



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0012043
(43) 공개일자 2014년01월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01S 15/89 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-7018050
(22) 출원일자(국제) 2012년02월03일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2013년07월10일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2012/051900
(87) 국제공개번호 WO 2012/107370
국제공개일자 2012년08월16일
(30) 우선권주장
1150966 2011년02월07일 프랑스(FR)

(71) 출원인
수퍼 소닉 이매진
프랑스 에프-13857 엑스 앙 프로방스 세텍스 바티
명 이 레 자탱 드 라 뒤란느 뤼 르네 데카르트
510
(72) 발명자
니콜라스, 진-마리에
프랑스, 에프-92500 루에르 마르메종, 58 르 드
제네랄 가레이 드 벨마르
코프, 로랑
프랑스, 에프-06220 발로리스, 261 엘레이 드 올
리비에
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
강철중, 김윤배

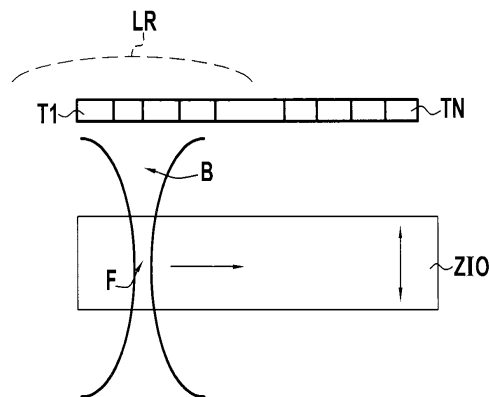
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 영상 획득속도 최적화를 구비한 영상장치

(57) 요약

본 발명은 연속 전송 매트릭스를 사용한 N 트랜스듀서(T1에서 TN)의 어레이를 사용한 매체(M)의 고해상도 초음파 영상을 얻고 예비 영상(ZI)에서 관심영역(DI)을 정의하는 단계로 구성됨을 특징으로 하며; 관심영역(DI)와 원하지 않은 영역에 해당하는 트랜스듀서 간 상관 매트릭스를 결정하고; 관심영역(DI)의 트랜스듀서 간 상관 매트릭스의 역매트릭스의 곱으로부터 관심영역(DI)의 특성 매트릭스(MC)를 결정하며; 전송 매트릭스를 정의하는 관심영역(DI)의 특성 매트릭스(MC)의 값과 고유 값을 계산하고; 조사를 위한 고유 벡터의 수 K를 정의하기 위하여 관심영역(DI)에서 영상 획득속도와 영상 품질 간을 절충 조정하며; 완전한 데이터 세트를 얻기 위하여 전송 매트릭스의 역매트릭스에 영향을 받지 않는 조사에 해당하는 제로로 설정된 데이터에 의하여 완성 획득된 신호로 구성된 수신 매트릭스를 곱하고; 합성 조리개 초음파 검사 영상 방법에서처럼 관심영역(DI)에 해당하는 고해상도 영상을 재구성하는 방법에 관한 것이다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

