



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0094756
(43) 공개일자 2011년08월24일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2010-0014353

(22) 출원일자 2010년02월17일

심사청구일자 2010년02월17일

(71) 출원인

서강대학교산학협력단

서울 마포구 신수동 1-1 서강대학교

(72) 발명자

유양모

경기도 고양시 일산서구 일산3동 후곡 건영 아파트 1507동 504호

송태경

서울특별시 서초구 잠원동 157 동아아파트 105-1403

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인충현

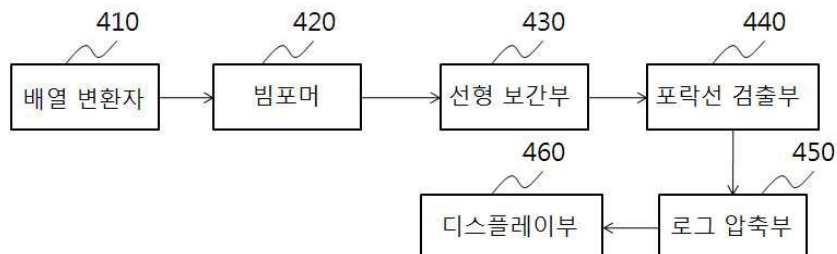
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명은 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 방법에 관한 것으로서 적어도 두 개 이상의 송신 주사선의 데이터를 이용하여 화소점의 빔집속 데이터를 송신 주사선별로 획득하고, 각각의 송신 주사선과 화소점 사이의 거리에 따라 송신 주사선별로 획득한 화소점의 빔집속 데이터를 선형 보간하는 것을 특징으로 하며, 송신 주사선의 간격이 넓어지면서 발생하는 구획화 현상에 의한 영상의 왜곡을 줄일 수 있고, 송신 주사선의 수를 줄여 프레임율을 높일 때 증가하는 구획화를 제거하여 높은 프레임율로 구획화가 없는 영상을 얻을 수 있다.

대표도 - 도4



(72) 발명자

김태완

부산광역시 북구 화명3동 코오롱하늘채아파트 109
동 2001호

이유화

경기도 고양시 덕양구 행신동 샘터마을 111동 110
3호

특허청구의 범위

청구항 1

적어도 두 개 이상의 송신 주사선의 데이터를 이용하여 화소점의 빔집속 데이터를 상기 송신 주사선별로 획득하는 단계; 및

상기 각각의 송신 주사선과 상기 화소점 사이의 거리에 따라 상기 송신 주사선별로 획득한 상기 화소점의 빔집속 데이터를 선형 보간하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집중하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 화소점의 빔집속 데이터를 획득하는데 사용하는 송신 주사선은 상기 화소점에 가장 가까운 송신 주사선을 우선적으로 사용하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집중하는 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 선형 보간하는 단계는

상기 화소점과 상기 송신 주사선 간의 거리가 증가함에 따른 송신 에너지의 감소를 보상하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집중하는 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 선형 보간시 두 개의 송신 주사선을 이용하는 경우,

상기 송신 에너지의 감소는 상기 두 개의 송신 주사선으로부터 동일한 거리에 있는 화소점에서 가장 큰 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집중하는 방법.

청구항 5

초음파 신호를 관찰 영역에 적어도 두 번 이상 송신하고, 반사된 초음파 신호를 수신하는 단계;

상기 수신된 초음파 신호로부터 생성된 적어도 두 개 이상의 송신 주사선의 데이터를 이용하여 화소점의 빔집속 데이터를 상기 송신 주사선별로 획득하는 단계;

상기 각각의 송신 주사선과 상기 화소점 사이의 거리에 따라 상기 송신 주사선별로 획득한 상기 화소점의 빔집속 데이터를 선형 보간하는 단계;

상기 선형 보간한 결과를 기초로 하여 포락선을 검출하는 단계;

상기 검출된 포락선을 입력으로 하여 로그 압축을 하여 영상장치에 표시할 주사선 데이터를 생성하는 단계; 및

프레임을 구성하는 화소점들에 대한 주사선 데이터가 생성되면 영상장치에 디스플레이하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 디스플레이 방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 화소점의 빔집속 데이터를 획득하는데 사용하는 송신 주사선은 상기 화소점에 가장 가까운 송신 주사선을 우선적으로 사용하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 디스플레이 방법.

청구항 7

제 5 항에 있어서,

상기 선형 보간하는 단계는

상기 화소점과 상기 송신 주사선 간의 거리가 증가함에 따른 송신 에너지의 감소를 보상하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 디스플레이 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 선형 보간시 두 개의 송신 주사선을 이용하는 경우,

상기 송신 에너지의 감소는 상기 두 개의 송신 주사선으로부터 동일한 거리에 있는 화소점에서 가장 큰 것을 특징으로 하는 초음파 영상 디스플레이 방법.

청구항 9

적어도 두 개 이상의 송신 주사선의 데이터를 이용하여 화소점의 빔집속 데이터를 상기 송신 주사선별로 획득하는 빔포머; 및

상기 각각의 송신 주사선과 상기 화소점 사이의 거리에 따라 상기 송신 주사선별로 획득한 상기 화소점의 빔집속 데이터를 선형 보간하는 선형 보간부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 화소점의 빔집속 데이터를 획득하는데 사용하는 송신 주사선은 상기 화소점에 가장 가까운 송신 주사선을 우선적으로 사용하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 장치.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 선형 보간부는

상기 화소점과 상기 송신 주사선 간의 거리가 증가함에 따른 송신 에너지의 감소를 보상하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 장치.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 선형 보간부가 두 개의 송신 주사선을 이용하는 경우,

상기 송신 에너지의 감소는 상기 두 개의 송신 주사선으로부터 동일한 거리에 있는 화소점에서 가장 큰 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 장치.

청구항 13

초음파 신호를 관찰 영역에 적어도 두 번 이상 송신하고, 반사된 초음파 신호를 수신하는 배열 변환자;

상기 수신된 초음파 신호로부터 생성된 적어도 두 개 이상의 송신 주사선의 데이터를 이용하여 화소점의 빔집속 데이터를 상기 송신 주사선별로 획득하는 빔포머;

상기 각각의 송신 주사선과 상기 화소점 사이의 거리에 따라 상기 송신 주사선별로 획득한 상기 화소점의 빔집속 데이터를 선형 보간하는 선형 보간부;

상기 선형 보간한 결과를 기초로 하여 포락선을 검출하는 포락선 검출부;

상기 검출된 포락선을 입력으로 하여 로그 압축을 하여 영상장치에 표시할 주사선 데이터를 생성하는 로그 압축부; 및

프레임을 구성하는 화소점들에 대한 주사선 데이터가 생성되면 영상장치에 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 화소점의 빔집속 데이터를 획득하는데 사용하는 송신 주사선은 상기 화소점에 가장 가까운 송신 주사선을 우선적으로 사용하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템.

청구항 15

제 13 항에 있어서,

상기 선형 보간부는

상기 화소점과 상기 송신 주사선 간의 거리가 증가함에 따른 송신 에너지의 감소를 보상하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 선형 보간부가 두 개의 송신 주사선을 이용하는 경우,

상기 송신 에너지의 감소는 상기 두 개의 송신 주사선으로부터 동일한 거리에 있는 화소점에서 가장 큰 것을 특징으로 하는 초음파 영상 시스템.

청구항 17

제 1 항 내지 제 8 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 방법 및 장치에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 초음파 영상 시스템의 화소점 위에 직접 수신 집속하여 주사선 변환할 때 발생하는 보간 에러를 제거하고, 구획화가 발생하는 것을 제거하는 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 초음파 의료 영상의 B(brightness)-모드는 다수의 주사선을 이용하여 인체 내부의 단면 영상을 구성하며, B-모드 영상에서는 화질과 프레임율이 성능의 지표가 된다.

[0003] 초음파 의료 영상에서 초음파의 주사선 위치와 영상 장치의 화소 위치는 일치하지 않으므로 주사선 변환기를 통한 보간 과정을 거치며, 이 과정에서 발생한 보간 에러는 영상의 화질을 저하시킨다. 이를 개선하기 위한 방법이 화소단위 집속기법(display pixel based focusing, DPBF)이다.

