(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl. [7]
A61B 8/00

(11) 공개번호 특2001-0077539
(43) 공개일자 2001년08월20일

(21) 출원번호 10-2000-0005393
(22) 출원일자 2000년02월03일

(71) 출원인 주식회사 메디슨
이민화
강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자 송태경
서울특별시서초구잠원동6-3동아아파트105동1403호
정종섭
서울특별시도봉구쌍문1동285-5동익파크아파트4-102

(74) 대리인 주성민
장수길

심사청구 : 있음

(54) 초음파 영상 시스템용 인터레이싱 다중 빔 집속 장치 및집속 방법

요약

다중 빔을 이용하여 영상을 구현함에 있어서 프레임률 및 신호 대 잡음비를 향상시킬 수 있는 초음파 영상화 방법 및 시스템을 개시한다.

인접한 두 프레임에서 송신 주사선들의 위치를 인터레이스 방식으로 번갈아가면서 송신하고, 각각의 송신 주사선에 대한 수신 신호를 종래의 방식으로 다중 빔 집속한 후, 이전 프레임의 수신 주사선과 동일한 위치의 현재 프레임의 수신 주사선과의 평균을 취함으로서 현재 프레임의 수신 주사선의 최종값을 결정한다. 이 데이터를 이용하여 영상을 표시함으로써 프레임률의 증가와 동시에, 신호 대 잡음비의 저하 없이 일반적인 다중 빔 집속 방식에서 발생하는 줄무늬 결함을 현저히 개선할 수 있다.

대표도
도 2

색인어
초음파 다중 빔, 인터레이싱, 프레임 합성, 송신 주사선, 수신 주사선

명세서

도면의 간단한 설명

도 1a 및 도 1b는 초음파 영상 시스템의 배열 변환자(array transducer)를 도시한 도면으로서 각각 종래의 이중 빔 집속 방식 및 사중 빔 집속 방식을 설명하기 위한 개략도.

도 2는 본 발명에 따른 인터레이싱 다중 빔 집속 방식의 일실시예에서 인접한 두 프레임에 대한 주사 과정을 설명하기 위한 개략도.

도 3은 본 발명에 따른 초음파 영상 시스템을 도시한 개략도.

도 4a는 일반적인 종래의 집속 기법으로, 도 4b는 종래의 이중 빔 집속 기법으로 획득한 영상을 나타내는 사진이며, 도 4c는 본 발명의 인터레이싱 이중 빔 기법을 이용해서 얻은 영상을 나타내는 사진.

도 5a는 일반적인 종래의 집속 기법으로, 도 5b는 종래의 사중 빔 집속 기법으로 획득한 영상을 나타내는 사진이며, 도 5c는 본 발명의 인터레이싱 사중 빔 기법을 이용해서 얻은 영상을 나타내는 사진.

< 도면의 주요 부호에 대한 부호의 설명 >

300 : 배열 변환자

306 : 아날로그 수신부

310 : 수신 빔 변환기

314, 316 : 메모리

322 : 에코 처리부

324 : 주사 변환부

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파 영상 시스템에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 초음파 영상 시스템에서 인터레이싱 다중 빔 집속 기법(interlaced multi-beam focusing)을 이용하여 영상의 품질을 개선하기 위한 방법 및 장치에 관한 것이다.

초음파 의료 영상 시스템은 인체 내에 초음파를 송신하고, 매질에서 반사되어 돌아오는 신호를 수신해서 실시간으로 인체의 단면 영상을 제공한다. 대다수의 초음파 영상 시스템은 일반적으로 배열 변환자(array transducer)를 사용하여 초음파를 송·수신하며, 신호 처리 과정에 의하여 초음파의 집속(focusing)을 수행하는 전자식 주사(electronic scan) 방식을 사용한다. 단면 영상을 구성하는 각각의 주사선(scanline)들은 일정수의 배열 소자들을 동시에 사용하여 얻을 수 있으며, 사용하는 배열 소자의 수가 많을수록 초음파의 송신 출력 및 수신 감도가 증대되어 신호 대 잡음비가 개선된 영상을 얻을 수 있다. 또한, 많은 배열 소자를 이용할수록 즉, 초음파 변환자의 구경(aperture)이 커질수록, 집속점에서의 해상도가 개선된다. 하지만 집속점이 아닌 곳에서의 해상도는 구경이 커질수록 저하되므로 높은 해상도의 영상을 얻기 위하여 모든 영상점에 초음파를 집속하는 동적집속(dynamic focusing)이 요구된다. 이러한 동적집속 기술

은 80년대부터 활발히 연구되어 현재 일부 회사의 제품에 적용되고 있다.

해상도 이외에 초음파 B-모드 영상의 또 다른 중요한 성능 변수로서 초당 구성되는 화면의 수를 나타내는 프레임률(frame rate)과, 영상의 최대 깊이를 결정하는 요소인 신호 대 잡음비를 들 수 있다.

일반적인 초음파 영상 시스템에서 B-모드 영상의 프레임률은 전체 주사선 개수와 영상의 깊이 및 초음파의 진행속도에 의하여 제한된다. 움직이는 물체의 실시간 영상을 얻기 위해서는 높은 영상 프레임률이 요구되는데, 영상 프레임률은 다음의 수학식 1과 같이 정의된다.

수학식 1

$$\text{프레임률} = \frac{c}{2 \cdot N_s \cdot z_{max}}$$

여기서 N_s, z_{max}, c 는 각각 한 단면 영상을 구성하는 주사선수, 영상의 최대깊이, 및 인체 내에서의 초음파 속도를 나타낸다. 예를 들어 N_s ="224," c ="1540m/sec," 및 z_{max} ="20cm인" 경우에 대하여 단일 빔 집속 기법(single-beam focusing)에 의한 B-모드 영상의 프레임률은 약 17(프레임/초)가 된다. 그러나, 심장 질환 검사 및 3차원 영상과 같은 응용 분야에서는 이보다 훨씬 높은 프레임률이 요구된다. 따라서, 프레임률을 높이기 위한 여러 가지 방법이 제안되었으며, 그 중의 하나는 한번 초음파를 송신하여 2개 또는 4개 등의 복수의 수신 주사선(혹은 수신 빔)을 형성하는 다중 빔 집속 기법(multi-beam focusing)이다.

도 1a 및 도 1b는 초음파 영상 시스템의 배열 변환자를 도시한 것으로서 각각 종래의 이중 빔 집속 방식 및 종래의 사중 빔 집속 방식을 개략적으로 도시하고 있다.

