

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl. ⁷
A61B 8/00

(45) 공고일자 2002년08월24일
(11) 등록번호 10 - 0350025
(24) 등록일자 2002년08월12일

(21) 출원번호 10 - 2000 - 0033752
(22) 출원일자 2000년06월20일

(65) 공개번호 특2002 - 00000002
(43) 공개일자 2002년01월04일

(73) 특허권자 주식회사 메디슨
강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자 송태경
서울특별시서초구잠원동6 - 3동아아파트105동1403호
정종섭
서울특별시도봉구쌍문1동285 - 5동익파크아파트4동102호

(74) 대리인 주성민
장수길

심사관 : 전범재

(54) 합성 라이트 줌 기법을 이용하는 초음파 영상 확대 장치및 방법

요약

본 발명은 초음파 영상 확대 장치 및 방법에 관한 것으로서, 특히 합성 라이트 줌(synthetic write zoom) 기법을 이용하는 초음파 영상 확대 장치 및 방법에 관한 것이다. 대상체에 대한 초음파 영상 중의 특정 영역을 소정 배율로 확대하는 본 발명에 따른 초음파 영상 확대 장치는, 상기 대상체 내의 다수의 위치 각각에 다수의 초음파 신호를 송신하는 수단 - 상기 다수의 초음파 신호는 상기 각각의 위치에서 집속(focusing)되어 상기 각각의 위치마다 하나의 송신 주사선을 형성함 -, 상기 각각의 송신 주사선을 형성하는 다수의 초음파 신호가 상기 대상체에서 반사되어 돌아오는 신호들을 수신 및 처리하여 다수의 수신 데이터로 이루어지는 각각의 수신 데이터 그룹을 형성하는 수단, 상기 각각의 수신 데이터 그룹을 처리하여, 상기 각각의 송신 주사선의 집속 위치에 집속되는 각각의 수신 주사선을 형성하는 수단, 상기 각각의 송신 주사선에 대응하는 각각의 수신 데이터 그룹을 저장하는 저장 수단, 상기 특정 영역의 확대 요청에 응답하여, 상기 저장 수단에 저장된 상기 각각의 수신 데이터 그룹 중에서, 상기 특정 영역에 포함되는 송신 주사선들 중 적어도 인접하는 각 쌍의 제1 및 제2 송신 주사선에 대한 각각의 제1 및 제2 수신 데이터 그룹을 판독하는 판독 수단, 상기 판독된 제1 수신 데이터 그룹을, 상기 제1 및 제2 송신 주사선들에 대응하는 제1 및 제2 위치들 사이의 소정 위치에서 수신 집속하여 제1 부가 수신 주사선을 형성하고, 상기 제2 수신 데이터 그룹을 상기 소정 위치에서 수신 집속하여 제2 부가 수신 주사선을 형성하는 수단 - 상기 소정 위치의 개수 및 위치는 상기 소정 배율에 따라 정해짐 -, 상기 소정 위치에 대한 상기 제1 및 제2 부가 수신 주사선을 합성하여 최종적인 부가 수신 주사선을 형성하는 합성 수단, 및 상기 특정 영역에 해당하는 상기 기존의 수신 주사선 및 상기 하나 이상의 최종적인 부가 수신 주사선을 이용하여, 상기 특정

영역의 확대된 초음파 영상을 표시하는 표시 수단을 포함한다.

대표도

도 5

색인어

초음파 영상 확대, 합성 라이트 줌 기법, 리드 줌(read zoom) 기법, 라이트 줌(write zoom) 기법, RF(radio frequency) 데이터

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 종래의 초음파 영상 장치의 개략적인 구성도.

도 2는 본 발명에 따른 합성 라이트 줌(SWZ) 기법을 이용하여 영상을 확대하는 경우의 송수신 주사선의 위치를 도시한 도면으로서, 도 2의 (a)는 영상을 2배로 확대하는 경우를 도시하고, 도 2의 (b)는 영상을 4배로 확대하는 경우를 도시한 도면.

도 3은 본 발명에 따른 SWZ 기법에 따라 영상을 2배 확대하는 경우, 기존의 수신 주사선들 사이에 새로운 수신 주사선을 추가하는 방법을 설명하기 위한 도면.

도 4는 본 발명에 따른 SWZ 기법에 따라 영상을 4배 확대하는 경우, 기존의 수신 주사선들 사이에 새로운 수신 주사선을 추가하는 방법을 설명하기 위한 도면.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 SWZ 기법을 이용하는 초음파 영상 장치의 개략적인 구성도.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 수신 빔 형성부의 구성을 보다 구체적으로 도시한 도면.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 수신 빔 합성부의 구성을 개략적으로 도시한 도면.

도 8은 인체 경동맥의 초음파 영상을 도시한 도면으로서, 도 8의 (a)는 일반적인 초음파 영상을 도시한 도면이고, 도 8의 (b)는 도 8의 (a)의 영역 A를 리드 줌 기법에 의해 2배 확대시킨 초음파 영상을 도시한 도면이며, 도 8의 (c)는 영역 A를 SWZ 기법에 의해 2배 확대시킨 초음파 영상을 도시한 도면.

도 9는 인체 경동맥의 초음파 영상을 도시한 도면으로서, 도 9의 (a)는 일반적인 초음파 영상을 도시한 도면이고, 도 9의 (b)는 도 9의 (a)의 영역 A를 리드 줌 기법에 의해 4배 확대시킨 초음파 영상을 도시한 도면이며, 도 9의 (c)는 영역 A를 SWZ 기법에 의해 4배 확대시킨 초음파 영상을 도시한 도면.

< 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

100 : 초음파 송신부

110 : 배열 변환자

120 : 송/수신 스위치

130 : 아날로그 수신부

140 : 아날로그 - 디지털(A/D) 변환기

145 : RF 메모리

147 : 제어부

149 : 수신 빔 합성부

150, 150' : 수신 빔 형성부

160 : 에코 처리부

170 : 주사 변환부(scan converter)

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파 영상 확대 장치 및 방법에 관한 것으로서, 특히 합성 라이트 줌(이하, "SWZ"라 함) 기법을 이용하는 초음파 영상 확대 장치 및 방법에 관한 것이다.

초음파 영상 장치는, 관측하려는 대상체로 초음파를 송신하고, 대상체 내의 매질에서 반사되어 돌아오는 신호를 수신해서, 이 반사 신호를 처리하여 실시간으로 대상체의 단면 영상(plane images)을 제공하는 것으로서, 의료 기기 등에서 널리 유용하게 사용되고 있다.

도 1은 종래의 초음파 영상 장치의 개략적인 구성도이다. 도 1에 도시한 바와 같이, 종래의 초음파 영상 장치는, 초음파 송신부(100), 배열 변환자(array transducer)(110), 송/수신 스위치(120), 아날로그 수신부(130), A/D 변환기(140), 수신 빔 형성부(150), 에코 처리부(160) 및 주사 변환부(170)로 이루어져 있다.