[0004] 화소단위 집속기법(display pixel based focusing, DPBF)은 영상 장치의 화소점 위에 직접 수신 집속하여 주사선 변환기를 사용할 때 발생하는 보간 에러를 제거하여 초음파 영상의 화질을 향상시킬 수 있다. 하지만 곡면배열 변환자와 위상배열 변환자를 사용할 경우, 관찰 깊이가 깊은 곳에서 구획화(pixelization) 현상이 나타나며, 프레임율의 향상을 위하여 주사선의 수를 줄여서 사용할 경우 구획화 현상이 더 심해지는 문제가 있다.

[0005] 한편, B-모드 영상의 프레임율을 향상시키기 위해서는 단면을 구성하는 주사선의 수를 감소시키거나 관찰 깊이와 영역을 줄여야 한다. 관찰 깊이와 영역은 인체의 장기가 위치한 곳에 따라 조절할 수 있어야 하므로 관찰 깊이나 영역을 제한하여 프레임율을 높이는 것은 임상적으로 유용성이 떨어진다. 그러므로 프레임율의 향상을 위해서는 주사선의 수를 줄여야하지만, 일반적인 초음파 의료 영상에서 주사선의 수가 감소하는 경우 주사선 변환기의 보간 에러에 의해 영상의 왜곡이 더 심해지는 문제가 있다. 화소단위 집속기법 또한 위상배열 또는 곡면배열 변환자를 이용할 경우, 주사선의 수가 감소하면 구획화 현상이 발생하여 화질이 감소하는 문제가 있다. 따라

서 화소단위 집속기법으로 위상배열 또는 곡면배열 변환자를 이용하여 수신 집속을 할 경우 주사선의 수가 감소하거나 관찰 깊이가 깊어지더라도 구획화 현상을 방지할 수 있는 방법이 필요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0006] 따라서, 본 발명이 해결하고자 하는 첫 번째 과제는 관찰 깊이가 깊어지거나 주사선이 감소하는 경우에 발생하는 구획화 현상에 의한 영상의 왜곡을 줄이는 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 방법을 제공하는 것이다.
- [0007] 본 발명이 해결하고자 하는 두 번째 과제는 관찰 깊이가 깊어지거나 주사선이 감소하는 경우에 발생하는 구획화 현상에 의한 영상의 왜곡을 줄이는 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 장치를 제공하는 것이다.
- [0008] 본 발명이 해결하고자 하는 세 번째 과제는 관찰 깊이가 깊어지거나 주사선이 감소하는 경우에 발생하는 구획화 현상에 의한 영상의 왜곡을 줄이는 초음파 영상 디스플레이 방법을 제공하는 것이다.
- [0009] 본 발명이 해결하고자 하는 네 번째 과제는 관찰 깊이가 깊어지거나 주사선이 감소하는 경우에 발생하는 구획화 현상에 의한 영상의 왜곡을 줄이는 초음파 영상 시스템을 제공하는 것이다.
- [0010] 또한, 상기된 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0011] 본 발명은 상기 첫 번째 과제를 달성하기 위하여, 적어도 두 개 이상의 송신 주사선의 데이터를 이용하여 화소점의 빔집속 데이터를 상기 송신 주사선별로 획득하는 단계; 및 상기 각각의 송신 주사선과 상기 화소점 사이의 거리에 따라 상기 송신 주사선별로 획득한 상기 화소점의 빔집속 데이터를 선형 보간하는 단계를 포함하는 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 방법을 제공한다.
- [0012] 이때, 상기 화소점의 빔집속 데이터를 획득하는데 사용하는 송신 주사선은 상기 화소점에 가장 가까운 송신 주사선을 우선적으로 사용하는 것이 바람직하다.
- [0013] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 상기 선형 보간하는 단계는 상기 화소점과 상기 송신 주사선 간의 거리가 증가함에 따른 송신 에너지의 감소를 추가로 보상할 수 있다.
- [0014] 또한, 상기 선형 보간시 두 개의 송신 주사선을 이용하는 경우, 상기 송신 에너지의 감소는 상기 두 개의 송신 주사선으로부터 동일한 거리에 있는 화소점에서 가장 큰 것이 바람직하다.
- [0015] 본 발명은 상기 두 번째 과제를 달성하기 위하여, 적어도 두 개 이상의 송신 주사선의 데이터를 이용하여 화소점의 빔집속 데이터를 상기 송신 주사선별로 획득하는 빔포머; 및 상기 각각의 송신 주사선과 상기 화소점 사이의 거리에 따라 상기 송신 주사선별로 획득한 상기 화소점의 빔집속 데이터를 선형 보간하는 선형 보간부를 포함하는 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 장치를 제공한다.
- [0016] 본 발명은 상기 세 번째 과제를 달성하기 위하여, 초음파 신호를 관찰 영역에 적어도 두 번 이상 송신하고, 반사된 초음파 신호를 수신하는 단계; 상기 수신된 초음파 신호로부터 생성된 적어도 두 개 이상의 송신 주사선의 데이터를 이용하여 화소점의 빔집속 데이터를 상기 송신 주사선별로 획득하는 단계; 상기 각각의 송신 주사선과 상기 화소점 사이의 거리에 따라 상기 송신 주사선별로 획득한 상기 화소점의 빔집속 데이터를 선형 보간하는 단계; 상기 선형 보간한 결과를 기초로 하여 포락선을 검출하는 단계; 상기 검출된 포락선을 입력으로 하여 로그 압축을 하여 영상장치에 표시할 주사선 데이터를 생성하는 단계; 및 프레임을 구성하는 화소점들에 대한 주사선 데이터가 생성되면 영상장치에 디스플레이하는 단계를 포함하는 초음파 영상 디스플레이 방법을 제공한다.
- [0017] 본 발명은 상기 네 번째 과제를 달성하기 위하여, 초음파 신호를 관찰 영역에 적어도 두 번 이상 송신하고, 반사된 초음파 신호를 수신하는 배열 변환자; 상기 수신된 초음파 신호로부터 생성된 적어도 두 개 이상의 송신 주사선의 데이터를 이용하여 화소점의 빔집속 데이터를 상기 송신 주사선별로 획득하는 빔포머; 상기 각각의 송신 주사선과 상기 화소점 사이의 거리에 따라 상기 송신 주사선별로 획득한 상기 화소점의 빔집속 데이터를 선형 보간하는 선형 보간부; 상기 선형 보간한 결과를 기초로 하여 포락선을 검출하는 포락선 검출부; 상기 검출된 포락선을 입력으로 하여 로그 압축을 하여 영상장치에 표시할 주사선 데이터를 생성하는 로그 압축부; 및 프

레이를 구성하는 화소점들에 대한 주사선 데이터가 생성되면 영상장치에 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하는 초음파 영상 시스템을 제공한다.

[0018] 또한, 상기된 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공한다

발명의 효과

[0019] 본 발명에 따르면, 송신 주사선의 간격이 넓어지면서 발생하는 구획화 현상에 의한 영상의 왜곡을 줄일 수 있다. 또한, 본 발명에 따르면, 송신 주사선의 수를 줄이고 프레임율을 높일 때 증가하는 구획화를 제거하여 높은 프레임율로 구획화가 없는 영상을 얻을 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0020] 도 1은 화소단위 집속기법의 원리를 나타낸 도면이다.

도 2는 화소단위 집속기법 기반의 초음파 의료 영상 시스템의 구성도이다.

도 3은 다차표본화 화소단위 집속기법 기반 초음파 의료 영상 시스템의 구성도이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 시스템의 구성도를 나타낸 것이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법의 흐름도를 도시한 것이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법 중 선형 보간을 수행하는 방법의 흐름도를 보다 상세하게 나타낸 것이다.

도 7은 하나의 화소점 P를 구성하기 위하여 인접한 하나의 실제 송신 주사선 데이터만을 사용한 것을 나타낸 것이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 방법에서 하나의 화소점 P를 구성하기 위하여 인접한 두 개의 실제 송신 주사선 데이터를 이용하는 것을 나타낸 것이다.