도 1에서 실선은 송신 주사선(transmit scanline)(12)을 나타내고, 점선은 송신 주사선으로부터 구성되는 수신 주사선(receive scanline)(14)을 나타낸다. 또한, $T_k(n)$, $R_k(m)$은 각각 n번째 송신 주사선과 m번째 수신 주사선의 위치를 나타내며, 아래 첨자 k는 하나의 송신 주사선에 대응하여 형성되는 수신 주사선의 수를 의미한다. 단일 빔 집속(single-beam focusing) 방식에서는 일반적으로 송신 주사선과 수신 주사선이 일치하므로 $T_1(n)$ ="$R_1(m)$이 된다. 도 1에 도시된 이중 빔 및 사중 빔 방식에서의 송·수신 주사선 위치는 각각 다음의 수학식으로 주어진다.

수학식 2

$$T_2(n) = (n+\tfrac{1}{2})d, \quad R_2(m) = \left(m+\tfrac{1}{2}\right)\tfrac{d}{2}, \quad (m = 2n+1,\ l = 0, 1) \quad 0 \le n \le \frac{N_s}{2} - 1$$

수학식 3

$$T_4(n) = (2n+1)d,\ R_4(m) = \left(\frac{m}{2}+\frac{1}{4}\right)d,\ (m = 4n+1,\ l = 0, 1, 2, 3) \quad 0 \le n \le \frac{N_s}{4} - 1$$

여기에서 d는 배열 소자간의 간격을 나타내고, 수신 주사선 간격을 d/2로 가정하였으며 N_s는 편의상 홀수로 제한하였다. 또한, 이를 일반화하면 다음과 같은 식으로 표시된다.

수학식 4

$$T_k(n) = k\left(n+\tfrac{1}{2}\right)\tfrac{d}{2}, \quad 0 \le n \le \frac{N_s-1}{k}$$

$$R_k(m) = \left(m+\tfrac{1}{2}\right)\tfrac{d}{2}, \quad (m = kn+l), \quad 0 \le l \le k-1, \quad 0 \le n \le \frac{N_s-1}{k}$$

도 1과 수학식 2 ,3, 및 4로부터 알 수 있듯이, 이중 빔 기법과 사중 빔 기법은 단일 빔 방식에 비하여 초음파 송·수신 횟수가 1/2 및 1/4로 감소하기 때문에, 단일 빔 기법에 비해 프레임률을 각각 2배 및 4배로 향상시킬 수 있다. 그러나 다중 빔 집속 기법을 사용한 단면 영상은 하나의 송신 주사선에 대응하는 반사 신호로부터 주변의 여러 수신 주사선을 구성하기 때문에 단일 빔(single-beam) 방식의 영상보다 신호 대 잡음비가 떨어지며, 서로 다른 송신 주사선에 대응하는 수신 주사선들의 세트(set) 간에는 데이터 및 잡음의 특성이 서로 다르기 때문에 줄무늬 결함이 발생하게 된다.

이러한 문제점은 하나의 송신 주사선에 대응되는 수신 주사선의 수가 많은 사중 빔 집속 방식에서, 선형(linear) 영상보다 주사선 간의 간격이 큰 콘벡스(convex) 영상에서, 또한 근거리 필드(near field)보다 원거리 필드에서 보다 현저하게 나타난다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명의 목적은 다중 빔 집속 방식의 초음파 영상 장치에 있어서, 신호 대 잡음비가 저하되고 수신 주사선들 사이에 줄무늬 결함이 나타나는 상술한 문제점을 해결하는 개선된 빔 집속 방법을 제공하는 데 있다.

본 발명의 다른 목적은 프레임률 및 신호 대 잡음비를 향상시킬 수 있는 개선된 다중 빔 집속 방법을 이용하는 초음파 영상 시스템을 제공하는 데 있다.

상기 목적을 달성하기 위하여 본 발명에 따른 초음파 영상 시스템에서는, 인접한 두 프레임에서 송신 주사선들의 위치를 인터레이스 방식으로 번갈아가면서 송신하고, 각각의 송신 주사선에 대한 수신 신호를 종래의 방식으로 다중 빔 집속한 후, 이전 프레임의 수신 주사선과 동일한 위치의 현재 프레임의 수신 수사선과의 평균을 취함으로서 현재 프레임의 수신 주사선의 최종값을 결정한다.

상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 초음파 영상화 방법은,

인접한 두 개의 프레임간에 송신 주사선이 서로 엇갈려 배치되도록 초음파 펄스를 송신하고, 송신 펄스의 반사신호를 수신하는 단계와,

상기 반사 신호로부터, 하나의 송신 주사선에 대해 다중 수신 주사선을 형성하는 다중 집속 방식으로 수신 주사선 데이터를 얻는 단계와,

현재 프레임에 대한 수신 주사선 데이터와 이전 프레임에 대한 수신 주사선 데이터와의 평균을 취하여 현재 프레임에 대한 최종 수신 주사선 데이터를 결정하는 단계를 포함한다.

또한, 상기 초음파 영상화 방법에서 상기 최종 수신 주사선 데이터를 결정하는 단계는 현재 프레임 및 이전 프레임의 송신 주사선과 수신 주사선과의 거리차를 고려한 가중치를 상기 현재 프레임에 대한 수신 주사선 데이터와 이전 프레임에 대한 수신 주사선 데이터에 곱하여 평균값을 취하는 단계를 포함한다.

다수의 수신 주사선을 포함하는 일련의 프레임 영상을 획득하기 위한 초음파 영상화 장치는,

연속하는 프레임에서 서로 번갈아가며 배치되는 송신 주사선을 형성하도록 초음파 펄스를 대상에 주사하기 위한 수단과,

상기 대상으로부터 반사되는 신호를 수신하기 위한 수단과,

상기 반사신호를 이용하여, 하나의 송신 주사선에 대해 다수의 수신 주사선을 얻도록 수신 집속을 수행하기 위한 빔 형성부와,

두 개의 프레임에 대한 수신 주사선 데이터를 저장하기 위한 메모리 수단과,

상기 메모리에 저장되어 있는 현재 프레임의 수신 주사선 데이터와 이전 프레임의 수신 주사선 데이터를 평균하여 현재 프레임의 최종 수신 주사선 데이터를 결정하는 수단과,

상기 최종 수신 주사선 데이터를 처리하여 얻은 영상을 표시하기 위한 수단을 포함한다.