초음파 송신부(100)는 배열 변환자(110)에 전압 펄스를 인가하여, 배열 변환자(110)의 각각의 변환자에서 초음파 펄스가 출력되도록 한다. 보다 구체적으로, 초음파 송신부(100)는 소정의 지연 패턴에 따른 소정의 시점에, 예를 들어 크기가 80 V인 전압 펄스를 각 변환자에 인가한다. 각 변환자에 대한 초음파 송신 지연 패턴을 결정하는 방법으로서, 대상체 내의 소정의 지점으로 초음파 펄스의 에너지가 집속되도록 하는 고정 집속 기법이 주로 사용되어 왔다. 또한, 근래에는 고정 집속 기법을 사용함으로써 생기는 해상도의 한계를 극복하기 위한 여러 가지 노력 중의 하나로서 합성 구경 기법(synthetic aperture method)이 제안되고 있다.

송/수신 스위치(120)는 초음파 송신부(100)에서 방출되는 고압의 전력이 수신부에 영향을 주지 않도록 하는 역할을 한다. 즉, 변환자가 송신 및 수신을 번갈아가며 수행할 때, 초음파 송신부(100)와 아날로그 수신부(130)를 적절히 스위칭해준다.

배열 변환자(110)는 다수의 (예를 들어 128개) 변환자로 구성되어 있고, 초음파 송신부(100)로부터의 전압 인가에 응답하여 초음파 펄스를 출력한다. 전술한 바와 같이 송신 방법으로서 고정 집속 기법이나 합성 구경 기법 등이 사용될 수 있다. 이때, 다수의 변환자 중에서 일부의 변환자만이 일회 송신시에 사용된다. 예를 들어 고정 집속 기법에서는, 128개의 변환자를 포함하고 있는 영상 형성 장치라 하여도, 일회 송신 시에는 64개의 변환자만이 초음파를 송신하여 하나의 송신 주사선(scan line)을 형성할 수 있다.

아날로그 수신부(130)는, 배열 변환자(110)의 각각의 변환자에서 출력된 초음파 펄스가 대상체에서 반사되어 돌아오는 반사 신호를 수신하고, 수신된 반사 신호를 증폭, 에일리어싱(aliasing) 현상 및 잡음 성분의 제거, 초음파가 신체 내부를 통과하면서 발생하는 감쇄의 보정 등의 처리를 거친 후 처리된 신호를 A/D 변환기(140)에 전송한다.

A/D 변환기(140)는 아날로그 수신부(130)로부터 수신된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환시켜서, 수신 빔 형성부(150)에 제공한다.

수신 빔 형성부(150)는 A/D 변환기(140)로부터 수신된 신호들에 서로 다른 지연량(amount of delay) [수신 집속(focusing)을 하려는 위치에 따라 결정됨]을 적용하고 지연된 신호들을 합성함으로써 동적(dynamic) 수신 집속을 수행한다.

에코 처리부(160)는 수신 빔 형성부(150)에서 집속된 수신 주사선의 RF 신호를 기저 대역 신호(baseband signals)로 변화시키고 직교 복조기(quadrature demodulator)를 사용해서 포락선(envelope)을 검출하여 하나의 주사선에 대한 데이터를 얻는다.

주사 변환부(170)는 에코 처리부(160)에서 얻어진 데이터를 메모리에 기억하고, 데이터의 주사 방향을 모니터의 화소 방향과 일치시키는 한편, 그 데이터를 모니터의 화소 위치로 매핑시킨다.

상기한 바와 같이 구성된 초음파 영상 장치에서 일반적으로 사용되는 영상 확대 기법으로는 리드 줌 기법과 라이트 줌 기법이 있다.

리드 줌 기법은, 영상을 정지시킨(freeze) 후에, 정지된 영상의 특정 영역을 확대하는 기법으로서, 주사 변환부의 메모리에 기억되어 있는 한 프레임의 영상 데이터에서 특정 영역에 해당하는 데이터들을 화면 전체에 다시 채움으로써 확대된 영상을 제공한다. 이 때, 확대 전 데이터와 모니터 화소들이 매핑되지 않는 부분에 해당하는 빈 화소들의 값은 일반적으로 선형 보간법(linear interpolation)을 사용하여 구한다. 이와 같이, 리드 줌 기법에서는, 영상을 확대함으로써 발생하는 빈 공간을 실제 집속된 데이터로 채우는 것이 아니므로, 확대된 영상의 해상도가 저하된다. 따라서, 확대된 최종 영상의 명암 특성이 원 영상과 달라지게 되고, 실제 데이터와 계산된 데이터의 잡음 특성차로 인해 줄무늬 결함이 나타나게 되며, 확대된 영상에 블록화 현상(blocking effect)이 나타나서 특정 영역의 영상을 세밀하게 제공하지 못한다는 결함이 있다.

한편, 현재 일부 고가 시스템에 적용되는 일반적인 라이트 줌 기법은, 초음파 영상 장치의 설계시 보통 영상에서 사용되는 송수신 주사선보다 2배 더 조밀한 송수신 주사선을 형성할 수 있도록 배열 변환자 및 기타의 부분을 설계하고, 확대하지 않은 영상을 볼 때는 일부 주사선 (예를 들어 짝수번째 주사선)만으로 영상을 구성하다가, 영상을 확대하려는 부분에서는 조밀한 송수신 주사선 전체를 사용하여 영상을 확대하는 기법이다. 이와 같이, 라이트 줌 기법은 기존 주사선들 사이에 추가로 실제 데이터를 집속시킨 주사선을 구성해냄으로써 영상을 확대시키는 방법이기 때문에 리드 줌 기법과는 달리 상세한 영상 정보를 얻을 수 있다는 장점이 있다. 그러나, 기존의 라이트 줌 기법은 대상체를 실시간으로 계속 주사해야 하므로, 정지 영상의 확대가 불가능하다. 또한, 예를 들어 특정 영역을 4배로 확대하는 경우에는, 하나의 배열에서 송수신되는 주사선 수를 이에 상응하게 증가시킬 수 없기 때문에, 모니터 상의 빈 공간을 실제 주사선 데이터를 사용하여 채울 수 없다. 따라서, 4배 이상의 확대 시에는, 리드 줌 기법에서와 같이 계산된 주사선값을 사용하여 모니터 상의 빈 공간을 채워넣을 수밖에 없으므로, 리드 줌 기법의 결함이 그대로 나타낸다는 문제점이 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명은 이러한 문제점을 해결하기 위해 고안된 것으로서, 4배 이상의 확대 시에도 고 해상도의 영상을 제공할 수 있으며, 실시간 및 정지된 상태에서의 영상 확대가 가능한 합성 라이트 줌(SWZ) 기법을 이용하는 초음파 영상 확대 장치 및 방법을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.