도 9는 화소점에 인접한 두 개의 송신 주사선과 화소점 사이의 거리에 따라 선형 보간하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 10은 위상 배열 변환자를 연속 구경이라고 가정하고 음장 해석(wavefield analysis)을 하기 위한 송수신 모델이다.

도 11은 기본 송신 주사선과 화소점 사이의 거리를 연산하기 위한 도면이다.

도 12는 송신 주사선 위에 위치한 점과 그 점으로부터 멀어짐에 따라 송신 에너지가 감소되는 정도를 나타낸 것이다.

도 13은 P_B 의 보간계수 w_{base} , P_S 의 보간계수 w_{sub} , 및 화소보상값을 거리 d에 따라 나타낸 그래프이다.

도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 시스템의 일례이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0021] 본 발명에 관한 구체적인 내용의 설명에 앞서 이해의 편의를 위해 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안의 개요 혹은 기술적 사상의 핵심을 우선 제시한다.

[0022] 화소단위 집속기법을 이용한 수신 집속시에 발생하는 구획화 현상을 제거하고 프레임율을 높일 수 있는 방법이 개시된다. 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 방법은 하나의 화소점을 구성하기 위하여 인접한 두 개의 송신 주사선 데이터를 이용하여 각각 화소단위 집속을 수행하고, 이를 보간법을 이용하여 최종 화소의 값을 구한다. 또한 주사선의 수가 감소하거나 관찰 깊이가 깊어져 화소의 위치가 송신 주사선에서 멀어져 송신 에너지가 감소할 경우에 대한 보상값을 결정하는 방법을 포함한다.

[0023] 이하, 바람직한 실시예를 들어 본 발명을 더욱 상세하게 설명한다. 그러나 이들 실시예는 본 발명을 보다 구체적으로 설명하기 위한 것으로, 본 발명의 범위가 이에 의하여 제한되지 않는다는 것은 당업계의 통상의 지식을 가진 자에게 자명할 것이다.

- [0024] 도 1은 화소단위 집속기법의 원리를 나타낸 도면이다.
- [0025] 화소단위 집속기법(display pixel based focusing, DPBF)은 주사선 상에 초음파를 송신 고정 집속하고, 수신시에는 영상 장치의 각 화소 위치에 가장 가까운 하나의 주사선 데이터를 이용하여 화소점에 집속하는 기법이다.
- [0026] 도 1을 참조하면, 화소점 P에 가장 가까운 L번째 송신 주사선을 사용하며, 포락선 검출을 위하여 가상 주사선 위의 화소점 P를 포함한 Q개의 집속점에 대하여 연산한다. 여기서 Q는 포락선 검출에서 사용하는 필터 탭 수이다. 화소단위 집속기법은 주사선 변환기를 사용하지 않아 시스템의 복잡도가 감소하고, 그에 따른 보간 에러도 제거할 수 있다. Read zoom 또는 write zoom의 확대 영상을 위한 추가적인 하드웨어 부담이 없이도 최적의 영상을 얻을 수 있고, 선형배열 변환자를 사용하는 경우 송신 주사선의 수를 감소시켜도 주사선 변환기를 사용한 영상에 비하여 화질 저하가 거의 없다는 장점이 있다.
- [0027] 도 2는 화소단위 집속기법 기반의 초음파 의료 영상 시스템의 구성도이다.
- [0028] 도 2를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료 영상 시스템은 배열 변환자(210), 빔포머(220), 포락선 검출기(230), 로그 압축기(240), 및 디스플레이부(250)로 구성된다.
- [0029] 배열 변환자(210)는 전기 신호를 초음파 신호로 바꾸어 송신하고, 반사 물체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 전기 신호로 변환한다. 배열 변환자(210)는 초음파 변환 방식에 따라 자기변형 초음파 변환자(magnetic deformation ultrasonic transducer)와 압전 초음파 변환자(piezoelectric ultrasound transducer)를 포함한다. 또한 곡면배열 변환자와 위상 배열 변환자를 포함한다.
- [0030] 빔포머(220)는 반사된 초음파 신호를 수신한 후, 각 수신 소자별로 적절한 지연과정을 거쳐 합성하여 최종적으로 집속 신호를 얻는 과정인 빔집속을 수행한다.
- [0031] 빔포머(220)는 배열 변환자(210)로부터 수신한 전기 신호를 $4f_0$ 로 표본화한후 다시 4배 보간하고, I_{LPF} 탭의 보간 필터(저역 통과 필터)를 거쳐 $16f_0$ 해상도로 빔집속한다. 빔포머(220)는 포락선 검출기(230)로 출력시 $16f_0$ 해상도의 집속 신호를 $4f_0$ 해상도의 집속 신호로 변환하여 출력한다.
- [0032] 한편, 빔포머(220)에서 계산해야 하는 집속점 수 NP는 수학적 식 1을 이용하여 계산할 수 있다.

수학적 식 1

$$NP_{DPBF} = \alpha K_x K_y Q$$

- [0033]
- [0034] 여기서, α 는 실제 초음파 영상이 화면을 차지하는 비율 $0 < \alpha \leq 1$, K_x 는 X축 화소 개수, K_y 는 Y축 화소 개수, Q는 포락선 검출에서 사용하는 필터 탭 수이다.
- [0035] 포락선 검출기(230)는 빔포머(220)의 집속 신호를 수신하고, 집속 신호의 포락선(envelope)를 검출한다. 도 2에 도시된 포락선 검출기(230)는 직각 복조기를 이용하여 포락선을 검출하는 예를 도시하고 있다.
- [0036] 로그 압축기(240)는 검출된 포락선을 로그 압축한다.
- [0037] 디스플레이부(250)는 로그 압축된 신호를 디스플레이한다.
- [0038] 도 3은 다차표본화 화소단위 집속기법 기반 초음파 의료 영상 시스템의 구성도이다.
- [0039] 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료 영상 시스템은 배열 변환자(310), 빔포머(320), 포락선 검출기(330), 로그 압축기(340), 및 디스플레이부(350)로 구성된다. 배열 변환자(310), 로그 압축기(340), 및 디스플레이부(350)는 도 2에서 설명한 내용과 동일하므로 이하에서는 포락선 검출기에 대하여 설명하기로 한다.
- [0040] 빔포머(320)는 저역 통과 필터를 사용하는 빔포머(220)와는 달리 대역 통과 필터를 이용한다. I_{BPF} 는 빔포머에서 사용하는 대역 통과 필터의 탭 수를 의미한다.
- [0041] 포락선 검출기(330)는 다차표본화 화소단위 집속기법을 이용하여 집속 신호의 포락선(envelope)를 검출한다.

[0042] 다차표본화 화소단위 집속기법(multi-order sampling display pixel based focusing, MOS-DPBF)은 도 2에 도시된 화소단위 집속기법보다 적은 수의 표본(2~5개)으로 포락선을 검출한다. 따라서 다차표본화 화소단위 집속기법을 이용하면 가상 주사선 위의 추가 화소점의 수를 줄일 수 있다. T가 다차표본화 화소단위 집속기법에서 사용하는 표본수이면, 빔포머(320)에서 계산해야 하는 집속점 수 NP는 다음의 수학적 식 2를 이용하여 계산된다.

수학적 식 2

$$NP_{MOS-DPBF} = \alpha K_x K_y T \quad (Q > T)$$

[0043]

[0044] 수학적 식 2에서와 같이 T는 도 2의 화소단위 집속기법의 포락선 검출기(230)에서 사용되는 필터 탭 수인 Q보다 작으므로 빔포머(320)에서 처리해야 하는 화소점의 수 NP가 수학적 식 2와 같이 줄어들어 연산량이 감소된다. 여기서 α 는 초음파 영상이 화면을 차지하는 비율($0 < \alpha \leq 1$), K_x 는 X축 화소 개수, K_y 는 Y축 화소 개수이다.

[0045] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 시스템의 구성도를 나타낸 것이다.