상기 초음파 영상 장치에서 상기 최종 수신 주사선 데이터를 결정하는 수단은 현재 프레임 및 이전 프레임의 송신 주사선과 수신 주사선과의 거리차를 고려한 가중치를 상기 현재 프레임의 수신 주사선 데이터와 이전 프레임의 수신 주사선 데이터에 곱하여 평균값을 취하는 수단을 포함한다.

상기 다수의 수신 주사선을 포함하는 일련의 프레임 영상을 획득하기 위한 초음파 영상화 장치는,

연속하는 프레임에서 서로 번갈아가며 배치되는 송신 주사선을 형성하도록, 초음파 펄스를 대상에 주사하기 위한 수단과,

상기 대상으로부터 반사되는 RF(radio frequency) 신호를 수신하기 위한 수단과,

상기 반사신호를 이용하여, 하나의 송신 수사선에 대해 다수의 수신 주사선을 얻도록 수신 집속을 수행하기 위한 빔 형성부와,

상기 수신 집속된 수신 주사선 데이터를 기저 대역의 수신 주사선 데이터로 변환하기 위한 수단과,

현재 프레임의 기저 대역의 수신 주사선 데이터와 이전 프레임의 기저 대역의 수신 주사선 데이터를 평균하여 현재 프레임의 최종 수신 주사선 데이터를 결정하는 수단과,

상기 최종 수신 주사선 데이터를 표시 장치에 표시하는 수단

을 포함한다.

상기 초음파 영상화 장치에서 최종 수신 주사선 데이터를 결정하는 수단은 현재 프레임 및 이전 프레임의 송신 주사선과 수신 주사선과의 거리차를 고려한 가중치를 상기 현재 프레임의 기저 대역의 수신 주사선 데이터와 이전 프레임의 기저 대역의 수신 주사선 데이터에 곱하여 평균값을 취하는 수단을 포함한다.

발명의 구성 및 작용

이하, 도면을 참조하여 본 발명을 상세히 설명한다.

도 2는 본 발명에 따른 인터레이싱 다중 빔 집속 방식의 일실시 예에서, 시간축으로 인접한 두 프레임에 대한 주사 과정을 사중 빔의 경우에 대하여 보여 주고 있다. 도면에서 송수신 주사선은 각각 실선 화살표와 점선 화살표로 표시되어 있고, $T_4^i(n)$ 과 $R_4^i(m)$은 각각 i-번째 프레임의 송수신 주사선의 위치를 나타낸다. i-번째 프레임의 송신 주사선(22)의 위치는 수학식 5와 같이 표현된다.

수학식 5

$$T_4^i(n) = 2\left(n + \frac{1}{2}\left(\frac{3-(-1)^i}{2}\right)\right)d, \qquad 0 \le n \le \frac{N_s-1}{k}$$

홀수번째 프레임의 송신 주사선의 위치는 짝수번째 프레임의 송신 주사선의 위치에 대하여 d(배열 소자간의 간격)만큼 이동되어 있다. 즉, 매 프레임마다 송신 주사선이 번갈아가며 배치되어, 연속하는 두 프레임의 송신 주사선(20 및 22)의 위치는 하나의 배열 소자 즉, 두 수신 주사선 간격만큼 떨어져 있다.

또한, i-번째 프레임의 수신 주사선(26)의 위치는 아래 수학식 6와 같이 표현된다.

수학식 6

$$R_4^i(m) = \left(\frac{m}{2} + \frac{1}{4}\right)d, \quad (m = 4n+1), \qquad 0 \le l \le 3 \qquad 0 \le n \le \frac{N_s - 1}{4}$$

수학식 6에서, 수신 주사선(26)의 위치는 송신 주사선과 달리 모든 프레임에 대하여 동일함을 알 수 있다($R_k^i(m) = R_k(m)$).

이제 인터레이싱 다중 빔 방식에 의한 i-번째 프레임의 m-번째 주사선에 대하여 구성된 신호 $D_k^i(m)$은 다음의 수학식 7과 같이 표현될 수 있다.

수학식 7

$$\alpha = |T_k^i(n) - R_k^i(m)| \div (kd/4),$$

$$D_k^i(m) = \alpha \cdot f^i(T_k^i(n) ; R_k(m)) + (1-\alpha) \cdot f^{i-1}(T_k^{i-1}(n) ; R_k(m))$$

여기서, $0 \le n, m \le N_s$ ($m = "k \cdot n+1,"\ 0 \le 1 \le k-1$)이고, 다음 수학식 8을 만족하는 (n, m) 쌍에 대하여 성립한다.

수학식 8

$$\min\{T_4^i(n), T_4^{i-1}(n)\} \le R_k^i(m) \pm k\frac{d}{4} \le \max\{T_4^i(n), T_4^{i-1}(n)\}$$

상기 수학식 8은 수신 주사선은 해당 송신 주사선의 주변에 위치한다는 것을 나타낸다.

수학식 6에서 $f^i(x ; y)$는 i-번째 프레임에서 x에 위치한 송신 주사선에 대한 수신 신호를 이용하여 y에 위치한 수신 주사선 상에 집속된 신호를 나타낸다. 프레임률에 비하여 물체의 움직임이 빠르지 않을 경우 $f^i(x ; y) \simeq f^{i-1}(x ; y)$로근사화할 수 있다. 따라서, 수학식 7로부터 알 수 있듯이 각 수신 주사선을 구성함에 있어서 간격이 kd/4인 인접한 두 송신 주사선[도 2의 송신 주사선(20 및 22)]에 대한 수신 신호들을 사용하여 수신 주사선[도 2의 송신 주사선(20 및 22) 사이의 두 개의 수신 주사선]을 구하는 효과를 얻을 수 있으므로 하나의 송신 주사선을 사용하는 것에 비하여 화질이 개선된다.

수학식 7에서 α는 각 수신 주사선과 이에 근접한 연속한 두 프레임 상의 송신 주사선들 사이의 거리 차를 고려한 가중치(weight)를 나타내며, 예를 들어 도 2의 경우에는, 가까운 송신 주사선에 대해서는 3/4를, 먼 송신 주사선에 대해서는 1/4를 가중치로 사용한다. 그러나, 컴퓨터 모사 실험 결과 α ="1/2로" 고정하여도 거의 유사한 화질을 얻을 수 있었으므로 구현의 편리성을 위하여 언제나 동일한 가중치를 사용하는 것도 가능하다.