본 발명의 일 특징에 따르면, 대상체에 대한 초음파 영상 중의 특정 영역을 소정 배율로 확대하는 장치에 있어서, 상기 대상체 내의 다수의 위치 각각에 다수의 초음파 신호를 송신하는 수단 - 상기 다수의 초음파 신호는 상기 각각의 위치에서 집속(focusing)되어 상기 각각의 위치마다 하나의 송신 주사선을 형성함 -, 상기 각각의 송신 주사선을 형성하는 다수의 초음파 신호가 상기 대상체에서 반사되어 돌아오는 신호들을 수신 및 처리하여 다수의 수신 데이터로 이루어지는 각각의 수신 데이터 그룹을 형성하는 수단, 상기 각각의 수신 데이터 그룹을 처리하여, 상기 각각의 송신 주사선의 집속 위치에 집속되는 각각의 수신 주사선을 형성하는 수단, 상기 각각의 송신 주사선에 대응하는 각각의 수신 데이터 그룹을 저장하는 저장 수단, 상기 특정 영역의 확대 요청에 응답하여, 상기 저장 수단에 저장된 상기 각각의 수신 데이터 그룹 중에서, 상기 특정 영역에 포함되는 송신 주사선들 중 적어도 인접하는 각 쌍의 제1 및 제2 송신 주사선에 대한 각각의 제1 및 제2 수신 데이터 그룹을 판독하는 판독 수단, 상기 판독된 제1 수신 데이터 그룹을, 상기 제1 및 제2 송신 주사선들에 대응하는 제1 및 제2 위치들 사이의 소정 위치에서 수신 집속하여 제1 부가 수신 주사선을 형성하고, 상기 제2 수신 데이터 그룹을 상기 소정 위치에서 수신 집속하여 제2 부가 수신 주사선을 형성하는 수단 - 상기 소정 위치의 개수 및 위치는 상기 소정 배율에 따라 정해짐 -, 상기 소정 위치에 대한 상기 제1 및 제2 부가 수신 주사선을 합성하여 최종적인 부가 수신 주사선을 형성하는 합성 수단, 및 상기 특정 영역에 해당하는 상기 기존의 수신 주사선 및 상기 하나 이상의 최종적인 부가 수신 주사선을 이용하여, 상기 특정 영역의 확대된 초음파 영상을 표시하는 표시 수단을 포함하는 초음파 영상 확대 장치가 제공된다.

상기 저장 수단에 저장되는 상기 각각의 수신 데이터 그룹은 적어도 1 프레임의 수신 데이터로 이루어지며, 상기 초음파 영상을 정지시킨 상태에서 상기 특정 영역을 확대하는 경우, 상기 저장 수단에 저장된 상기 적어도 1 프레임의 수신 데이터를 이용함으로써, 고 해상도의 확대 영상을 제공할 수 있다.

상기 부가 수신 주사선 형성 수단은, 상기 각각의 수신 데이터 그룹을 이용하여, 상기 대상체 내의 다수의 위치에서 수신 집속되는 다수의 주사선을 동시에 형성하기 위한 멀티 빔 형성 수단, 및 상기 합성 수단에서 합성될 주사선의 개수에 따라, 상기 각각의 수신 데이터 그룹의 데이터 샘플링률을 제어하는 데시메이션 수단을 포함하는 것이 바람직하다.

상기 합성 수단은, 상기 제1 및 제2 부가 수신 주사선을 나타내는 데이터 각각에 소정의 가중치를 곱하는 곱셈 수단, 및 상기 곱셈 수단으로부터 출력되는 결과들을 가산하는 가산 수단을 포함하는 것이 좋다.

상기 가중치는, 상기 제1 및 제2 송신 주사선의 각각의 집속 위치와, 상기 최종적인 부가 수신 주사선이 형성될 상기 소정 위치간의 거리차를 고려하여 설정되는 것이 바람직하다.

본 발명의 다른 특징에 따르면, 대상체에 대한 초음파 영상 중의 특정 영역을 소정 배율로 확대하는 방법에 있어서, 상기 대상체 내의 다수의 위치 각각에 다수의 초음파 신호를 송신하는 단계 - 상기 다수의 초음파 신호는 상기 각각의 위치에서 집속되어 상기 각각의 위치마다 하나의 송신 주사선을 형성함 -, 상기 각각의 송신 주사선을 형성하는 다수의 초음파 신호가 상기 대상체에서 반사되어 돌아오는 신호들을 수신 및 처리하여 다수의 수신 데이터로 이루어지는 각각의 수신 데이터 그룹을 형성하는 단계, 상기 각각의 수신 데이터 그룹을 처리하여, 상기 각각의 송신 주사선의 집속 위치에 집속되는 각각의 수신 주사선을 형성하는 단계, 상기 각각의 송신 주사선에 대응하는 각각의 수신 데이터 그룹을 저장하는 단계, 상기 특정 영역의 확대 요청에 응답하여, 상기 저장된 상기 각각의 수신 데이터 그룹 중에서, 상기 특정 영역에 포함되는 송신 주사선들 중 적어도 인접하는 각 쌍의 제1 및 제2 송신 주사선에 대한 각각의 제1 및 제2 수신 데이터 그룹을 판독하는 단계, 상기 판독된 제1 수신 데이터 그룹을, 상기 제1 및 제2 송신 주사선들에 대응하는 제1 및 제2 위치들 사이의 소정 위치에서 수신 집속하여 제1 부가 수신 주사선을 형성하고, 상기 제2 수신 데이터 그룹을 상기 소정 위치에서 수신 집속하여 제2 부가 수신 주사선을 형성하는 단계 - 상기 소정 위치의 개수 및 위치는 상기 소정 배율에 따라 정해짐 -, 상기 소정 위치에 대한 상기 제1 및 제2 부가 수신 주사선을 합성하여, 최종적인 부가 수신 주사선을 형성하는 단계, 및 상기 특정 영역에 해당하는 상기 기존의 수신 주사선 및 상기 하나 이상의 최종적인 부가

수신 주사선을 이용하여, 상기 특정 영역의 확대된 초음파 영상을 표시하는 단계를 포함하는 초음파 영상 확대 방법이 제공된다.

발명의 구성 및 작용

이하에서는, 첨부 도면을 참조하여 본 발명의 일 실시예를 상세히 설명한다.

먼저, 도 2 내지 도 4를 참조하여, 본 발명에 따른 SWZ 기법을 이용하여 영상을 확대하는 방법에 대해 설명한다.

도 2는 본 발명에 따른 SWZ 기법을 이용하여 영상을 확대하는 경우의 송수신 주사선의 위치를 도시한 도면으로서, 도 2의 (a)는 영상을 2배로 확대하는 경우를 도시하며, 도 2의 (b)는 영상을 4배로 확대하는 경우를 도시한다. 여기서, $T_k(n)$ 은 n 번째 송신 주사선의 위치를 나타내고, $R_k(m)$ 은 m 번째 수신 주사선의 위치를 나타낸다. k 는 확대 배율을 나타낸다. 예를 들어, 영상을 2배 또는 4배로 확대하는 경우, 수신 주사선 $R_k(m)$ 과 수신 주사선 $R_k(m+1)$ 간에 1개 또는 3개의 새로운 수신 주사선들을 형성하게 된다. 다음의 수학적 식 1 및 2는 각각 2배 및 4배 확대 시의 송신 주사선과 수신 주사선들의 위치를 나타낸다.