[0046] 도 4를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 시스템은 배열 변환자(410), 빔포머(420), 선형 보간부(430), 포락선 검출부(440), 로그 압축부(450), 및 디스플레이부(460)로 구성된다.

[0047] 배열 변환자(410)는 초음파 신호를 관찰 영역에 적어도 두 번 이상 송신하고, 반사된 초음파 신호를 수신한다.

[0048] 빔포머(420)는 수신된 초음파 신호로부터 생성된 적어도 두 개 이상의 송신 주사선의 데이터를 이용하여 화소점의 빔집속 데이터를 송신 주사선별로 획득한다. 이때, 화소점의 빔집속 데이터를 획득하는데 사용하는 송신 주사선은 화소점에 가장 가까운 송신 주사선을 우선적으로 사용하는 것이 바람직하다.

[0049] 더욱 상세하게는 상기 화소점에 가장 가까이 있는 두 개의 송신 주사선의 데이터를 이용하여 상기 화소점의 빔집속 데이터를 상기 송신 주사선별로 획득한다. 또한 다중영역조합을 이용하는 경우 빔포머(420)는 프레임 내의 송신 주사선에 대하여 2개 이상의 송신 집속점을 선정하고, 각 송신 집속점에 대하여 프레임을 구성하는 화소점들의 빔집속 데이터를 화소점들 각각에 인접한 송신 주사선 별로 획득할 수 있다.

[0050] 선형 보간부(430)는 각각의 송신 주사선과 화소점 사이의 거리에 따라 송신 주사선별로 획득한 화소점의 빔집속 데이터를 선형 보간한다. 또한 화소점과 송신 주사선 사이의 거리가 증가함에 따른 송신 에너지의 감소를 추가로 보상할 수 있다. 특히 송신 에너지의 감소는 화소점에 인접한 두 개의 송신 주사선으로부터 동일한 거리에 있는 화소점에서 가장 큰 것이 바람직하다.

[0051] 선형 보간부(430)는 화소점에 대해서 선형 보간된 빔집속 데이터를 출력한다.

[0052] 포락선 검출부(440)는 선형 보간부(430)로부터 빔집속 데이터를 수신하고, 포락선(envelope)를 검출한다.

[0053] 로그 압축부(450)는 검출된 포락선을 입력으로 하여 로그 압축을 하여 영상장치에 표시할 주사선 데이터를 생성한다.

[0054] 디스플레이부(250)는 프레임을 구성하는 화소점들에 대한 주사선 데이터가 생성되면 영상장치에 디스플레이한다.

[0055] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법의 흐름도를 도시한 것이다.

[0056] 510 단계에서 초음파 영상 시스템은 전기 신호를 초음파 신호로 바꾸어 관찰 영역에 송신하고, 반사되는 초음파 신호를 수신하여 전기 신호로 변환한다. 이때, 초음파 신호를 관찰 영역에 적어도 두 번 이상 송신하고, 각 송신별로 반사된 초음파 신호를 수신하는 것이 바람직하다.

[0057] 520 단계에서 초음파 영상 시스템은 변환된 전기 신호를 이용하여 송신 주사선별로 화소점의 빔집속 데이터를 획득한다. 즉, 초음파 영상 시스템은 수신된 초음파 신호로부터 생성된 적어도 두 개 이상의 송신 주사선의 데이터를 이용하여 화소점의 빔집속 데이터를 상기 송신 주사선별로 획득한다. 이때, 화소점의 빔집속 데이터를 획득하는데 사용하는 송신 주사선은 화소점에 가장 가까운 송신 주사선을 우선적으로 사용한다.

[0058] 530 단계에서 초음파 영상 시스템은 각각의 송신 주사선과 화소점 사이의 거리에 따라 송신 주사선별로 획득한 화소점의 빔집속 데이터를 선형 보간한다. 또한 화소점과 송신 주사선 사이의 거리에 따른 송신 에너지 감소의

보상을 추가로 수행할 수 있다.

- [0059] 540 단계에서 초음파 영상 시스템은 530 단계에서 선형 보간된 빔집속 데이터를 수신하고, 포락선(envelope)를 검출한다.
- [0060] 550 단계에서 초음파 영상 시스템은 검출된 포락선을 로그 압축한다.
- [0061] 560 단계에서 초음파 영상 시스템은 로그 압축된 신호를 디스플레이한다.
- [0062] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법 중 선형 보간을 수행하는 방법의 흐름도를 보다 상세하게 나타낸 것이다.
- [0063] 610 단계에서 초음파 영상 시스템은 화소점의 빔집속 데이터를 화소점에 인접한 송신 주사선 별로 획득한다.
- [0064] 620 단계에서 초음파 영상 시스템은 화소점과 송신 주사선 사이의 거리에 따라 송신 주사선 별 화소점의 빔집속 데이터를 선형 보간한다.
- [0065] 630 단계에서 초음파 영상 시스템은 화소점과 송신 주사선 사이의 거리 증가에 따른 송신 에너지의 감소를 보상한다. 이때, 송신 에너지의 감소는 화소점에 인접한 두 개의 송신 주사선으로부터 동일한 거리에 있는 화소점에서 가장 큰 것이 바람직하다.
- [0066] 640 단계에서 초음파 영상 시스템은 620 단계에서 선형 보간되고, 630 단계에서 송신 에너지가 보상된 빔집속 데이터를 출력한다.
- [0067] 도 7은 하나의 화소점 P를 구성하기 위하여 인접한 하나의 실제 송신 주사선 데이터만을 사용한 것을 나타낸 것이다.
- [0068] 도 7을 참조하면, 지연시간을 계산할 때의 화소점 P와 배열 변환자의 좌표가 도시되어 있다.
- [0069] Z_{TX} 는 송신시의 송신 주사선에 위치한 배열 변환자(x_t, y_t)로부터 해당 화소점 $P(x_i, y_j)$ 까지의 거리이다. Z_{RX} 는 화소점 $P(x_i, y_j)$ 에서부터 초음파를 수신하는 배열 변환자(x_r, y_r)까지의 거리이다. 수신 집속시의 지연시간은 다음의 수학식 3과 같이 계산된다. 수학식 3을 이용하여 계산된 지연시간을 실제 송신 주사선의 데이터에 적용함으로써, 화소점 P에 빔집속을 수행할 수 있다.

수학식 3

$$\tau_{DPBF} = \frac{Z_{TX}}{c} + \frac{Z_{RX}}{c}$$

[0070]

- [0071] c 는 초음파의 속도이며 1540m/s의 값을 갖는다. 그러나 c 가 항상 1540m/s의 값을 갖는 것은 아니며, 초음파가 진행하는 매질에 따라 그 값은 달라질 수 있다. Z_{TX} 와 Z_{RX} 는 수학식 4를 이용하여 계산할 수 있다.

수학식 4

$$Z_{TX} = \sqrt{(x_i - x_t)^2 + (y_j - y_t)^2}$$

$$Z_{RX} = \sqrt{(x_i - x_r)^2 + (y_j - y_r)^2}$$

[0072]

- [0073] 수학식 4에서 x_i 와 y_j 는 화소점 P의 위치, x_t 와 y_t 는 송신 주사선에 위치한 배열 변환자의 위치, x_r 와 y_r 은 수신 배열 변환자의 위치이다. 각각의 배열 변환자의 위치는 수학식 5를 이용하여 계산할 수 있다.

수학식 5

$$\begin{aligned}x_t &= x_A - R \cdot \sin\left(\frac{\theta_{\max}}{2} - \theta_t\right) \\y_t &= y_A - R \cdot \cos\left(\frac{\theta_{\max}}{2} - \theta_t\right) \\x_r &= x_A - R \cdot \sin\left(\frac{\theta_{\max}}{2} - \theta_{ij}\right) \\y_r &= y_A - R \cdot \cos\left(\frac{\theta_{\max}}{2} - \theta_{ij}\right)\end{aligned}$$

[0074]

[0075] 여기서 $\theta_{\max}$ 는 배열 변환자를 이용하여 관찰하는 최대 각도, θ_t 는 송신 주사선이 이루는 각도, θ_{ij} 는 가상 주사선이 이루는 각도, x_A 와 y_A 는 정점의 위치이다. R 은 정점으로부터 화소점 P 까지의 거리이며 수학식 6을 이용하여 계산할 수 있다. 여기서 l 은 포락선 검출에 필요한 Q 개의 집속점에 따른 인덱스이며 $J=(Q-1)/2$ 이다.