도 3은 전술한 본 발명의 집속 방법을 구현하기 위한 초음파 영상 시스템의 일실시예를 개략적으로 도시하고 있다. 도 3의 영상화 시스템은 배열 변환자(300), 송/수신 스위치(302), 송신부(304), 아날로그 수신부(306), A/D 변환기(308), 수신 빔 형성부(310), 핑퐁 메모리 처리부, 에코 처리부(322) 및 주사 변환부(324)를 포함한다.

송신부(304)는 배열 변환자(300)의 각각의 변환자가 초음파 펄스를 출력하도록 변환자에 전압 펄스를 인가하는 역할을 하는 것이다. 송신부(304)는 인체 내에 송신하려는 초음파 펄스의 소정의 지연 패턴에 따라 각 변환자에, 예를 들어 크기가 80 volt인 전압 펄스를 인가한다. 본 발명에서 인접하는 두 프레임에서 송신 주사선이 서로 번갈아가며 배치되도록 하기 위하여, 송신부(304)는 인접하는 두 프레임에 대해 서로 다른 지연 패턴을 사용하여 전압 펄스를 인가한다.

송/수신 스위치(302)는 송신부(304)에서 방출되는 고압의 전력이 아날로그 수신부(306) 등의 수신부에 영향을 주지 않도록 하는 듀플렉서(duplexer)의 역할을 한다. 즉, 변환자가 송신 및 수신을 번갈아가며 수행할 때, 송신부와 수신부를 배열 변환자에 적절히 스위칭 해주는 역할을 한다.

배열 변환자(300)는 다수의 소자(예를 들어, 128개의 변환자)로 구성되어 있고 송신부(304)로부터의 전압 입력에 응답하여 초음파 펄스를 출력한다. 보통 배열 변환자 중 일부의 변환자가 일회의 초음파 송신에 이용된다. 예를 들어, 128개의 변환자를 포함하는 영상화 장치에서 한번 송신할 때 개구(aperture) 내의 64개의 변환자만 초음파를 송신하여 하나의 송신 주사선을 만든다.

아날로그 수신부(306)는 변환자에서 출력된 초음파가 인체 등에서 반사되어 돌아온 반사 신호에 대하여, 예를 들어 증폭, 에일리어싱(aliasing) 및 잡음 성분의 제거, 초음파가 인체를 통과하면서 발생하는 감쇄의 보정 등의 처리를 거친 후 처리된 신호를 A/D 변환기(308)로 제공한다.

A/D 변환기(308)는 수신된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하고, 변환된 디지털 신호를 수신 빔 형성부(Rx beamforming part)(310)로 보내준다.

수신 빔 형성부(310)는 A/D 변환기(308)로부터 입력된 RF 수신 신호들에, 빔 집속을 하려는 위치에 따라 다른 지연을 인가하여 서로 더하는 방식으로 수신 집속을 수행한다.

집속된 신호는 핑퐁(ping-pong) 메모리 처리부로 향하게 되는데, 예를 들어 N번째 프레임에서 획득한 집속된 주사선 데이터는 메모리 1(314)에 저장되고 이때 스위치(312)에 의해 메모리 2(316)로 가는 경로는 단절된다. 한편, (N+1)번째 프레임에서 획득한 집속된 주사선 데이터는 메모리 2(316)에 저장되고, 이때 스위치(312)에 의해 메모리 1(314)로 가는 경로는 단절된다. 상기 각 메모리에 저장된 신호는 곱셈기(318)에서 각각의 가중치(weight)가 곱해진 후에 덧셈기(320)에서 더해진다. 그 다음 (N+2) 프레임을 구할 때는 다시 주사선 데이터가 메모리 1(314)에 저장되어 메모리 2(316)에 저장된 (N+1)번째 프레임의 데이터와의 가중치 합이 구해진다.

에코 처리부(echo processing part)(322)는 덧셈기(320)에서 더해진 RF 신호를 기저대역 신호(baseband signals)로 변환시키고, 내부의 직교 복조기(quadrature demodulator)를 이용하여 신호의 포락선(envelope)을 검출하여, 하나의 수신 주사선에 대한 데이터를 얻는다. 모니터에 최종 영상을 출력하기 위해서, 주사 변환부(scan conversion part)(324)는 상기 데이터를 모니터 화소(pixel) 위치에 매핑시키고, 데이터의 주사 방향을 화소의 주사 방향과 일치시킨다. 주사 변환부(324)로부터의 출력은 CRT 등의 디스플레이 장치에 표시된다.

도 3의 영상화 시스템은 핑퐁 메모리 처리부를 제외하고는 종래의 초음파 영상화 시스템과 동일한 구성을 가지고 있다. 다만 전술한 바와 같이 각각의 블록, 특히 송신부는 본 발명의 인터레이싱 집속 방식에 따른 동작을 수행하도록 구현되어 있다.

도 3에서는 에코 처리부(322) 전단에 핑퐁 메모리 처리부를 두어 수신 집속된 RF 데이터에 대해 두 프레임의 가중치 합을 구하는 시스템을 개시하고 있다. 본 발명의 제2 실시예에서는 수신 집속된 데이터가 에코 처리부(320)에서 처리된 후, 기저 대역의 신호에 대해 두 프레임 데이터의 가중치 합을 구하도록 할 수 있고, 실험결과, 이 경우도 도 3에 도시된 시스템과 거의 동일한 화질의 영상을 얻을 수 있었다. 또한, 통상의 초음파 영상 장치에서는 주사 변환부(324)의 전단에는 한 프레임의 주사선 데이터를 저장하기 위한 프레임 메모리가 포함된다. 따라서, 별도의 메모리를 에코 처리부 후단에 설치하지 않더라도, 이 통상의 프레임 메모리에 저장된 이전 프레임의 주사선 데이터를 이용하여, 전술한 것과 같은 두 프레임 데이터의 가중치 합을 구함으로써 본 발명의 방법을 구현하는 것이 가능하다.

또한, 도 3의 주사변환부(324)에서 출력된 화소단위 프레임 데이타에 대하여 전술한 본발명의 방법을 적용하는 것도 가능하다. 즉, 송신 주사선을 번갈아가며 초음파를 송신하여 얻은, 주사 변환부로부터 출력되는 현재 프레임 데이타와 기 저장되어 있는 이전 프레임 데이타와 평균을 구한 값을 새로운 현재 프레임의 데이타로 결정하는 방법이다.