수학적 식 1

$$T_k(n) = \frac{nd}{2}, R_k(m) = \frac{md}{4} \quad (m = (2n-1) + l, l = 0, 1, 2) \quad 0 \leq n < N_s$$

수학적 식 2

$$T_k(n) = \frac{nd}{2}, R_k(m) = \frac{md}{8} \quad (m = (4n-3) + j, j = 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6) \quad 0 \leq n < N_s$$

수신 주사선 $R_k(m)$ 들은, 2배 영상 확대에서는 $d/4$ 간격으로 구성되고, 4배 영상 확대에서는 $d/8$ 간격으로 구성되므로, 전체적으로 한 프레임당 $2N_s$, $4N_s$ 의 주사선들을 갖게 된다. 따라서, 확대 전의 보통 영상에 비해, 측방향으로 2배 또는 4배 더 많은 주사선들을 얻을 수 있다.

이 때, 새롭게 추가되는 수신 주사선들은 송신 주사선 $T_k(n)$ 과 $T_k(n+1)$ 에 대응하는 초음파 반사 신호들을 이용해서 새롭게 집속되며, 이와 같이 새롭게 집속되는 수신 주사선 상의 데이터 $D_k(m)$ 는 다음의 수학적 식 3과 같이 표현된다.

수학적 식 3

$$D_k(m) = \frac{l}{k} \cdot f(T_k(n); R_k(m)) + \frac{(k-l)}{k} \cdot f(T_k(n+1); R_k(m))$$

여기서, $0 \leq n \leq (N_s - 1)$, $0 \leq m \leq k(N_s - 1)$ $m = n \cdot k + \ell$ ($1 \leq \ell \leq k - 1$)이다. 즉, 인접하는 두 송신 주사선 사이의 소정 위치의 수신 주사선 ($R_k(m)$)의 데이터값을 구하기 위해서는, 먼저 하나의 송신 주사선($T_k(n)$)에 대한 반사 신호를 이용하여 상기 소정 위치에 수신 집속을 행하여 수신 주사선 데이터 ($f(T_k(n); R_k(m))$)를 얻고 다른 송신 주사선($T_k(n+1)$)에 대한 반사 신호를 이용하여 다시 상기 소정 위치에 대한 수신 집속을 행하여 수신 주사선 데이터($f(T_k(n+1); R_k(m))$)를 얻은 후에, 이 두 수신 주사선 데이터에 가중치를 적용한 후에 그 합을 구한다.

수학식 3에서, $1/k$ 및 $(k-1)/k$ 는 수신 주사선과 이에 근접한 동일 프레임 상의 인접한 송신 주사선들 사이의 거리차를 고려한 가중치(weight)를 나타내며, 2배 영상 확대의 경우에는 $1/2$ 을, 4배 영상 확대의 경우에는 가까운 송신 주사선부터 차례로 $3/4$, $2/4$, $1/4$ 를 곱한 후 가산해야, 전체적인 영상의 세기(image intensity)를 조절할 수 있다. 또한, 영상을 6배 혹은 8배 등 n 배로 확대하는 경우에는, 두 송신 주사선 $T_k(n)$ 과 $T_k(n+1)$ 간에 확대율에 따른 일정 수의 주사선들을 합성하고, 가중치값들만 변화시키면 되므로, 확대 배수와 관계없이 고 해상도의 영상을 얻을 수 있다.

도 3 및 도 4는 본 발명에 따른 SWZ 기법을 적용하여 부가의 수신 주사선을 합성하는 방법을 설명하기 위한 도면으로서, 도 3은 2배 확대의 경우를 도시하며, 도 4는 4배 확대의 경우를 도시한다.

먼저, 도 3 및 도 4에 도시한 바와 같이, 각각의 송신 주사선 ST0, ST1, ST2, ST3, ST4에 대응하는 각각의 수신 주사선 SL0, SL1, SL2, SL3, SL4 중에서, 인접하는 두 개의 수신 주사선 SL0 및 SL1간에 새롭게 부가될 수신 주사선의 개수는 확대 배율에 따라 달라진다. 즉, 도 3에 도시한 2배 확대의 경우에는, 1 개의 수신 주사선 NSL1이 부가되며, 도 4에 도시한 4배 확대의 경우에는, 3 개의 수신 주사선 NSL1 NSL3이 부가된다. 이와 같이 합성되는 수신 주사선 NSL1 NSL3은 송신 주사선 ST0과 ST1에 해당하는 초음파 신호들의 반사 신호들에 대한 데이터를 이용하여 얻어진다. 보다 구체적으로 설명하면, 송신 주사선 ST0에 해당하는 초음파 신호들의 반사 신호들에 대한 RF 데이터를 부가될 수신 주사선 NSL1의 위치에서 수신 집속하여 제1 부가 수신 주사선 S1을 얻고, 송신 주사선 ST1에 해당하는 초음파 신호들의 반사 신호들에 대한 RF 데이터를 상기한 부가될 수신 주사선 NSL1의 위치에서 수신 집속하여 제2 부가 수신 주사선 S2를 얻는다. 이를 위하여, 송신 주사선 ST0, ST1에 해당하는 초음파 신호들의 반사 신호들에 대한 RF 데이터에 새롭게 합성될 주사선들에 해당하는 지연량을 적용시킨다. 지연량은 초음파 파동의 진행 모양 또는 에너지 분포 등에 따라 다양하게 계산될 수 있다. 본 실시예에서는, 초음파 파동이 동심원으로 진행되는 모양을 고려하여, 배열 변환자에서 직선으로 초음파 송수신 지연량을 계산한다. 영상 확대 시에는, 두 개의 송신 주사선 ST0, ST1과 이들 사이에 만들어진 N개의 수신 주사선과의 간격이 조밀하기 때문에, 초음파 송수신 지연량을 직선으로 계산해도 화질의 차이가 거의 없다. 그러나, 세 개 이상의 송신 주사선을 가지고 하나의 수신 주사선을 만들어내는 경우에는, 공지된 BiPBF(Bidirectional Pixel Based Focusing) 기법에서와 같이, 파동의 진행 모양보다는 파동의 에너지 측면에서 에너지가 높은 점들을 기준으로 지연량을 계산하는 것이 좋다.

이와 같이 하여 얻어진 제1 및 제2 부가 주사선 S1 및 S2의 데이터 각각에 적당한 가중치를 곱한 후 서로 더함으로써, 최종적인 부가 수신 주사선 NSL1을 얻는다. 이 때, 가중치는 부가의 수신 주사선이 형성될 위치를 고려하여 결정될 수 있다. 예를 들어, 부가되는 수신 주사선이 NSL1인 경우, 도 3의 2배 확대의 경우에는, 제1 및 제2 부가 주사선 S1 및 S2의 데이터 각각에 가중치로서 $1/2$ 를 곱하게 되지만, 도 4의 4배 확대의 경우에는, 부가 수신 주사선 NSL1에 가까운 쪽의 데이터로부터 발생한 제1 부가 수신 주사선 S1의 데이터에는 $3/4$ 를 곱하고, 보다 멀리 떨어진 쪽의 데이터로부터 발생한 제2 부가 주사선 S2의 데이터에는 $1/4$ 를 곱하게 된다.