수학식 6

$$R = \sqrt{(x_i - x_A)^2 + (y_j - y_A)^2} + \frac{c}{2f_s} \cdot l, \quad -J \leq l \leq J$$

[0076]

[0077] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 시스템의 화소점에 수신 집속하는 방법에서 하나의 화소점 P 를 구성하기 위하여 인접한 두 개의 실제 송신 주사선 데이터를 이용하는 것을 나타낸 것이다.

[0078] 도 7에서는 하나의 화소점 P 를 구성하기 위하여 인접한 하나의 실제 송신 주사선 데이터만을 사용한 반면, 도 8에서는 인접한 두 개의 실제 송신 주사선 데이터를 이용한다.

[0079] 화소점에 가장 가까운 주사선을 기본 송신 주사선(L 번째 송신 주사선), 그 다음으로 가까운 주사선을 보조 송신 주사선($L+1$ 번째 송신 주사선)이라고 정의한다. 기본 송신 주사선 데이터를 사용하여 얻은 빔집속 데이터를 P_B , 보조 송신 주사선 데이터를 사용하여 얻은 빔집속 데이터를 P_S 라고 정의하며, P_B 와 P_S 는 같은 화소점에 위치한다. 배열 변환자의 형태에 따라 화소점에 인접한 두 개 송신 주사선의 데이터에 각각의 시간 지연 값을 적용하여 빔집속된 데이터 P_B 와 P_S 를 얻는다. 그 후, 이 데이터들을 각 송신 주사선과 화소점 사이의 거리에 따라 선형 보간한다.

[0080] 도 9는 화소점에 인접한 두 개의 송신 주사선과 화소점 사이의 거리에 따라 선형 보간하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0081] 도 9를 참조하면, 가상 주사선 위의 화소점 P 와 기본 송신 주사선이 이루는 각을 θ_B , P 와 보조 송신 주사선이 이루는 각을 θ_S , 기본 송신 주사선과 보조 송신 주사선이 이루는 각 $\Delta\theta$ 라고 정의한다. θ_B , θ_S , $\Delta\theta$ 를 이용하여 화소점 P 의 빔집속 데이터를 수학식 7과 같이 선형 보간하여 얻는다.

수학식 7

$$\begin{aligned}P &= w_{base} \cdot P_B + w_{sub} \cdot P_S \\w_{base} &= \frac{\theta_S}{\Delta\theta} \\w_{sub} &= \frac{\theta_B}{\Delta\theta}\end{aligned}$$

[0082]

- [0083] 선형 보간 과정은 주사선 변환기에서 사용되는 여러 과정의 보간 연산을 최소한으로 사용한 것이다. 보간 과정은 영상에서 구획화가 발생하는 것을 제거해 주는 역할을 한다.
- [0084] 수학식 7과 같은 과정을 거쳐 선형 보간된 화소점 P의 데이터는 신호처리를 거쳐 영상 장치로 나타난다. 여기서는 편의상 하나의 화소점만을 나타내었지만, 실제 구현에서는 포락선 검출을 위하여 가상 주사선 위에 추가적으로 필요한 Q개의 데이터를 모두 연산하여야 한다. 여기서 Q는 포락선 검출에서 사용하는 필터 탭 수이다.
- [0085] 주사선의 수를 일반적인 화소단위 집속기법의 절반을 사용한 경우에는 송신 주사선 사이의 간격이 넓어져 화소점 P가 송신 주사선으로부터 멀어진다. 위상배열 변환자나 곡면배열 변환자를 사용한 영상의 경우, 관찰 깊이가 깊은 곳에서는 화소점의 위치가 송신 주사선에서 멀어진다. 이때, 송신 주사선에서 먼 곳에 위치한 화소는 송신 에너지의 감소 때문에 해당 화소의 값이 송신 주사선 위의 화소보다 작아지게 된다. 선형 보간만을 이용하는 경우 두 개의 송신 주사선으로부터 같은 거리에 위치한 화소들은 송신 주사선에 가까운 화소들에 비하여 어두운 영상을 구성한다. 그 결과, 구획화 현상은 제거되지만 밝은 부분과 어두운 부분이 서로 대비되어 송신 주사선에 가까운 화소들을 따라 영상에 원하지 않는 줄의 형태가 나타나 영상이 왜곡된다. 특히 이러한 현상은 위상배열 변환자에서 두드러지며, 이는 위상배열 변환자가 곡면배열 변환자에 비하여 주사선의 수가 적기 때문이다. 따라서 주사선과 화소점 사이의 거리에 따른 선형 보간 외에 송신 에너지의 감소를 고려한 보상이 필요하다. 여기서 송신 에너지의 감소 정도에 따라 어느 정도의 보상이 필요한지를 송수신 빔패턴을 이용하여 추정할 수 있다. 이하에서는 화소점의 위치가 송신 주사선에서 멀어짐에 따른 송신 에너지의 감소를 보상하는 방법에 대하여 상세히 살펴보기로 한다.
- [0086] 도 10은 위상 배열 변환자를 연속 구경이라고 가정하고 음장 해석(wavefield analysis)을 하기 위한 송수신 모델이다.

- [0087] 송신 집속점(x_t, z_t)에 초음파를 집속하였을 때, 임의의 화소점(x, z)에서의 빔패턴 $\psi(x, z)$ 은 레일리 스칼라 회절 공식에 의해 수학식 8과 같이 표현된다.

수학식 8

$$\psi(x, z) = \frac{1}{j\lambda} \int_{-\infty}^{\infty} p(x_0) \frac{1}{R} e^{jkR} \cdot e^{-jk(r-r_f)} dx_0$$

[0088]

- [0089] 프레넬 근사를 적용하여 정리하면 수학식 9와 같이 정리된다. 여기서 $p(x_0)$ 는 배열 변환자의 구경을 나타내는 함수이다.

수학식 9

$$\psi^{TX}(x, z) = \frac{1}{j\lambda R_0} \int_{-\infty}^{\infty} p_t(x_0) e^{jk(\frac{1}{2R_0} - \frac{1}{2r_f})} e^{-jk(\frac{x}{R_0} - \frac{x_f}{r_f})x_0} dx_0$$

$$\psi^{RX}(x, z) = \frac{1}{j\lambda R_0} \int_{-\infty}^{\infty} p_r(x_0) e^{-jk(\frac{x}{R_0} - \frac{x_f}{R_0})x_0} dx_0$$

[0090]

- [0091] 여기서 $k=2\pi/\lambda$ 이고, 송수신 시의 관찰 평면을 송신 집속점이 위치하는 곳으로 하면 수학식 10에서 $R_0=r_f$ 이 된다. 따라서 송수신 빔패턴은 모두 수학식 10과 같이 표현될 수 있다.

수학식 10

$$\psi(x, z) = \frac{1}{j\lambda R_0} \int_{-\infty}^{\infty} p(x_0) e^{-j2\pi \frac{x-x_f}{\lambda R_0} x_0} dx_0$$

[0092]

[0093] 수학식 10에서 송수신 빔패턴은 변환자 구경의 푸리에 변환(Fourier transform) 형태가 되며, 배열 변환자가 폭이 D인 구형 함수(rectangular fuction)로 표현되면 수학식 11과 같이 송수신 빔패턴을 표현할 수 있다.

수학식 11

$$\psi(x, z) = \frac{D}{j\lambda R_0} \text{sinc}\left(\frac{x-x_f}{\lambda R_0/D}\right)$$

[0094]

[0095] 여기서 구경 D가 M개의 배열 변환자로 이루어져 있으며, 하나의 배열 변환자의 크기가 그레이팅 로브를 제거할 수 있는 최대 크기인 $\lambda/2$ 라고 가정한다. 이때 x와 x_f 는 R_0 에 대하여 수학식 12와 같이 표현할 수 있다.