본 발명의 영상화 방식의 성능을 시험하기 위하여 본 발명의 출원인은 종래의 초음파 영상 시스템(예를 들어, 한국의 메디슨사에 의해 생산된 SA-8800)에 디지털 메모리 소자들(핑퐁 메모리에 해당)을 장착하여 실험 장치를 구성하였다. 초음파를 송·수신하는 변환자는 128개의 배열 소자들을 가진 중심 주파수 7.5 MHz의 선형 변환기와 3.5 MHz인 콘벡스 변환기를 사용했으며, 집속점은 각각 16 mm와 50 mm로 고정 시켰다. 한 프레임의 영상은 64개의 채널과 224개의 주사선 데이터로 구성되었고, 20.54 MHz의 샘플링 주파수와 8bit ADC를 사용해서 주사선마다 4096개의 데이터 샘플들을 가지며, 최대 15cm까지 관찰이 가능하도록 설계하였다. 도 4와 도 5는 인체의 간 부위의 영상으로서, 도 4a와 도 5a는 일반적인 종래의 집속 기법으로, 도 4b와 5b는 종래의 이중 빔과 사중 빔 집속 기법으로 획득한 영상을 나타내는 사진이며, 도 4c와 도 5c는 상기 실험 장비를 이용하여 얻은 본 발명의 이중 및 사중 빔 인터레이싱 기법을 이용해서 얻은 영상을 나타내는 사진이다.

본 발명은 특정 실시예에 대하여 기술되었지만 초음파 분야의 당업자라면 다양한 변형이 가능하다는 것을 알 수 있다. 예를 들어, 핑퐁 메모리 처리부를 스위치와 메모리 소자, 곱셈기 및 덧셈기를 포함하는 구조로 도시하였지만, 동일한 처리를 메모리 소자와 컴퓨터 기록 매체에 저장된 프로그램으로 구현할 수 있음이 자명하다. 또한, 두 개의 송신 주사선 간의 간격이나, 송신 주사선당 수신 주사선의 개수를 개시된 값과 다른 값으로 하는 것이 가능하다. 또한, 두 프레임의 영상을 합성하는 부문이 수신 빔 형성부 앞단과 뒷단에 모두 올 수 있으며, 두 가지 경우 영상 개선 효과가 거의 유사함을 컴퓨터 모의 실험을 통해 확인 할 수 있었다. 그리고, 모든 수신 주사선에 대해 인접하는 프레임 간의 가중치 합을 구하는 방법을 개시하였지만, 경우에 따라서는 일부의 수신 주사선에 대해서만 이전 프레임과의 가중치 평균을 사용하고 나머지 주사선은 현 프레임의 데이터를 그대로 사용하도록 시스템을 구성하는 것도 가능하다.

따라서, 이와 같이 본 발명의 사상에 포함되는 모든 변형 및 변환이 첨부한 청구범위에 속하는 것으로 이해되어야 한다.

발명의 효과

본 발명에 따른 다중 빔 인터레이싱 기법은 연속된 두 프레임에 송신 주사선을 엇갈리게 배치하고, 수신 주사선들의 두 프레임 간의 평균을 취하는 방법으로, 전체적인 프레임률을 일반적인 다중 빔 집속 기법과 동일하게 유지하면서 기존의 다중 빔 집속 기법이 가진 줄무늬 결함을 제거할 수 있다. 따라서, 높은 프레임률이 요구되는 임상 분야에 적합하다. 실제 실험 장비에서 얻은 인체 및 시편 RF 수신 신호를 이용한 실험을 통해, 제안된 집속 기법의 영상의 품질을 확인한 바 종래의 다중 빔 집속기법에 비해 개선된 영상을 얻을 수 있었다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

다수의 수신 주사선을 포함하는 일련의 프레임 영상을 획득하기 위한 초음파 영상화 방법에 있어서,

인접한 두 개의 프레임간에 송신 주사선이 서로 엇갈려 배치되도록 초음파 펄스를 송신하고, 송신 펄스의 반사신호를 수신하는 단계와,

상기 반사 신호로부터, 하나의 송신 주사선에 대해 다중 수신 주사선을 형성하는 다중 집속 방식으로 수신 주사선 데이터를 얻는 단계와,

현재 프레임에 대한 수신 주사선 데이터와 이전 프레임에 대한 수신 주사선 데이터와의 평균을 취하여 현재 프레임에 대한 최종 수신 주사선 데이터를 결정하는 단계

를 포함하는 초음파 영상화 방법.

청구항 2.

제1항에 있어서, 상기 최종 수신 주사선 데이터를 결정하는 단계는 현재 프레임 및 이전 프레임의 송신 주사선과 수신 주사선과의 거리차를 고려한 가중치를 상기 현재 프레임에 대한 수신 주사선 데이터와 이전 프레임에 대한 수신 주사선 데이터에 곱하여 평균값을 취하는 단계를 포함하는 초음파 영상화 방법.

청구항 3.

다수의 수신 주사선을 포함하는 일련의 프레임 영상을 획득하기 위한 초음파 영상화 장치에 있어서,

연속하는 프레임에서 서로 번갈아가며 배치되는 송신 주사선을 형성하도록, 초음파 펄스를 대상에 주사하기 위한 수단;

상기 대상으로부터 반사되는 신호를 수신하기 위한 수단;

상기 반사신호를 이용하여, 하나의 송신 주사선에 대해 다수의 수신 주사선을 얻도록 수신 집속을 수행하기 위한 빔 형성부와,

두 개의 프레임에 대한 수신 주사선 데이터를 저장하기 위한 메모리 수단과,

상기 메모리에 저장되어 있는 현재 프레임의 수신 주사선 데이터와 이전 프레임의 수신 주사선 데이타를 평균하여 현재 프레임의 최종 수신 주사선 데이타를 결정하는 수단과,

상기 최종 수신 주사선 데이터를 처리하여 얻은 영상을 표시하기 위한 수단

을 포함하는 초음파 영상화 장치.

청구항 4.

제3항에 있어서, 상기 최종 수신 주사선 데이터를 결정하는 수단은 현재 프레임 및 이전 프레임의 송신 주사선과 수신 주사선과의 거리차를 고려한 가중치를 상기 현재 프레임의 수신 주사선 데이터와 이전 프레임의 수신 주사선 데이터에 곱하여 평균값을 취하는 수단을 포함하는 초음파 영상화 장치.

청구항 5.