이와 같이, 본 발명에 따른 SWZ 기법은, 영상의 통상 하나의 프레임에 해당하는 RF 데이터를 모두 저장하고 있다가, 특정 영역을 확대시킬 경우, 기존 주사선들 사이를 채울 주사선들을 저장된 RF 데이터를 사용해서 재 주사(재 집속)하는 것이다. 즉, 종래의 라이트 줌 기법에서처럼 추가되는 주사선 형성을 위해 초음파를 송수신하지 않고, 저장된 RF 데이터를 이용하여 영상을 확대하므로 정지 영상에서 특정 영역을 확대하는 것도 가능하다. 또한, 리드 줌 기법과 같이 주변의 주사선을 먼저 구하고 이를 이용하여 보간하는 것이 아니라 원하는 수신 주사선을 RF 데이터로부터 직접 집속하는 것이므로 고 해상도의 확대 영상을 얻을 수 있다.

본 명세서 내에서는, 인접하는 두 개의 기존의 주사선에 해당하는 RF 데이터를 사용하고 거리에 따라 다른 가중치를 적용함으로써 새로운 주사선을 합성하는 경우에 대해 설명하였으나, 세 개 이상의 주사선을 이용하여 새로운 주사선을 합성할 수도 있다. 세 개 이상의 주사선을 이용하면 합성 구경(Synthetic Aperture) 효과가 나타나기 때문에 SNR(sig

nal to noise ratio) 및 CNR(contrast to noise ratio)이 높아지고 해상도가 좋아질 수 있다. 그러나, 일반적으로 노멀 모드(normal mode)에서 영상을 확대해서 보기 때문에, 특별히 원거리 영역을 자세히 보는 경우를 제외하면, 2 개의 주사선만을 가지고도 만족할만한 결과를 얻을 수 있다.

다음으로, 도 5를 참조하여 본 발명에 따른 SWZ 기법을 이용하는 초음파 영상 장치의 일 실시예에 대해 설명한다. 도 5에서, 도 1에 도시한 각각의 구성 요소와 동일하거나 유사한 기능을 하는 구성 요소에는 도 1에서와 동일한 부호를 부여하고 그에 대한 설명을 생략한다.

도 5에 도시한 바와 같이, 본 실시예에 따른 초음파 영상 장치는, 초음파 송신부(100), 배열 변환자(110), 송/수신 스위치(120), 아날로그 수신부(130), A/D 변환기(140), 수신 빔 형성부(150'), 에코 처리부(160) 및 주사 변환부(170) 이외에 RF 메모리(145), 제어부(147) 및 수신 빔 합성부(149)를 더 포함한다.

RF 메모리(145)는 A/D 변환기(140)로부터 수신되는 통상 하나의 (또는 응용예에 따라 다수의) 프레임에 해당하는 RF 데이터들을 저장해 두었다가, 영상 확대 시에 후술할 제어부(147)의 제어 하에 선택된 RF 데이터들을 수신 빔 형성부(150')에 제공한다. RF 메모리(145)로서 SRAM(static random access memory), SDRAM 등의 각종 메모리를 사용할 수 있으나, 클럭에 동기되어 데이터 판독/기록이 이루어져 데이터 액세스 시간을 현저히 단축시킬 수 있는 SDRAM을 사용하는 것이 바람직하다.

제어부(147)는, 특정 영역 확대 시에 필요한 RF 데이터 (예를 들어 4배로 확대하고자 하는 경우, 기존의 주사선들을 구성하기 위한 RF 데이터와, 기존 주사선들 사이에 추가되는 3개의 새로운 주사선들을 구성하기 위한 RF 데이터)가 RF 메모리(145)로부터 수신 빔 형성부(150')에 제공되도록 제어한다.

수신 빔 형성부(150')는, 일반적인 영상을 관찰하는 경우에는 A/D 변환기(140)로부터 수신된 데이터를 사용하여 수신 집속하고, 특정 영역을 확대하여 관찰하는 경우에는 RF 메모리(145)에 저장된 RF 데이터 중에서 특정 영역과 관련된 데이터를 사용하여 수신 집속한다. 보다 구체적으로 설명하면, 사용자가 특정 영역을 N배로 확대하고자 하는 경우, 제어부(147)의 제어 하에, RF 메모리(145)로부터 확대될 특정 영역에 관련된 데이터, 즉 특정 영역에 송신된 송신 주사선들에 대응하는 기존의 수신 주사선들 및 이들 기존의 수신 주사선들 사이에 부가될 새로운 수신 주사선을 형성하기 위한 RF 데이터가 선택되어 수신 빔 형성부(150)에 제공되며, 수신 빔 형성부(150)는 이 RF 데이터를 이용하여 기존의 수신 주사선 및 새로운 수신 주사선을 형성한다.

이 때, 본 발명에 따른 SWZ 기법에 의하면 하나의 주사선에 대한 정보를 가지고 다수의 주사선들을 합성해야 하므로, 수신 빔 형성부(150)는 멀티 빔 형성 기능을 가지고 있어야 한다. 즉, 영상을 N배로 확대하는 경우에는, 동시에 N개의 주사선을 만들어내야 한다. 또한, 멀티 빔 형성 기능이 있더라도, 본 발명에 따른 SWZ 기법을 사용하여 부가되는 수신 주사선들은 기존의 2 개의 수신 주사선들을 합성하여 이루어지고 있으므로, 프레임률이 노멀 모드의 1/2로 줄어들게 된다. 이를 보상하기 위하여, 수신 빔 형성부(150)에 데시메이션(decimation) 기능을 부가할 수 있다. 이러한 데시메이션 기능을 이용하여, 데이터 샘플링률을 1/2로 떨어뜨려 저장하고 데이터를 판독할 때에는 데시메이션된 데이터를 원래의 샘플링률로 판독함으로써, 기법에서 떨어지는 프레임률을 보상할 수 있게 된다.

도 6은 상술한 바와 같은 멀티 빔 형성 기능 및 데시메이션 기능을 갖춘 수신 빔 형성부(150')의 구성을 보다 구체적으로 도시한 도면이다. 도시한 바와 같이, 수신 빔 형성부(150)는, 프레임률을 보상하기 위한 데시메이터(151), RF 메모리(145)와의 데이터 송수신을 제어하는 메모리 제어기(152), 데시메이션된 데이터의 전송을 제어하는 국부 제어기(153) 및 메모리 제어기(152)의 제어 하에 유입되는 데이터를 지정된 영역에 수신 집속하여 수신 주사선을 형성하는

멀티 빔 형성부(BF#0 BF#3)를 포함한다. 수신 빔 합성부(149)는 수신 빔 형성부(150')에서 수신 집속된 수신 주사선들을 합성하여, 하나의 새로운 수신 주사선을 형성한다. 도 7은 수신 빔 합성부(149)의 구성을 개략적으로 도시한 도면이다. 도시한 바와 같이, 수신 빔 합성부(149)는, 수신 빔 형성부(150')로부터 합성하고자 하는 수신 주사선 데이터들을 수신하여 가중치를 곱하는 곱셈기(40), 이 곱셈기(40)의 출력 데이터 중 먼저 출력되는 데이터를 저장하는 메모리(42), 이 메모리(42)에 저장되어 있던 데이터와 곱셈기(40)에서 나중에 출력되는 데이터를 가산하여 새로운 수신 주사선 데이터를 형성하는 가산기(43), 및 곱셈기(40)의 출력 데이터가 메모리(42) 및 가산기(43) 중의 어느 하나로 전송되게 하는 스위치(41)를 포함한다. 수신 빔 형성부(150')에서 합성된 수신 주사선 데이터는 에코 처리부(160) 및 주사 변환부(170)를 거쳐 확대 영상을 형성하게 된다.