수학식 12

$$\begin{aligned} x_f &= R_0 \cdot \sin\theta_0 \\ x &= R_0 \cdot \sin\theta \end{aligned}$$

[0096]

[0097] 수학식 12를 수학식 11에 대입하면 수학식 13과 같이 정리할 수 있다.

수학식 13

$$\begin{aligned} \psi(x, z) &= \frac{D}{j\lambda R_0} \cdot \text{sinc}\left(\frac{D(R_0 \cdot \sin\theta - R_0 \cdot \sin\theta_0)}{\lambda R_0}\right) \\ &= \frac{D}{j\lambda R_0} \cdot \text{sinc}\left(\frac{D(\sin\theta - \sin\theta_0)}{\lambda}\right) = \frac{D}{j\lambda R_0} \cdot \text{sinc}\left(\frac{M(\sin\theta - \sin\theta_0)}{2}\right) \end{aligned}$$

[0098]

[0099] 송신 주사선 위에서는 θ 와 θ_0 가 같은 값을 가져 sinc함수의 입력은 항상 0이 된다. 송신 주사선에서 멀어지는 경우에는 θ 와 θ_0 가 차이가 나므로 sinc함수의 결과가 1보다 작은 값을 가지게 된다. 따라서 송신 주사선 위에 화소가 위치하지 않은 경우 송신 에너지의 감소를 보상하여야 함을 알 수 있다.

[0100] 도 11은 기본 송신 주사선과 화소점 사이의 거리를 연산하기 위한 도면이다.

[0101] 위상배열 변환자를 사용하여 90° 의 관찰각도를 64개의 송신 주사선을 사용한 경우, 송신 주사선 사이의 각은 1.429° 이다. 두 주사선과 같은 거리만큼 떨어진 화소에서 송신 에너지의 감소가 가장 클 것이므로, 화소가 송신 주사선 위에 위치한 경우와 송신 주사선에서 0.714° 까지 떨어진 거리에 위치한 경우에 대하여 감소된 정도를 비교하면 보상값을 추정할 수 있다. 기본 송신 주사선과 화소점 사이의 거리는 다음의 수학식 14를 이용하여 계산할 수 있다.

수학식 14

$$d = \frac{\theta_B}{\Delta\theta/2}$$

[0102]

[0103] 수학식 14의 d는 기본 송신 주사선과 화소 P사이의 거리를 정규화한 값이며, 0과 1사이의 값을 가진다. d가 0인 경우는 송신 주사선 위에 위치한 경우이며, d가 1인 경우는 두 개의 송신 주사선 사이에 위치한 경우이다.

[0104] 도 12는 송신 주사선 위에 위치한 점과 그 점으로부터 멀어짐에 따라 송신 에너지가 감소되는 정도를 나타낸 것이다.

[0105] 도 12를 참조하면, 각각의 송신 주사선 위에 위치한 점과 그 점으로부터 0.714° 까지 멀어지는 경우에 MATLAB을 이용하여 송신 에너지가 감소되는 정도를 나타내는 감쇄값 α를 수학식 15를 이용하여 조사한 결과이다. 수학식 15에서 꺾부호는 화소의 위치에 따라 결정된다. 화소가 기본 송신 주사선보다 편향이 더 많이 된 곳에 위치한 경우 +가 되며, 반대의 경우 -가 된다.

수학식 15

$$\begin{aligned}\alpha &= \text{sinc}\left(\frac{M}{2}(\sin\theta - \sin\theta_0)\right) = \text{sinc}\left(\frac{M}{2}(\sin(\theta_0 \pm \sin\theta_B) - \sin\theta_0)\right) \\ &= \text{sinc}\left(\frac{M}{2}(\sin(\theta_0 \pm \Delta\theta \cdot \frac{d}{2}) - \sin\theta_0)\right)\end{aligned}$$

[0106]

[0107] 도 12를 참조하면, 편향이 가장 적은 경우 송신 주사선에 위치한 화소점과 송신 주사선에서 0.714° 만큼 떨어진 화소점의 크기 차이는 -2.37dB(0.75배)이다. 편향이 많은 경우는 크기 차이가 줄어들어 -1.15dB(0.876배)에 가까워진다. 따라서 송신 주사선의 편향각에 따라서 필요한 보상값이 달라진다.

[0108] 도 8 내지 도 12에서 상세히 살펴본 바와 같이 가상의 주사선 위에 있는 화소점 P의 데이터는 화소점 P에 인접한 송신 주사선을 이용한 선형 보간과 송신 주사선 편향에 따른 에너지 감소를 고려하여 연산된다.

[0109] 두 개의 점을 이용한 선형보간은 각각의 값에 곱하여지는 계수의 합이 1이 되도록 한다. 여기에 송신 주사선의 편향과 송신 주사선과 화소간의 거리에 따른 보상값을 고려하여야 하며 이를 화소보상값(pixel gain)이라고 정의한다. 송신 주사선 편향에 따른 에너지의 감소에 따른 보상을 고려하면 수학식 16과 같은 보간식을 얻게 된다.

수학식 16

$$\begin{aligned}P &= \text{pixel gain} \cdot (w_{base} \cdot P_B + w_{sub} \cdot P_S) \\ w_{base} &= \frac{\theta_S}{\Delta\theta} = \frac{(\Delta\theta - \theta_B)}{\Delta\theta} = 1 - \frac{d}{2} \\ w_{sub} &= \frac{\theta_B}{\Delta\theta} = \frac{d}{2} \\ \text{pixel gain} &= \left(\frac{1}{\alpha} - 1\right) \cdot d + 1 = \left(\frac{1 - \alpha}{\alpha}\right) \cdot d + 1\end{aligned}$$

[0110]

[0111] 여기서 w_{base} 와 w_{sub} 는 d를 이용하여 수학식 16과 같이 정의된다. 화소보상값은 송신 에너지 감소에 따른 보상값이다. 화소보상값은 송신 주사선에서 감쇄값 α의 역수와 d를 이용하였다. d=0인 경우 화소보상값은 1이 되며, d=1인 경우 1/α가 된다. 이때 α는 d=1일 때 수학식 14를 이용하여 구한 값이다.

- [0112] 도 13은 P_B 의 보간계수 w_{base} , P_S 의 보간계수 w_{sub} , 및 화소보상값을 거리 d 에 따라 나타낸 그래프이다.
- [0113] 실제 영상에서는 송신 집속점 이후에 빔이 퍼지면서 감쇄값이 작아져 필요한 보상값이 달라진다. 따라서 송신 집속점 외의 영역에서는 송신 집속점에서 구한 보상값보다 좀 더 작은 값을 사용하여야 하며, 송신 집속점에서 구한 보상값을 사용한 경우, 송신 주사선 사이에서 과도한 보상에 의해 세로줄 형태의 잡음이 발생한다. 따라서 영상을 구성하는 경우에는 이 점을 고려하여 보상값을 조절하여야 한다.
- [0114] 이상에서 살펴본 본 발명의 일 실시예에 따른 화소단위 집속기법은 송신 주사선의 간격이 넓어지면서 발생하는 구획화 현상에 의한 영상의 왜곡을 줄이기 위한 방법이다. 송신 주사선의 간격이 넓어질 때 발생하는 구획화 현상에 의한 영상의 왜곡을 줄이게 되면, 송신 주사선의 수를 줄여 프레임율을 높일 때도 구획화를 제거할 수 있게 되어 높은 프레임율로 구획화가 없는 영상을 얻을 수 있다.
- [0115] 도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 시스템의 일례이다.
- [0116] 배열 변환자(transducer)를 사용하여 수신된 데이터는 ADC를 거쳐 표본화된다. 하나의 화소점을 구성하기 위하여 두 개의 송신 주사선 데이터를 사용하므로, 스캔라인 버퍼0과 스캔라인 버퍼1은 각각 주사선 데이터 1개씩을 저장하여야 한다. 빔포머(Display Pixel Beamformer)는 beamforming pixel map LUT를 참조하여 수신된 송신 주사선으로 필요한 화소점들을 구성한다. 이 LUT(Look Up Table)는 빔포머 내부에 로직으로 구현할 수도 있다. 선형 보간을 위하여 빔포머의 출력에 w_{base} 와 w_{sub} 를 곱한 후 더한다. w_{base} 와 w_{sub} 를 LPF 이후의 I와 Q 데이터에 곱하는 것도 가능할 것이다. 이후에는 수학적 식 16에서와 알 수 있는 바와 같이 선형 보간된 데이터에 화소 보상값을 곱하여 집속 데이터(sumout data)를 생성한다. 집속 데이터는 직각복조와 포락선 검출, 로그 압축을 거쳐 한 프레임을 저장하는 메모리에 기록된다. 프레임 메모리에 기록할 때는 display pixel map LUT에 기록된 주소를 참조하여 저장하며, 한 프레임이 완성되면 디스플레이 장치에 영상을 표시한다. 여기서 주사선 데이터를 저장할 메모리와 프레임 메모리, LUT들의 크기는 각각 수학적 식 17과 같다. ADC의 출력이 12bit, 영상장치에 보여주기 위한 하나의 데이터를 8bit로 가정하였다.