다수의 수신 주사선을 포함하는 일련의 프레임 영상을 획득하기 위한 초음파 영상화 장치에 있어서,

연속하는 프레임에서 서로 번갈아가며 배치되는 송신 주사선을 형성하도록, 초음파 펄스를 대상에 주사하기 위한 수단과,

상기 대상으로부터 반사되는 RF(radio frequency) 신호를 수신하기 위한 수단과,

상기 반사신호를 이용하여, 하나의 송신 수사선에 대해 다수의 수신 주사선을 얻도록 수신 집속을 수행하기 위한 빔 형성부와,

상기 수신 집속된 수신 주사선 데이터를 기저 대역의 수신 주사선 데이터로 변환하기 위한 수단과,

현재 프레임의 기저 대역의 수신 주사선 데이터와 이전 프레임의 기저 대역의 수신 주사선 데이타를 평균하여 현재 프레임의 최종 수신 주사선 데이타를 결정하는 수단과,

상기 최종 수신 주사선 데이터를 표시 장치에 표시하는 수단

을 포함하는 초음파 영상화 장치.

청구항 6.

제5항에 있어서, 상기 최종 수신 주사선 데이터를 결정하는 수단은 현재 프레임 및 이전 프레임의 송신 주사선과 수신 주사선과의 거리차를 고려한 가중치를 상기 현재 프레임의 기저 대역의 수신 주사선 데이터와 이전 프레임의 기저 대역의 수신 주사선 데이터에 곱하여 평균값을 취하는 수단을 포함하는 초음파 영상화 장치.

청구항 7.

다수의 수신 주사선을 포함하는 일련의 프레임 영상을 획득하기 위한 초음파 영상화 장치에 있어서,

연속하는 프레임에서 서로 번갈아가며 배치되는 송신 주사선을 형성하도록, 초음파 펄스를 대상에 주사하기 위한 수단과,

상기 대상으로부터 반사되는 RF(radio frequency) 신호를 수신하기 위한 수단과,

상기 반사신호를 이용하여, 하나의 송신 수사선에 대해 다수의 수신 주사선을 얻도록 수신 집속을 수행하기 위한 빔 형성부와,

상기 수신 집속된 수신 주사선 데이터를 기저 대역의 수신 주사선 데이터로 변환하기 위한 수단과,

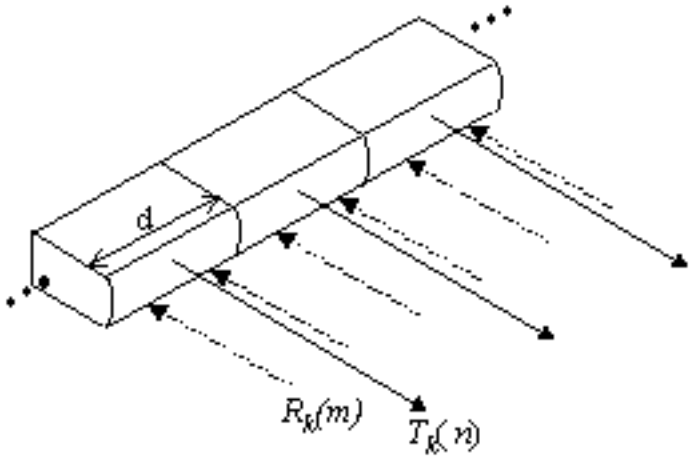
상기 기저 대역의 수신 주사선 데이타를 표시 장치에 표시될 수 있는 화소 단위 데이타로 변환하는 수단과,

현재 프레임의 화소 단위 데이터와 이전 프레임의 화소 단위 데이타를 평균하여 현재 프레임의 최종 화소 단위 데이타를 결정하는 수단

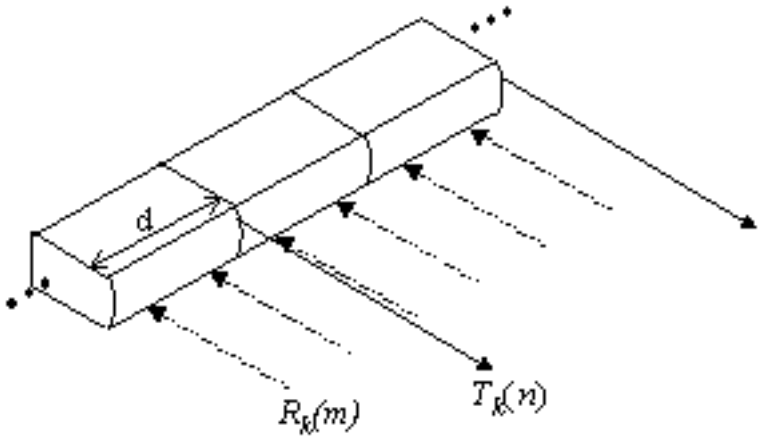
을 포함하는 초음파 영상화 장치.