다음으로, 상기한 바와 같은 본 발명에 따른 초음파 영상 장치에서 초음파 영상을 확대하는 동작에 대해 살펴본다.

본 발명에 따른 초음파 영상 장치는 초음파 영상을 실시간으로 확대 (실시간 모드: real time mode)할 수도 있으며, 초음파 영상을 정지시킨 상태에서 확대 (정지 모드: freeze mode)할 수도 있다.

먼저, 실시간 모드를 설명하면, 도 5에 도시한 바와 같이, 배열 변환자(110)에서 수신된 초음파 신호는 아날로그 수신부(130)를 거치면서 잡음 제거, 이득 보상, 신호 증폭 등의 과정을 거친 다음 A/D 변환기(140)를 경유하여 수신 빔 형성부(150')의 데시메이터(151)에 입력된다. 아래의 표 1에 기재한 바와 같이, 수신 빔 형성부(150')의 데이터 레이트(data rate)가 60 Mhz일 때에는 동시에 4 개의 수신 주사선을 집속할 수 있으며, 따라서 데이터 레이트가 30 Mhz일 때에는 동일한 시간 간격동안 8 개의 수신 주사선을 집속할 수 있다. 데시메이터(151)는 60 Mhz로 들어온 데이터에서 하나씩 건너뛰면서 데이터를 취하여, 60 Mhz의 데이터를 30 Mhz의 데이터로 변환하는 역할을 수행한다.

[표 1]

데이터 레이트	60 Mhz	30 Mhz
동시에 생성되는 주사선 수	4 개	8 개

데시메이터(151)에서 출력된 신호들은 RF 메모리(145)에 저장되는 한편, 멀티 빔 형성부(BF#0 BF#3)에서 수신 빔 집속된다.

그 후, 수신 빔 집속된 수신 주사선 데이터들은 수신 빔 합성부(149)에서 합성되어 새로운 수신 주사선 데이터를 형성하게 된다. 즉, 수신 빔 합성부(149)에 먼저 들어온 주사선 데이터는 곱셈기(40)에서 가중치가 곱해진 뒤 메모리(42)에 저장되고, 다음 주사선 데이터는 곱셈기(40)에서 또 다른 가중치가 곱해진 다음 메모리(42)에 저장된 전 데이터와 가산기(43)에서 가산됨으로써 새로운 주사선이 합성된다.

이러한 실시간 모드에서는, 통상 하나의 프레임에 해당하는 RF 데이터를 사용하게 되지만, 확대하고자 하는 특정 영역에만 해당하는 한 프레임 보다 적은 수의 RF 데이터를 사용할 수도 있다.

다음으로, 정지 모드에 대해 살펴보면, 일반적인 모드 혹은 기타 다른 모드로 초음파 영상을 관찰하다가 영상을 정지시키고 특정 영역을 확대시킬 경우, 확대시키고자 하는 특정 영역에 해당하는 데이터를 RF 메모리(145)에서 추출한 뒤 수신 빔 형성부(150')의 데시메이터(151)에 입력시킨다. 이 때, 멀티 빔 형성부(BF#0 BF#3) 중에서 한 개의 빔 형성부만 동작해도 되며, 4개의 빔 형성부가 동시에 동작하면 더 빨리 결과를 얻을 수 있다. 이렇게 생성된 데이터는 수신 빔 합성부(149)에 입력되며, 그 후의 과정은 실시간 모드와 동일하다.

도 8 및 도 9는 인체 경동맥의 초음파 영상을 도시한 도면으로서, 도 8의 (a) 및 도 9의 (a)는 일반적인 초음파 영상을

도시한 도면이고, 도 8의 (b) 및 도 9의 (b)는 도 8의 (a) 및 도 9의 (a)의 영역 A를 리드 줌 기법에 의해 2배 및 4배 확대시킨 초음파 영상을 각각 도시한 도면이며, 도 8의 (c) 및 도 9의 (c)는 영역 A를 SWZ 기법에 의해 2배 및 4배 확대시킨 초음파 영상을 각각 도시한 도면이다. 리드 줌 기법을 적용시킨 도 8의 (b) 및 도 9의 (b)의 초음파 영상은 영상이 확대되면서 블록화 현상이 나타나 조직이 거칠어지고 원 영상 정보가 많이 사라졌으며, 확대 배수가 증가될수록 그 정도가 더 심해짐을 알 수 있다. 이에 반해, 본 발명에 따른 SWZ 기법을 적용시킨 도 9의 (c) 및 도 9의 (c)의 초음파 영상은 원 영상의 정보가 유지되면서 생동감있는 조직의 모습이 그대로 살아 있는 고해상도의 확대 영상을 제공하고 있음을 확인할 수 있다.

발명의 효과

상술한 바와 같이, 본 발명에 따르면, 영상 확대 시에 모니터와 화소와 매핑되지 않는 영상점들은 RF 메모리에 저장되어 있는 RF 데이터를 이용해서 새롭게 집속시켜서 빔을 형성하고 있다. 이로써, 확대할 영역의 축방향으로는 더욱 많은 수의 주사선을 제공할 수 있으며, 축방향으로는 보다 세밀한 간격으로 영상점을 배치하여 고해상도의 확대 영상을 제공할 수 있다. 또, 확대 영상의 영상점들을 실제 수신 데이터를 사용해서 구성하기 때문에, 원 영상의 정보 손실 없이 선명하게 확대된 영상을 얻을 수 있다. 또한, 리드 줌 기법의 장점인 정지 기능과 라이트 줌 기법의 장점인 고해상도의 영상의 효과를 동시에 만족시킬 수 있다. 따라서, 이러한 본 발명에 따른 초음파 영상 장치를 의료 장치에 적용할 경우, 임상 효율을 현저히 증대시킬 수 있다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

대상체에 대한 초음파 영상 중의 특정 영역을 소정 배율로 확대하는 장치에 있어서,

상기 대상체 내의 다수의 위치 각각에 다수의 초음파 신호를 송신하는 수단 - 상기 다수의 초음파 신호는 상기 각각의 위치에서 집속(focusing)되어 상기 각각의 위치마다 하나의 송신 주사선을 형성함 -,

상기 각각의 송신 주사선을 형성하는 다수의 초음파 신호가 상기 대상체에서 반사되어 돌아오는 신호들을 수신 및 처리하여 다수의 수신 데이터로 이루어지는 각각의 수신 데이터 그룹을 형성하는 수단,

상기 각각의 수신 데이터 그룹을 처리하여, 상기 각각의 송신 주사선의 집속 위치에 집속되는 각각의 수신 주사선을 형성하는 수단,

상기 각각의 송신 주사선에 대응하는 각각의 수신 데이터 그룹을 저장하는 저장 수단,

상기 특정 영역의 확대 요청에 응답하여, 상기 저장 수단에 저장된 상기 각각의 수신 데이터 그룹 중에서, 상기 특정 영역에 포함되는 송신 주사선들 중 적어도 인접하는 각 쌍의 제1 및 제2 송신 주사선에 대한 각각의 제1 및 제2 수신 데이터 그룹을 판독하는 판독 수단,

