432). 이후 단계 S414로 돌아간다. 한편, 단계 S430의 확인 결과, 메모리(220)의 제 N-1 저장 영역에 저장된 제 N-1 반사 신호와 메모리(220)의 제 N 저장 영역에 저장된 N 반사 신호에 포함된 위상 간의 위상차가 $360^\circ / N$ 를 초과하여 발생하는 경우, 초음파 의료 장치(100)는 송신부(132)에서 설정한 $360^\circ / N$ 의 위상차와 동일하지 않은 위상차가 발생한 것으로 인식하여 제 N-1 반사 신호를 단위 샘플 시간에 대응되는 위상만큼 우측 시프트되도록 한다(S434). 이후 단계 S414로 돌아간다.

[0065] 도 4에서는 단계 S410 내지 단계 S434을 순차적으로 실행하는 것으로 기재하고 있으나, 반드시 이에 한정되는 것은 아니다. 예컨대, 도 4에 기재된 단계를 변경하여 실행하거나 하나 이상의 단계를 병렬적으로 실행하는 것으로 적용 가능할 것이므로, 도 4는 시계열적인 순서로 한정되는 것은 아니다.

[0066] 전술한 바와 같이 도 4에 기재된 본 실시예에 따른 위상 보정 방법은 프로그램으로 구현되고 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 기록될 수 있다. 본 실시예에 따른 위상 보정 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록되고 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다.

[0067] 도 5는 본 실시예에 따른 N차 고조파 획득 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0068] 도 5에서는 설명의 편의상 N이 3인 경우로 가정하여 설명한다. 초음파 의료 장치(100)의 송신부(132)는 N이 3이므로, 트랜스듀서(110)의 평면파가 120° 의 위상차를 갖도록 0° 의 위상, 120° 의 위상, 240° 의 위상을 설정하게 된다. 따라서, 초음파 의료 장치(100)의 트랜스듀서(110)는 0° 의 위상을 갖는 제 1 평면파를 대상체로 송신하고 제 1 평면파에 대응하는 제 1 반사 신호를 수신한다. 여기서, 제 1 반사 신호를 'A₁'이라 칭하며, 초음파 의료 장치(100)는 'A₁'을 메모리(220)의 제 1 저장 영역에 저장한다.

[0069] 또한, 초음파 의료 장치(100)의 트랜스듀서(110)는 120° 의 위상을 갖는 제 2 평면파를 대상체로 송신하고, 제 2 평면파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신한다. 여기서, 제 2 반사 신호를 'B₁'이라 칭하며, 초음파 의료 장치(100)는 'B₁'을 메모리(220)의 제 2(N-1) 저장 영역에 저장한다. 또한, 초음파 의료 장치(100)의 트랜스듀서(110)는 240° 의 위상을 갖는 제 3 평면파를 대상체로 송신하고, 제 3 평면파에 대응하는 제 3 반사 신호를 수신한다. 여기서, 제 3 반사 신호를 'C₁'이라 칭하며, 초음파 의료 장치(100)는 'C₁'을 제 3(N) 저장 영역에 저

장한다. 초음파 의료 장치(100)의 합성부(240)는 반사 신호 중 가장 최근 3 개(N 개)의 신호를 ' $A_1 + B_1 + C_1$ ' 순서로 합성하여 제 1 프레임을 형성한다.

[0070]

이후 초음파 의료 장치(100)의 트랜스듀서(110)는 0° 의 위상을 갖는 새로운 제 1 평면파를 대상체로 송신하고 새로운 제 1 평면파에 대응하는 제 1 반사 신호를 수신한다. 여기서, 새로운 제 1 반사 신호를 ' A_2 '이라 칭하며, ' A_2 '을 메모리(220)의 제 1 저장 영역에 저장한 후 초음파 의료 장치(100)는 수신되는 반사 신호를 기존에 수신한 반사 신호와 결합하는 형태로 최근 3 개(N 개)의 신호를 ' $B_1 + C_1 + A_2$ ' 순서로 합성하여 제 2 프레임을 형성한다.

[0071]

이후 초음파 의료 장치(100)의 트랜스듀서(110)는 120° 의 위상을 갖는 새로운 제 2 평면파를 대상체로 송신하고 새로운 제 2 평면파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신한다. 여기서, 새로운 제 2 반사 신호를 ' B_2 '라 칭하며, ' B_2 '를 메모리(220)의 제 2 저장 영역에 저장한 후 초음파 의료 장치(100)는 수신되는 반사 신호를 기존에 수신한 반사 신호와 결합하는 형태로 최근 3 개(N 개)의 신호를 ' $C_1 + A_2 + B_2$ ' 순서로 합성하여 제 3 프레임을 형성할 수 있다.