모스카, 프리드리에

프랑스, 예프-13005 마르세이유, 194 르 아베 드
1'에페

코헨-바크리에, 클로드

프랑스, 예프-13122 방타브랑, 7 르 헨리 포르테

프라스키니, 크리스토프

프랑스, 예프-13130 베레 엘'에땅, 르 폴
에르아르, 6 룻 레스 산투렐

특허청구의 범위

청구항 1

연속 전송 매트릭스를 사용한 N 트랜스듀서($T1$ 내지 TN)의 어레이를 사용하여 매체(M)의 고해상도 초음파 영상 획득하는 방법에 있어서,

- a) 매체(M)의 적어도 하나의 예비 영상(ZI)을 획득하는 단계; b) 예비 영상(ZI)에서 관심영역($D1$)을 정의하는 단계;
- c) 관심영역($D1$)과 원치 않는 영역에 해당하는 트랜스듀서 간 상관 매트릭스를 결정하는 단계;
- d) 관심영역($D1$)의 트랜스듀서 간 상관 매트릭스를 원하지 않는 영역의 트랜스듀서 간 상관 매트릭스의 역매트릭스에 곱하여 관심영역의 특성 매트릭스(MC)를 결정하는 단계;
- e) 그들의 해당 고유 값의 함수로 분류되고, 전송 매트릭스로 정의되는 이들 고유벡터인 관심영역($D1$)의 특성 매트릭스(MC)의 고유 벡터와 고유 값을 계산하는 단계;
- f) N 의 고유 벡터에서 K 최고 고유 값과 관련된 K 의 고유 벡터를 선택하는 단계;
- g) 선택된 N 고유 벡터에 의해 가중되는 K 파를 조사동안에 트랜스듀서($T1$ 내지 TN)에 의해 전송된 신호를 가중하는 선택된 각각의 벡터들에 조사하고 이 벡터들은, 첫 번째 부분에서, 특성 매트릭스의 K 최고 고유 값과 관련된 고유 벡터의 패밀리를 K 벡터로 구성되고, 두 번째 부분에서, 영향을 받지 않는 조사에 해당하는 제로 컬럼으로 구성된 잘린 전송 매트릭스로 정의되는 단계;
- h) 매체(M)에 의하여 리턴되는 신호를 수신하는 단계;
- i) 완전한 데이터 세트를 얻기 위해 전송 매트릭스의 역 매트릭스를 영향을 받지 않는 조사에 해당하는 영(zero)으로 설정된 데이터에 의해 완성 획득된 신호로 구성된 수신 매트릭스에 곱하는 단계;
- j) 합성 조리개 초음파 검사 영상 방법에서와 같이 완전한 데이터 세트에서 저해상도 영상을 추출하는 단계;
- k) 완전한 데이터 세트에서 추출된 저해상도 영상을, 합성 조리개 초음파 검사 영상 방법에서와 같이, 일관되게 합산함으로써 관심영역($D1$)에 해당하는 고해상도의 영상을 재구성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 고해상도 초음파 영상 획득방법.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 단계 h) 동안 조사된 K 파는 포커스되지 않음을 특징으로 하는 고해상도 초음파 영상 획득방법.

청구항 3

청구항 1 또는 청구항 2에 있어서,

I 고유 값을 가진 특성 매트릭스는 의미적으로 영과 다르고, K 는 I 와 동일함을 특징으로 하는 고해상도 초음파 영상 획득방법.

청구항 4

청구항 1 또는 청구항 2에 있어서,

관심영역($D1$)에서 수 K 는 영상 획득속도/영상 품질 절충의 조정 함수가 되며, 관심영역($D1$)에서 영상 획득속도/영상 품질 절충을 조정하는 단계로 구성됨을 특징으로 하는 고해상도 초음파 영상 획득방법.

청구항 5

청구항 1 내지 청구항 4 중 어느 한 항에 있어서,

전송 매트릭스는 장형 구상 벡터로 구성됨을 특징으로 하는 고해상도 초음파 영상 획득방법.

청구항 6

청구항 5에 있어서,

전송매트릭스는 완전한 영상(ZI)를 커버하기 위해 충분히 큰 파라미터 B를 가진 K 장형 구상 벡터에 해당하는 전송법을 포함하며, 관심 영역(D1)은 완전한 영상(ZI)인 것으로 정의됨을 특징으로 하는 고해상도 초음파 영상 획득방법.

청구항 7

청구항 1 내지 청구항 6 중 어느 한 항에 있어서,

소위 배경영역인 영상의 나머지 영역은 다른 전송법으로 낮은 영상 획득속도에서 얻어진 데이터 세트에서 재구성되고, 고해상도 영상은 높은 영상 획득속도와 높은 영상 품질로 취득한 영역을 정의하는 관심영역(D1)에 대한 완전한 데이터로부터 재구성됨을 특징으로 하는 고해상도 초음파 영상 획득방법.

청구항 8

청구항 1 내지 청구항 7 중 어느 한 항에 있어서,

낮은 해상도 영상의 일관된 합산에 의하여 관심영역(D1)에 해당하는 고해상도의 영상을 재구성하는 단계는 일관성 측정에 의한 공간 가중치를 사용함을 특징으로 하는 고해상도 초음파 영상 획득방법.

청구항 9

청구항 1 내지 청구항 8 중 어느 한 항에 있어서,

예비영상(ZI) 및/또는 영향을 받는 조사의 수인 트랜스듀서(T1 내지 TN)의 움직임을 측정하고, 이로 인해 선택된 고유벡터는 측정된 움직임의 함수로 수정되어 영상획득속도를 수정하는 예비단계를 포함하는 고해상도 초음파 영상획득방법.