상기 판독된 제1 수신 데이터 그룹을, 상기 제1 및 제2 송신 주사선들에 대응하는 제1 및 제2 위치들 사이의 소정 위치에서 수신 집속하여 제1 부가 수신 주사선을 형성하고, 상기 제2 수신 데이터 그룹을 상기 소정 위치에서 수신 집속하여 제2 부가 수신 주사선을 형성하는 수단 - 상기 소정 위치의 개수 및 위치는 상기 소정 배율에 따라 정해짐 -,

상기 소정 위치에 대한 상기 제1 및 제2 부가 수신 주사선을 합성하여 최종적인 부가 수신 주사선을 형성하는 합성 수단, 및

상기 특정 영역에 해당하는 상기 기존의 수신 주사선 및 상기 하나 이상의 최종적인 부가 수신 주사선을 이용하여, 상기 특정 영역의 확대된 초음파 영상을 표시하는 표시 수단

을 포함하는 초음파 영상 확대 장치.

청구항 2.

제1항에 있어서, 상기 저장 수단에 저장되는 상기 각각의 수신 데이터 그룹은 적어도 1 프레임의 수신 데이터로 이루어지며,

상기 초음파 영상을 정지시킨 상태에서 상기 특정 영역을 확대하는 경우, 상기 저장 수단에 저장된 상기 적어도 1 프레임의 수신 데이터를 이용함으로써, 고 해상도의 확대 영상을 제공하는 초음파 영상 확대 장치.

청구항 3.

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 부가 수신 주사선 형성 수단은,

상기 각각의 수신 데이터 그룹을 이용하여, 상기 대상체 내의 다수의 위치에서 수신 집속되는 다수의 주사선을 동시에 형성하기 위한 멀티 빔 형성 수단, 및

상기 합성 수단에서 합성될 주사선의 개수에 따라, 상기 각각의 수신 데이터 그룹의 데이터 샘플링률을 제어하는 데시메이션 수단

을 포함하는 초음파 영상 확대 장치.

청구항 4.

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 합성 수단은,

상기 제1 및 제2 부가 수신 주사선을 나타내는 데이터 각각에 소정의 가중치를 곱하는 곱셈 수단, 및

상기 곱셈 수단으로부터 출력되는 결과들을 가산하는 가산 수단

을 포함하는 초음파 영상 확대 장치.

청구항 5.

제4항에 있어서, 상기 가중치는, 상기 제1 및 제2 송신 주사선의 각각의 집속 위치와, 상기 최종적인 부가 수신 주사선이 형성될 상기 소정 위치간의 거리차를 고려하여 설정되는 초음파 영상 확대 장치.

청구항 6.

대상체에 대한 초음파 영상 중의 특정 영역을 소정 배율로 확대하는 방법에 있어서,

상기 대상체 내의 다수의 위치 각각에 다수의 초음파 신호를 송신하는 단계 - 상기 다수의 초음파 신호는 상기 각각의 위치에서 집속되어 상기 각각의 위치마다 하나의 송신 주사선을 형성함 -,

상기 각각의 송신 주사선을 형성하는 다수의 초음파 신호가 상기 대상체에서 반사되어 돌아오는 신호들을 수신 및 처리하여 다수의 수신 데이터로 이루어지는 각각의 수신 데이터 그룹을 형성하는 단계,

상기 각각의 수신 데이터 그룹을 처리하여, 상기 각각의 송신 주사선의 집속 위치에 집속되는 각각의 수신 주사선을 형성하는 단계,

상기 각각의 송신 주사선에 대응하는 각각의 수신 데이터 그룹을 저장하는 단계,

상기 특정 영역의 확대 요청에 응답하여, 상기 저장된 상기 각각의 수신 데이터 그룹 중에서, 상기 특정 영역에 포함되는 송신 주사선들 중 적어도 인접하는 각 쌍의 제1 및 제2 송신 주사선에 대한 각각의 제1 및 제2 수신 데이터 그룹을 판독하는 단계,

상기 판독된 제1 수신 데이터 그룹을, 상기 제1 및 제2 송신 주사선들에 대응하는 제1 및 제2 위치들 사이의 소정 위치에서 수신 집속하여 제1 부가 수신 주사선을 형성하고, 상기 제2 수신 데이터 그룹을 상기 소정 위치에서 수신 집속하여 제2 부가 수신 주사선을 형성하는 단계 - 상기 소정 위치의 개수 및 위치는 상기 소정 배율에 따라 정해짐 -,

상기 소정 위치에 대한 상기 제1 및 제2 부가 수신 주사선을 합성하여, 최종적인 부가 수신 주사선을 형성하는 단계, 및

상기 특정 영역에 해당하는 상기 기존의 수신 주사선 및 상기 하나 이상의 최종적인 부가 수신 주사선을 이용하여, 상기 특정 영역의 확대된 초음파 영상을 표시하는 단계

를 포함하는 초음파 영상 확대 방법.

청구항 7.

제6항에 있어서, 상기 저장되는 상기 각각의 수신 데이터 그룹은 적어도 1 프레임의 수신 데이터로 이루어지며,

상기 초음파 영상을 정지시킨 상태에서 상기 특정 영역을 확대하는 경우, 상기 저장된 상기 적어도 1 프레임의 수신 데이터를 이용함으로써, 고 해상도의 확대 영상을 제공하는 초음파 영상 확대 방법.

청구항 8.

제6항 또는 제7항에 있어서, 상기 부가 수신 주사선 형성 단계는,

상기 각각의 수신 데이터 그룹을 이용하여, 상기 대상체 내의 다수의 위치에서 수신 집속되는 다수의 주사선을 동시에 형성하는 단계, 및

상기 합성될 주사선의 개수에 따라, 상기 각각의 수신 데이터 그룹의 데이터 샘플링률을 제어하는 단계

를 포함하는 초음파 영상 확대 방법.

청구항 9.

제6항 또는 제7항에 있어서, 상기 합성 단계는,

상기 제1 및 제2 부가 수신 주사선을 나타내는 데이터 각각에 소정의 가중치를 곱하는 단계, 및

상기 곱셈 수단으로부터 출력되는 결과들을 가산하는 단계

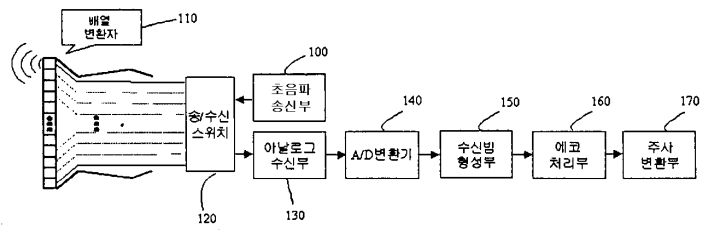
를 포함하는 초음파 영상 확대 방법.

청구항 10.