도면

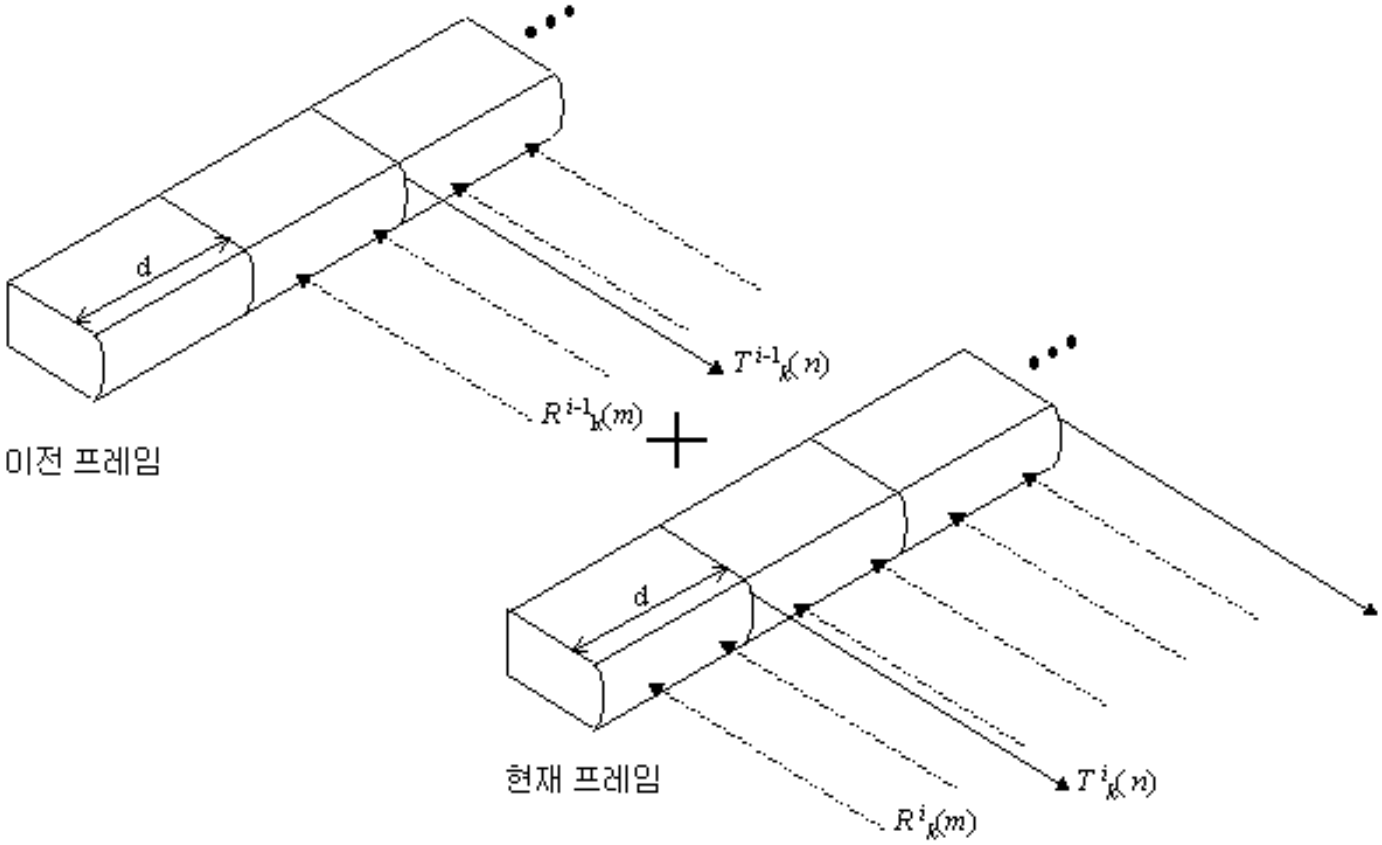
도면 1a



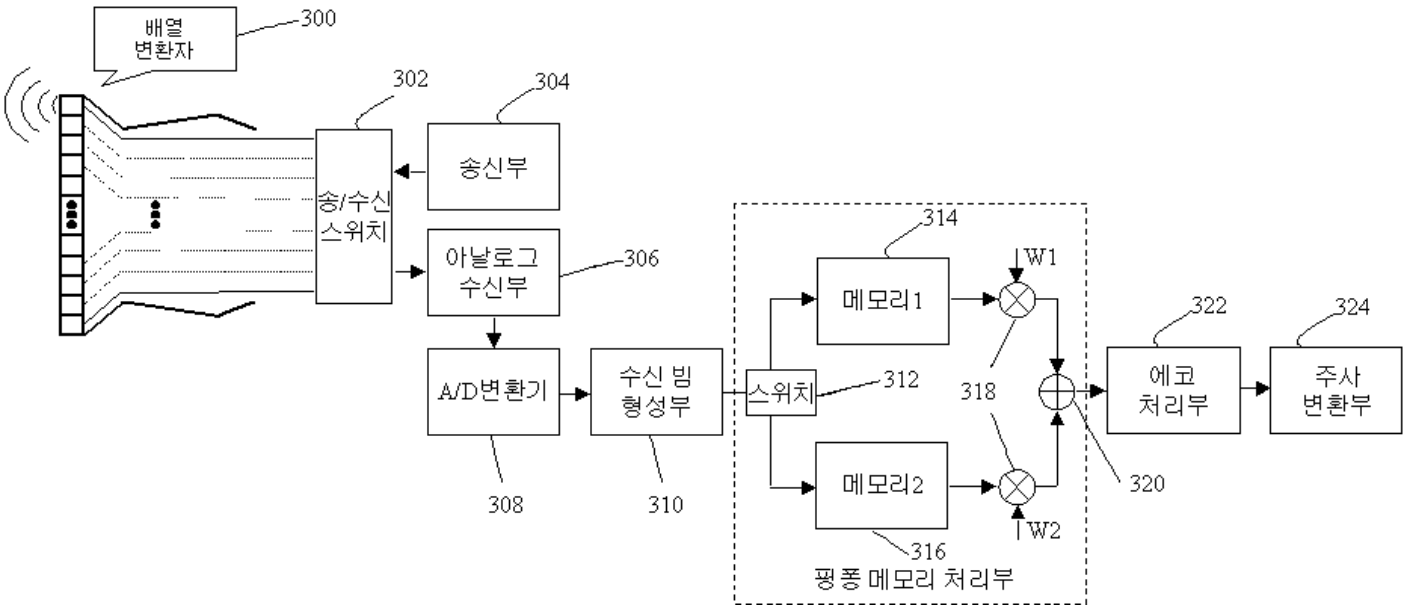
도면 1b



도면 2


d
$T^{i-1}{}_k(n)$
$R^{i-1}{}_k(m)$
이전 프레임
d
$T^{i}{}_k(n)$
$R^{i}{}_k(m)$
현재 프레임