[0072]

한편, 초음파 의료 장치(100)의 합성부(240)는 제 1 반사 신호 내지 제 3 반사 신호에 포함된 위상차의 합($120^\circ + 120^\circ + 120^\circ$)이 360° 를 이루도록 ' $A_1 + B_1 + C_1$ ' 순서로 반사 신호를 합성하여 제 1 프레임을 형성하고, ' $B_1 + C_1 + A_2$ ' 순서로 반사 신호를 합성하여 제 2 프레임을 형성하고, ' $C_1 + A_2 + B_2$ ' 순서로 반사 신호를 합성하여 제 3 프레임을 형성할 수 있다.

[0073]

일반적인 펄스 인버전(Pulse Inversion) 방식의 경우 ' $A_1 + B_1 + C_1$ ' 순서로 반사 신호를 합성하여 제 1 프레임을 형성한 후 다시 새로운 반사 신호인 A_2, B_2, C_2 가 수신될 때까지 대기한 후 A_2, B_2, C_2 의 반사 신호가 모두 수신되면 ' $A_2 + B_2 + C_2$ ' 순서로 반사 신호를 합성하여 제 2 프레임을 형성하는 방식이므로, 프레임 레이트가 떨어지게 된다. 다만, 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치(100)가 최초 프레임 형성 시에만 A_1, B_1, C_1 의 반사 신호가 수신될 때까지 대기한 후 A_1, B_1, C_1 의 반사 신호가 모두 수신되면 ' $A_1 + B_1 + C_1$ ' 순서로 반사 신호를 합성하여 제 1 프레임을 형성한다. 예컨대, 초음파 의료 장치(100)는 새로운 평면파를 송신할 때마다 수신되는 반사 신호 예컨대 A_2 를 수신하는 경우 기존에 수신한 반사 신호 B_1, C_1 와 결합하는 형태로 $B_1 + C_1 + A_2$ 를 가장 최근의 N 개의 신호만을 합성하여 N차 고조파 성분을 생성할 수 있다.

[0074]

본 실시예에 따른 초음파 의료 장치(100)는 트랜스듀서(110)로부터 $360^\circ / N$ 의 위상을 가지는 평면파를 일정 간격으로 피검사 대상 또는 신체내부(대상체)로 송신하고, 피검사 대상 또는 신체내부(대상체)로부터 평면파에 대응하는 반사 신호를 매 PRF(Pulse Repetition Frequency)마다 일정 간격으로 파이프-라인 방식으로 수신하여 메모리(220)에 저장한다. 도 5에서 예를 들어 3차 고조파를 획득하기 위해서 초음파 의료 장치(100)에 의해 세 번째 획득한 240° 의 위상을 갖는 반사 신호(제 3 반사 신호)는 첫 번째로 획득한 0° 반사 신호(A)와 두 번째로 획득한 120° 반사 신호(B)와 합쳐($A_1+B_1+C_1$)져서 첫 번째 3차 고조파 성분이 생성된다. 그리고 두 번째 3차 고조파 성분 생성 과정에서는 실시간으로 메모리(220)에 기저장된 A_1 이 버려지고 B_1 과 C_1 가 남는다. 초음파 의료 장치(100)는 다음 스캔라인에서 새로운 A_2 를 획득시에 기존 B_1 과 C_1 데이터와 실시간으로 구해진 A_2 가 더해지는 과정($B_1+C_1+A_2$)을 거쳐 매 PRF마다 한 개의 프레임을 얻을 수 있다. 또한, 초음파 의료 장치(100)는 수신된 반사 신호(RF 데이터)의 위상을 분석할 수 있는 위상 분석부(210)를 구비하며, 위상 분석부(210)의 위상 분석을 이용하여 위상차가 $360^\circ / N$ 만큼 발생하지 않는 경우, 분석된 고조파가 가장 잘 나올 수 있도록 각 파형의 위상을 세밀하게 제어할 수 있다.