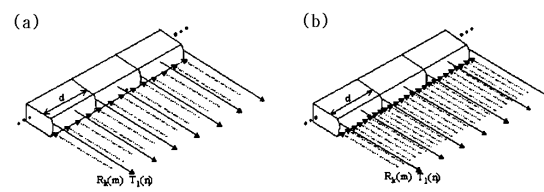
제9항에 있어서, 상기 가중치는, 상기 제1 및 제2 송신 주사선의 각각의 집속 위치와, 상기 최종적인 부가 수신 주사선이 형성될 상기 소정 위치간의 거리차를 고려하여 설정되는 초음파 영상 확대 방법.

도면

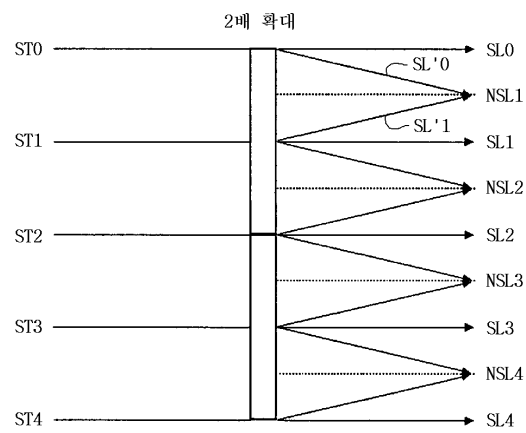
도면 1



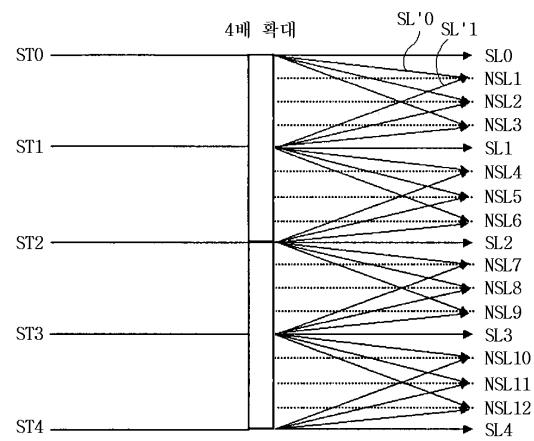
도면 2



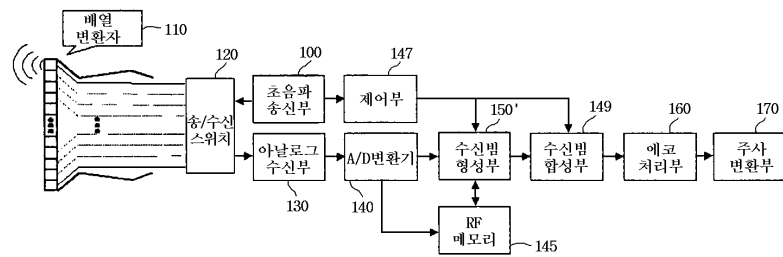
도면 3



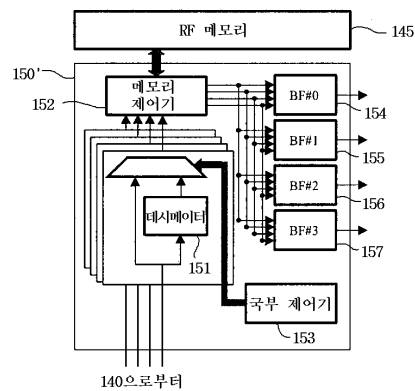
도면 4



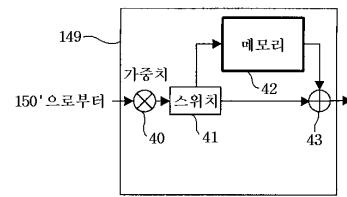
도면 5



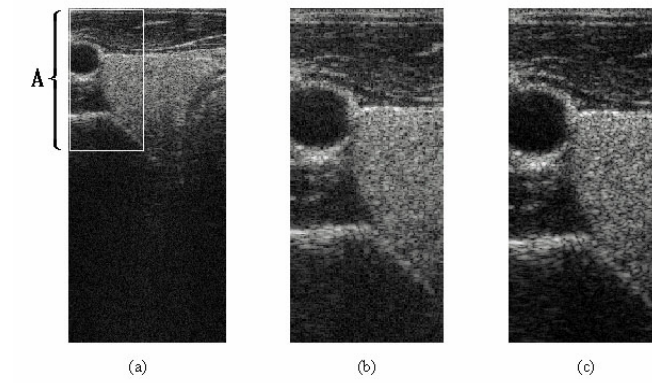
도면 6



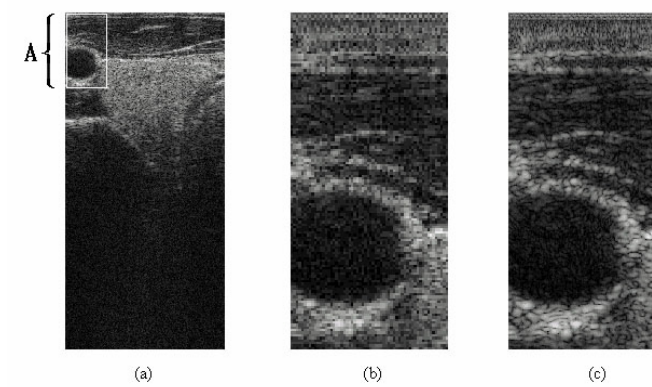
도면 7



도면 8



도면 9



专利名称(译)	使用合成光变焦技术的超声图像放大设备和方法		
公开(公告)号	KR100350025B1	公开(公告)日	2002-08-24
申请号	KR1020000033752	申请日	2000-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	SONG TAI KYONG 송태경 JEONG JONG SEOB 정종섭		
发明人	송태경 정종섭		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	Juseongmin Jangsugil		
其他公开文献	KR1020020000002A		

摘要(译)

超声图像放大装置和方法技术领域本发明涉及超声图像放大装置和方法，更具体地，涉及使用合成写入变焦技术的超声图像放大装置和方法。根据本发明以预定的放大倍率放大所述目标对象的超声图像中的特定区域的超声图像放大装置中，用于在每个目标对象的多个超声波信号发射到所述位置，数量，其中，所述多个超声信号的各自的其中，形成每条传输扫描线的多个超声信号接收并处理从物体反射的信号并返回到多个超声信号，用于形成由数据组成的每个接收数据组的装置，用于处理每个所述接收数据组以形成要聚焦在各个发送扫描线的焦点位置的各个接收扫描线的装置，存储装置用于存储每个接收的数据组，第一和第二传输扫描线，用于存储在存储单元中的各个接收数据组中的特定区域中包括的每对至少相邻的传输扫描线对，第一接收单元，用于在对应于第一和第二传输扫描线的第一和第二位置之间的预定位置处接收和读取第一接收数据组，用于通过形成接收扫描线并在预定位置接收和聚焦第二接收数据组来形成第二接收扫描线的装置，预定位置的数量和位置根据预定的放大率确定；合成装置，用于相对于特定区域合成第一和第二附加接收扫描线，以形成最终的附加接收扫描线， $1 > - 1 -$ 并且显示装置用于显示该区域的放大的超声图像。 五 指数方面 超声图像放大，合成光变焦技术，读取变焦技术，写入缩放技术，射频 (RF) 数据