수학적 식 17

$$Frame\ memory = K_x \cdot K_y \cdot (1byte)$$

$$Scanline\ buffer0 = Scanline\ buffer1 = M \cdot V \cdot (2bytes)$$

$$Beamforming\ pixel\ map\ LUT = 2N \cdot A$$

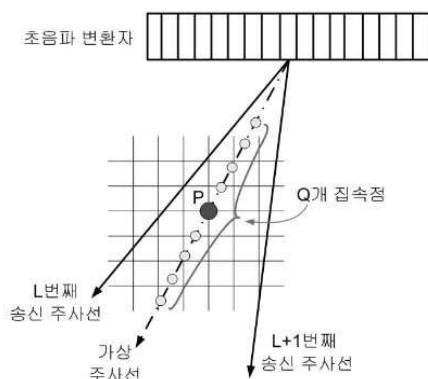
$$Display\ pixel\ map\ LUT = \alpha \cdot K_x \cdot K_y \cdot A$$

- [0117]
- [0118] 여기서 K_x 는 X축 화소 개수, K_y 는 Y축 화소 개수, M 은 채널 수, V 는 한 주사선의 최대 데이터 수, A 는 하나의 송신 주사선 데이터로 계산되는 최대 화소의 개수이다. A 의 값은 표시하는 관찰영역의 크기와 화면을 구성하는 화소의 개수, 배열 변환자의 종류에 따라 변화하는 값이다.
- [0119] 본 발명의 실시예에 따르면, 모사 실험으로 곡면배열 변환자와 위상배열 변환자를 사용한 경우, 주사선 변환기를 사용하는 일반적인 빔집속 영상이나 화소단위 집속기법에 비하여 선명하며 구획화가 없는 영상을 더 높은 프레임율로 얻을 수 있다.
- [0120] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상장치의 화소점에 수신 집속하는 방법을 다른 초음파 의료 영상 기법인 다중 영역 조합과 펄스 반전 영상과 함께 사용하여 화질을 개선할 수 있다. 그러나 이에 한정되지 아니하며, 송신 회수에 따라 프레임율이 감소하는 경우에는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상장치의 화소점에 수신 집속하는 방법을 적용하여 화질을 개선할 수 있을 것이다.
- [0121] 다중영역조합은 한 프레임 내에 2개 이상의 송신 집속점을 갖기 때문에 영상의 해상도가 증가하는 방법이다. 따라서 다중영역조합된 영상을 얻기 위해서는 한 주사선에 대한 송수신의 회수를 송신 집속점의 수만큼 늘려야 한다. 그러나 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상장치의 화소점에 수신 집속하는 방법을 다중영역조합(Multi-zone blending)에 적용하여 프레임율의 감소 없이 화질을 개선할 수 있다.

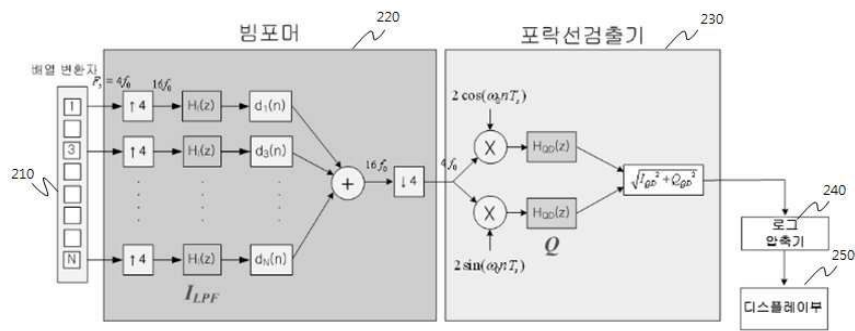
- [0122] 펄스 반전 영상과 같이 하나의 수신 주사선을 구성하기 위하여 송신을 두 번 반복하는 경우에도 프레임율의 감소가 없도록 구현할 수 있다. 펄스 반전 기법은 인체의 비선형성을 이용하여 고조파 성분을 얻어 영상으로 보여 주기 위한 것으로 펄스 반전 영상은 같은 송신 집속점에 위상이 반대인 송신 신호를 두 번 송신하고 수신된 데이터를 합하여 f_0 성분을 제거하고 $2f_0$ 성분만을 남기는 방법이다. 만약 기존의 펄스 반전 영상 기법에서 사용한 송신 주사선의 수를 절반으로 줄이고 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상장치의 화소점에 수신 집속하는 방법으로 영상을 구성하면, 하나의 송신 주사선마다 두 번의 송수신을 하여도 프레임율을 떨어뜨리지 않으므로 송신 주사선 수의 감소에 의한 화질 저하를 막을 수 있다.
- [0123] 따라서 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상장치의 화소점에 수신 집속하는 방법은 주사선 변환기에 의한 영상의 왜곡을 제거하고, 구획화 문제를 해결하여 영상의 해상도를 높이는 것과 동시에 프레임율도 향상시킬 수 있다. 특히 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상장치의 화소점에 수신 집속하는 방법을 이용하면 심장과 같이 움직임이 많은 장기를 보다 자세하게 관찰할 수 있을 것이다.
- [0124] 본 발명의 실시예들은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 본 발명의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.
- [0125] 이제까지 본 발명에 대하여 그 바람직한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면