[0075]

이상의 설명은 본 실시예의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 실시예가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 실시예의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 실시예들은 본 실시예의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 실시예의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 실시예의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 실시예의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

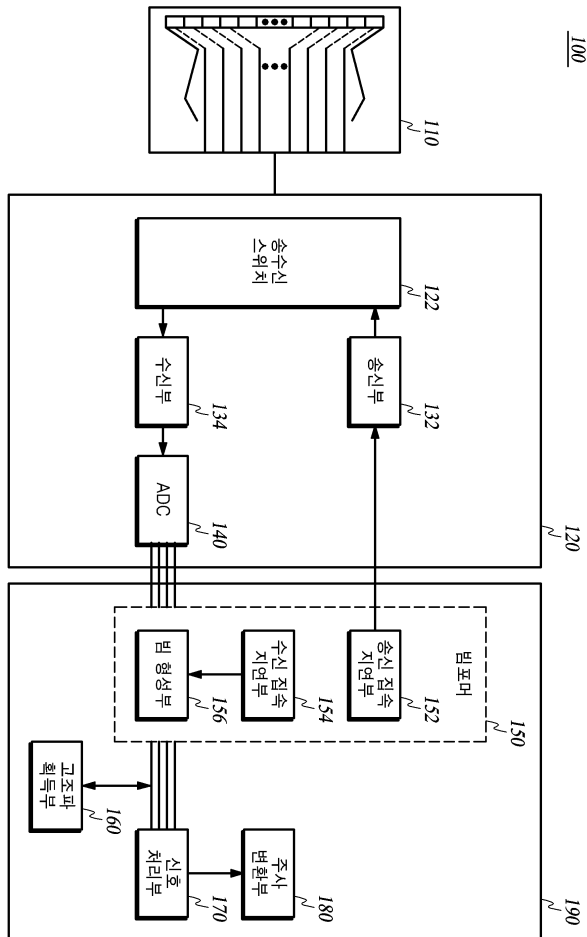
부호의 설명

[0076]

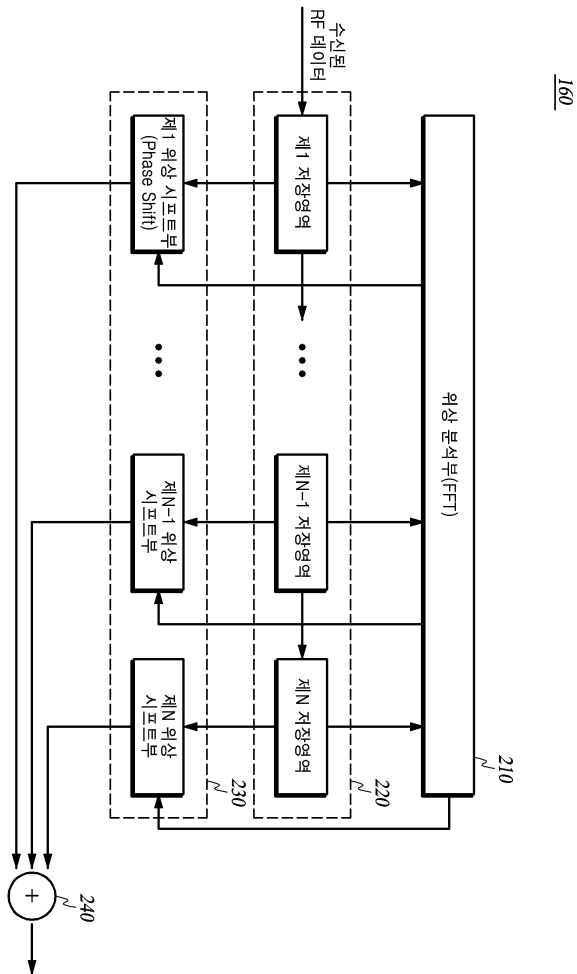
100: 초음파 의료 장치	
110: 트랜스듀서	122: 송수신 스위치
132: 송신부	134: 수신부
140: 아날로그 디지털 컨버터	150: 빔포머
160: 고조파 획득부	170: 신호 처리부
180: 주사 변환부	210: 위상 분석부
220: 메모리	230: 위상 시프트부
240: 합성부	