청구항 10

청구항 1 내지 청구항 9 중 어느 한 항에 있어서,

운영자가 관심영역(D1)을 선택하는 단계를 포함하는 고해상도 초음파 영상 획득방법.

청구항 11

트랜스듀서(T1 내지 TN) 어레이와 전송 매트릭스를 사용하여 트랜스듀서(T1 내지 TN)를 제어하기 위한 모듈로 구성된 매체(M)의 고해상도 초음파 영상을 획득하기 위한 장치에 있어서,

이전에 획득한 영상(ZI)에서 관심영역(D1)을 정의하기 위한 수단;

관심영역(D1)과 원치 않는 영역에 해당하는 트랜스듀서 간 상관 매트릭스를 결정하기 위한 수단;

관심영역의 트랜스듀서 간 상관 매트릭스에 원하지 않는 영역의 트랜스듀서 간 상관 매트릭스의 역매트릭스를 곱한 결과로 관심영역의 특성 매트릭스와 그것을 결정하는 수단;

전송 매트릭스로 정의되고, 그들의 해당 고유 값의 함수로 분류된 벡터들인 관심영역(D1)의 특성 매트릭스(MC)의 값과 고유 벡터를 계산하기 위한 수단;

K 최고 고유 값과 연관된 K 의 고유 벡터를 선택하기 위한 수단;

K 최고 고유 값과 관련된 K 고유 벡터를 선택하고, 선택된 K 고유 벡터에 의하여 가중된 K 파를 조사하기 더 적합하게 하는 제어모듈을 선택하며, 조사하는 동안 트랜스듀서에 의해 전송된 신호들을 가중하는 각각의 선택된 벡터를 선택하되, 잘린 전송 매트릭스로 정의되는 이들 벡터는 첫 번째 부분에서, 특성 매트릭스의 K 최고 고유 값과 관련된 고유 벡터의 패밀리 K 벡터로 구성되고, 두 번째 부분에서, 영향을 받지 않는 조사에 해당하는 영 컬럼으로 구성하는 수단;

매체(M)에 의해 리턴되는 신호를 수신하기 위한 수단;

수신 매트릭스를 만들기 위해 영향을 받지 않은 조사에 해당되는 영으로 설정된 데이터와 함께 획득한 신호를

취하고, 완전한 데이터 세트를 얻기 위해 전송 매트릭스의 역매트릭스를 곱하는 수단;

합성 조리개 초음파 검사 영상 방법에서와 같이 완전한 데이터 세트로부터 낮은 해상도 영상을 추출하기 위한 수단; 및

합성 조리개 초음파 검사 영상 방법에서와 같이, 완전한 데이터 세트에서 추출된 저해상도 영상의 일관된 합산에 의한 관심 영역(D1)에 해당하는 고해상도 영상을 재구성하는 수단을 포함하는 고해상도 초음파 영상을 획득 장치.

청구항 12

상기 프로그램이 컴퓨터에 의하여 실행될 때 청구항 1 내지 청구항 10 중 어느 한 항에 따른 방법의 단계를 실행하기 위한 명령어를 포함하는 컴퓨터 프로그램.

청구항 13

상기 프로그램은 컴퓨터에 의하여 실행될 때 청구항 1 내지 청구항 10 중 어느 한 항에 따른 방법의 단계를 실행하기 위한 명령어를 포함하는 컴퓨터 프로그램이 저장되어 있는 컴퓨터가 읽을 수 있는 저장 매체.

명세서

기술분야

[0001] 발명의 분야는 초음파검사의 영상 분야이며, 본 발명은 인간 조직의 영상 및 병리치료를 위한 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 표준 초음파검사 영상 시스템은 탐색되어야 하는 매체, 즉 일반적으로 생물조직에 의해 산란된 에코를 사용하여 생물학적 구조의 음향 임피던스 특성의 변화를 분석하고, 그리하여 그 매체의 영상을 재구성한다.

[0003] 초음파 영상(image)은 전형적으로 주어진 초점 거리에 포커스를 맞추고 영상 라인이라고 일컬어지는 것을 생성하기 위해 주어진 방향으로 전송되는 빔을 생성하고 전송함으로써 얻을 수 있다. 이것은 도 1에 도시된 것이며, 점선곡선으로 도식적으로 나타낸 지연법(delay law, LR)은 트랜스듀서 T1에서 TN까지 배열(array)에 적용된다. 이것이 점(F) 주위에 포커스를 맞춘 빔(B)을 생성한다. 화살표로 도식적으로 표시된 가로스캔은 트랜스듀서 어레이의 길이에 영향을 받는다. 영상의 해당 라인은 수신된 신호를 포커싱하여 복원한다. 전체 영상은 연속적으로 오프셋 영상 라인을 사용하여 관심영역을 가로 스캐닝하여 얻을 수 있다. 최적의 영상영역(ZIO)은 그리하여 관찰된다.