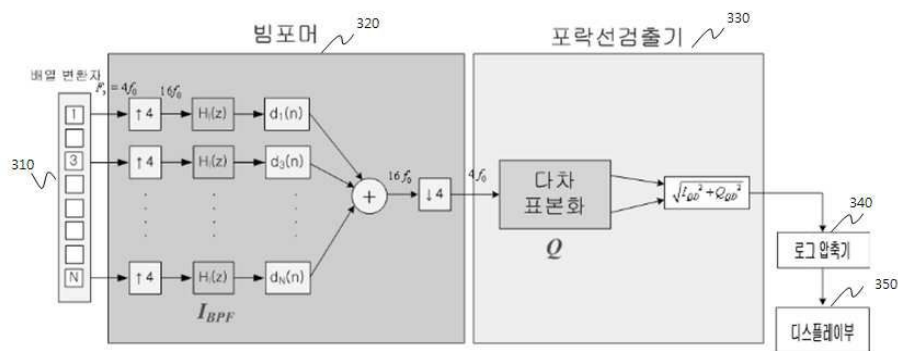
도면1



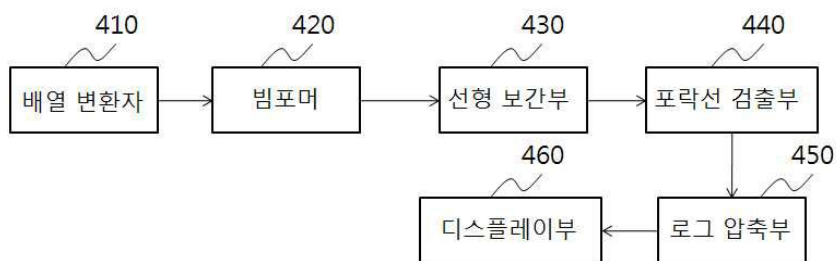
도면2



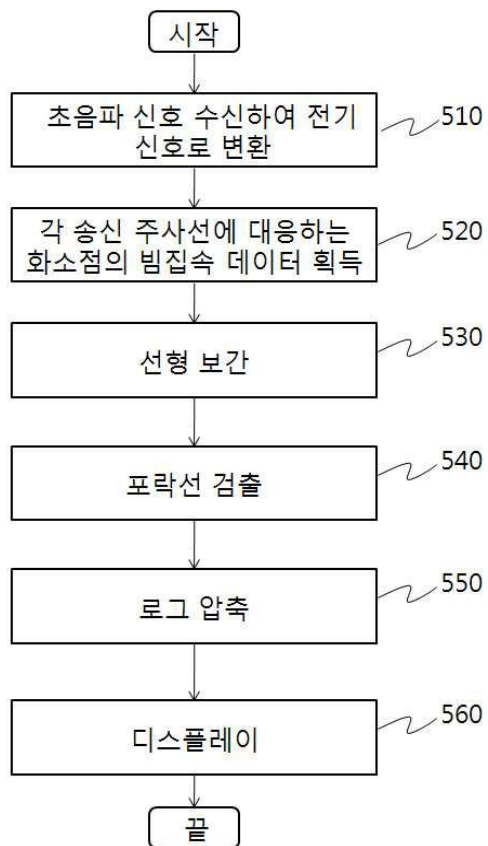
도면3



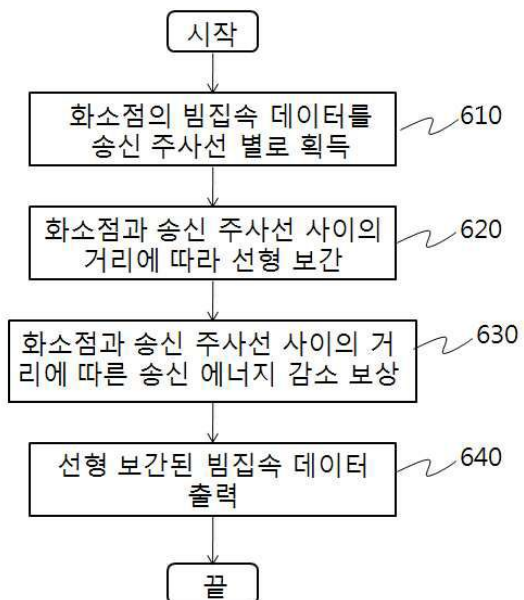
도면4



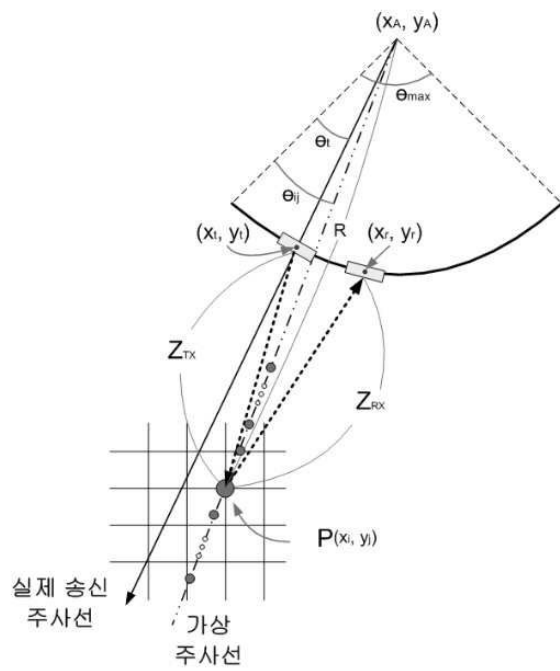
도면5



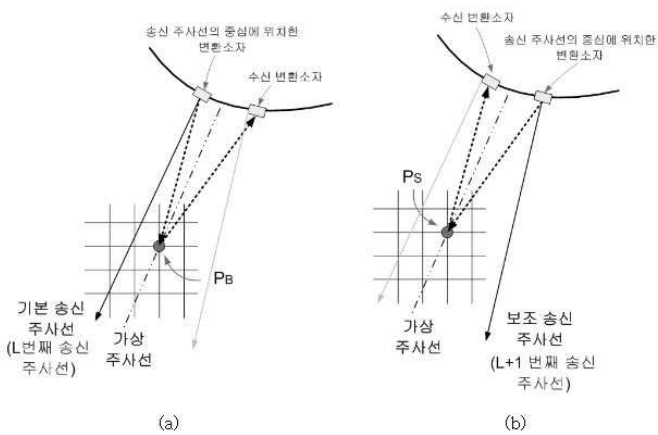
도면6



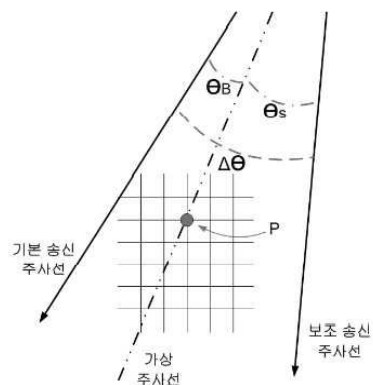
도면7



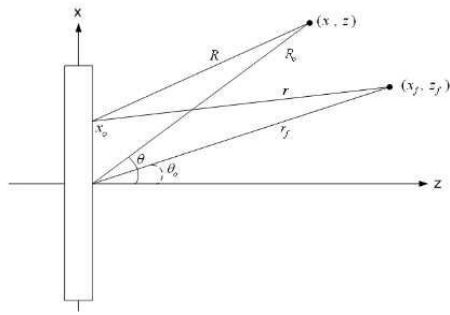
도면8



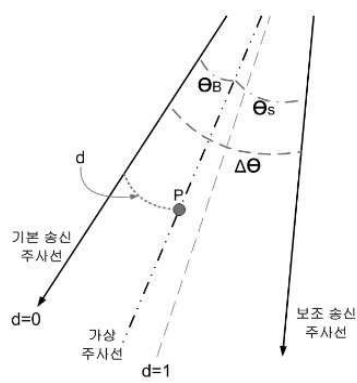
도면9



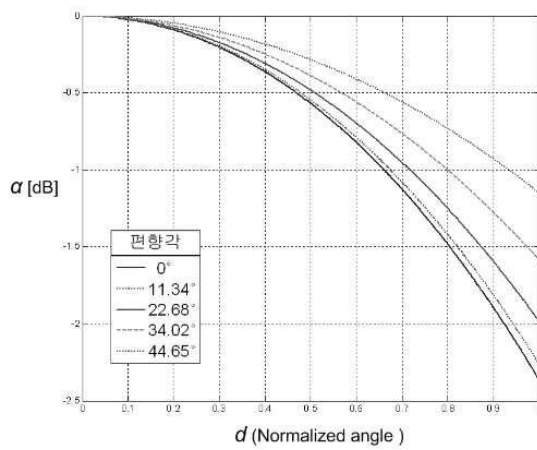
도면10



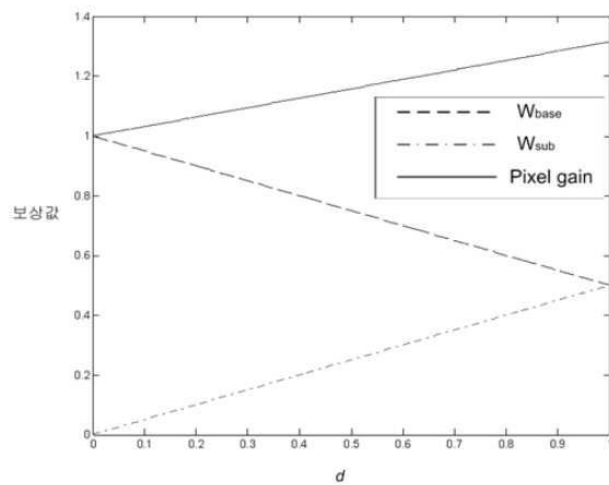
도면11



도면12



도면13



도면14