도면

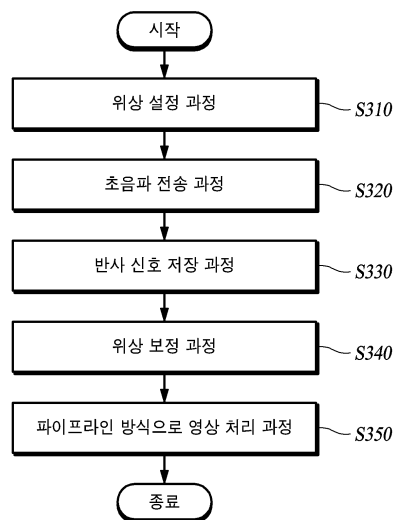
도면1



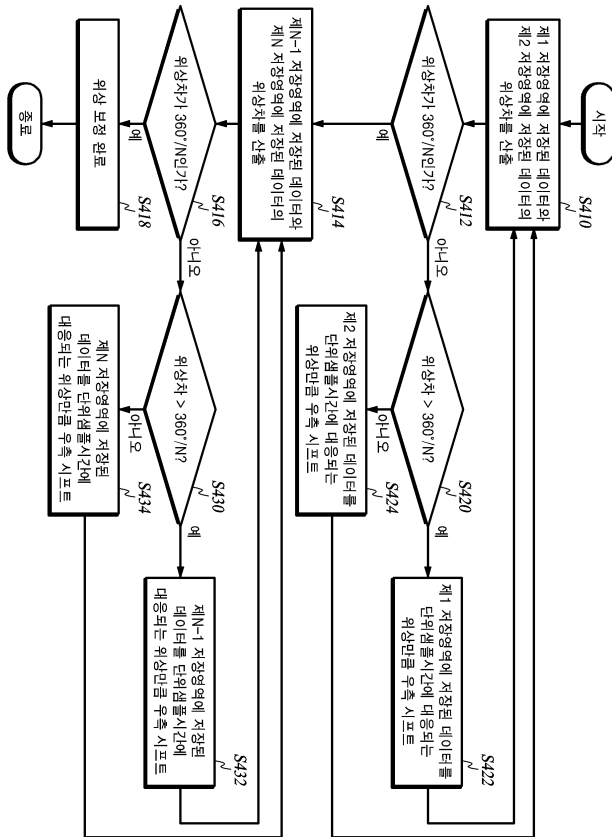
도면2



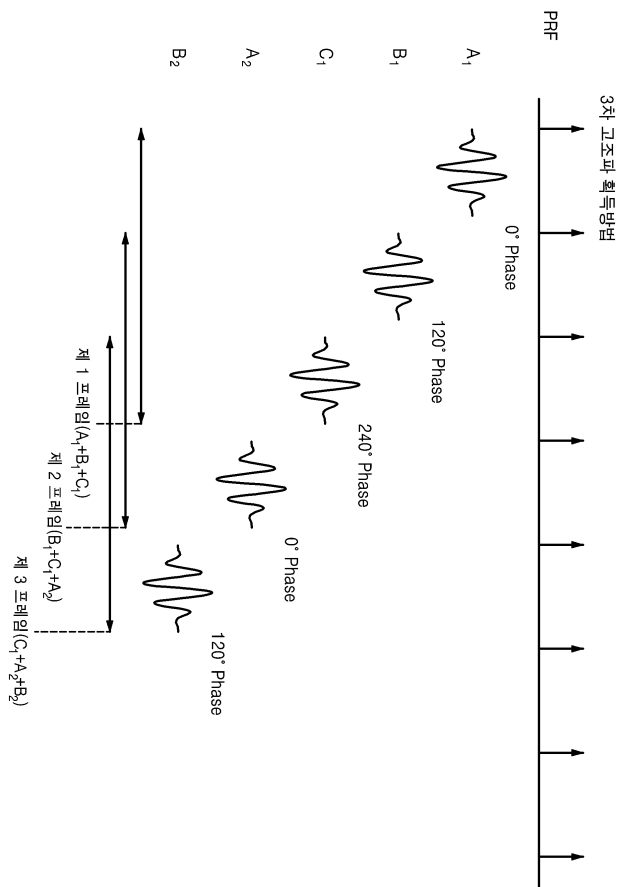
도면3



도면4



도면5



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 제12항의 9번째 줄

【변경전】

시프트한 상기 보정 데이터

【변경후】

시프트한 보정 데이터

【직권보정 2】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 제11항의 8번째 줄

【변경전】

미수행된 상기 보정 데이터

【변경후】

미수행된 보정 데이터

专利名称(译)	谐波图像形成方法及其超声波医疗设备		
公开(公告)号	KR101510678B1	公开(公告)日	2015-04-17
申请号	KR1020130112050	申请日	2013-09-17
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗机械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
[标]发明人	KOO JA WOON 구자운 KANG SEUNG PUM 강승범 CHANG SUN YEOB 장선엽 SON KEON HO 손건호		
发明人	구자운 강승범 장선엽 손건호		
IPC分类号	A61B8/14		
代理人(译)	LEE HEE CHUL		
其他公开文献	KR1020150032058A		

摘要(译)

公开了一种谐波图像形成方法及其超声波医疗设备。作为用于生成N次谐波图像并处理图像的技术，发送具有相位差的平面波，并且通过管线方法合成与其对应的反射信号以提高帧速率。和超声波医疗器械一样。儿子何枪