도면 3

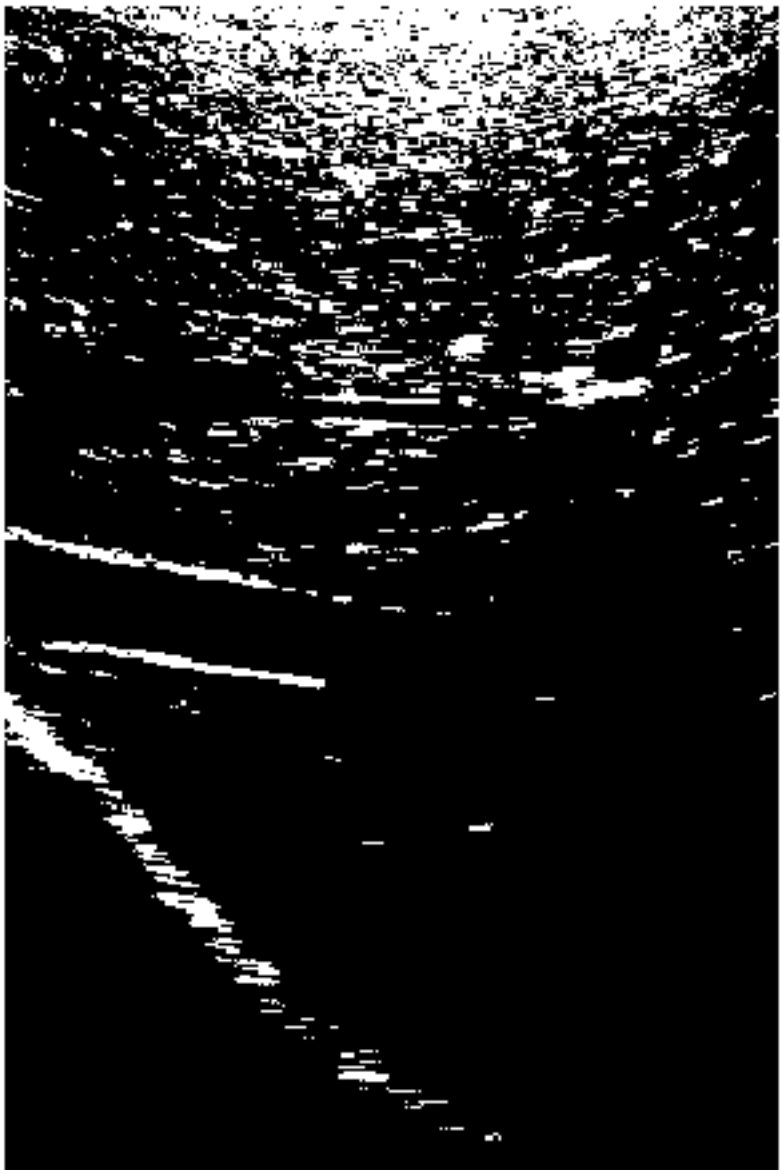

배열 변환자
300
302
304
송/수신 스위치
송신부
아날로그 수신부
306
A/D변환기
수신 빔 형성부
308
310
스위치
312
314
메모리1
메모리2
316
W1
W2
318
320
322
에코 처리부
324
주사 변환부
핑퐁 메모리 처리부

도면 4a

일반 영상

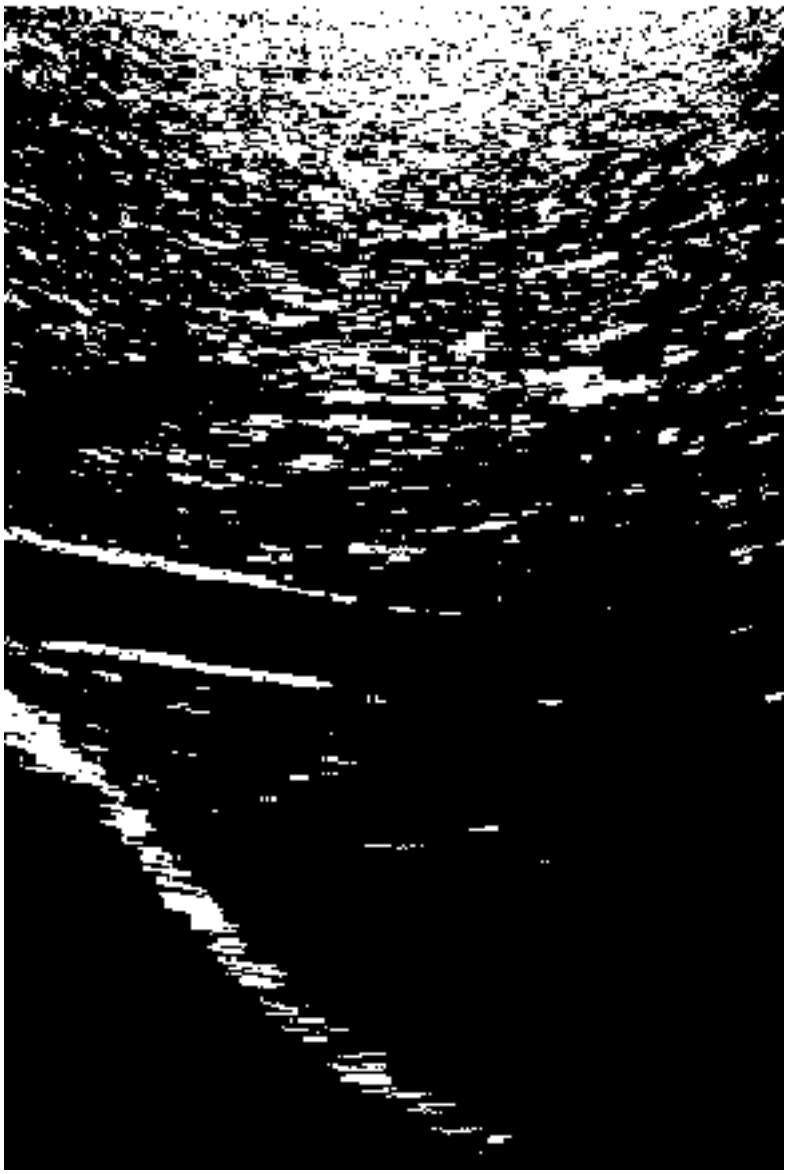
도면 4b

이중 빔 영상



도면 4c

IMB 영상 (이중 빔)



도면 5a

일반 영상

도면 5b

사중빔 영상

도면 5c

IMB 영상 (사중 빔)

专利名称(译)	用于超声成像系统的交错多光束聚焦系统和聚焦方法		
公开(公告)号	KR1020010077539A	公开(公告)日	2001-08-20
申请号	KR1020000005393	申请日	2000-02-03
[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 TAIKYONG 송태경 JEONG JONGSEOB 정종섭		
发明人	송태경 정종섭		
IPC分类号	A61B A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/52 G01S7/52046 G01S7/52077 G01S7/52095		
代理人(译)	CHU，晟敏 CHANG, SOO KIL		
其他公开文献	KR100362001B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了使用多光束实现图像的超声成像方法和改善帧模数和信噪比的系统。当前帧的当前帧的接收扫描线的平均值，例如在执行常规模式之后的前一帧的接收扫描线，多波束会聚，关于每个发送扫描线的接收信号，发送扫描线的位置被交替地发送在相邻的两个帧中以隔行方式取得当前帧的接收扫描线的最终值。通过使用该数据指示图像，可以随着帧模量的增加而显着地改善在一般多光束会聚模式中产生的条带缺陷而不降低信噪比。超声波多束，交错，帧组成，发送扫描线，接收扫描线。