[0004] 이 영상 방법은 일반적으로 복수의 트랜스듀서, 예를 들면 전송 및 수신에 사용되는 압전 요소로 구성된 행렬, 선형, 또는 곡선 초음파 검사용 프로브를 사용한다. 트랜스듀서는 서로에 관해 지연된 전기신호를 그들에게 적용할 수 있는 독립적인 전자 채널을 통해 개별적으로 제어된다. 전송 포커스는 전송된 다양한 신호에 지연을 적용함에 의하여 결과를 얻는다. 이러한 지연은 다양한 안테나 요소와 초점 사이의 비행시간의 차이에 해당하며, 렌즈의 음향등가를 생성한다.

[0005] 그 후, 동적 포커싱 법, 즉 각 재구성된 픽셀을 위한 지연법은 매체의 주어진 위치에서 오는 음향 신호(signatures)를 분리 수신하고 그 음향영상을 재구성하는데 사용된다. 이것은 빔 포밍(beamforming)으로 알려져 있다.

[0006] 널리 상용 시스템에서 사용되는 이 방법은 모드 B 방법이라 부른다. 영상 품질은 초점 거리에서 가까운 깊이에서는 최적이지만, 초점에서 멀리 이동하면 저하된다.

[0007] 이러한 영상을 생성하기 위한 특유한 조사의 수는 일반적으로 재구성된 라인의 수와 같으며, 전형적으로 128 또는 256의 안테나 요소의 개수와 동일한 크기의 자리수이다. 이 방법의 변형이 개발되었다. 깊이 다-포커스 방법(depth multi-focus method)은 거리를 결정하고 다양한 초점 주변에 위치한 라인부분의 재구성으로 구성된다. 이 방법은 영상 품질을 향상시키지만 사용되는 초점 거리의 수인 계수(Nfoc)에 의해 필요한 조사의 수를 증가시킨다. 이것은 도 2에 나타냈으며, 미국 특허 제5113706호에 설명되어 있다. 연속 지연법(LR1에서 LR4)은 전송되고, 생성된 빔 각각은 서로 다른 점 F1에서 F4에 포커스된다. 보다 넓은 최적의 영상(imaging) 영역을 얻을 수

있음을 알 수 있다.

- [0008] 합성 전송 조리개 방법은 안테나의 각 요소에서 연속적으로 나오는 분산된 빔을 전송하고 각각의 조사는 수신 포커싱에 의해 "낮은 해상도"라 불리는 영상을 재구성하도록 구성되어 있다. 이것은 도 3에 나타나 있다. 도 3A에서, 제1 안테나 요소는 확산 매체(M)를 향해 전파를 전송한다. 신호는 매체에 의해 확산 및 반사된다. 그런 다음, 도 3b에서, 제2 안테나 요소(T2)는 매체(M)을 향해서 같은 전파를 전송하고, 안테나 요소 T1에서 TN까지 모두에 대해서도 같은 전파를 전송한다. 전송 후 연속적으로 안테나 요소 T1에서 TN까지 각각으로부터 획득한 데이터 세트는 완전한 데이터 세트라고 한다. 최종 영상은 "낮은 해상도" 영상으로 일컬어지며 영상의 진폭 및 위상에 있어서 일관되게 부분 영상을 합산하여 얻는다. 표준 영상모드와 대조적으로, 영상은 포커스가 합성되는 동적 전송포커스로 얻을 수 있다. 이것이 합성 전송 조리개(aperture) 용어가 사용되는 이유이다. 이 방법으로 얻어진 영상은 최적 품질이고 필요한 조사의 수는 안테나 요소의 수와 같다.
- [0009] 위의 방법은 안테나에서 너무 멀리 떨어져 영상화가 불가능한 영역을 가지는 주요 단점이 있다. 신호와 센서에 의하여 발생하는 열잡음의 비율은 안테나 요소의 수가 가지는 계수(factor, $\sqrt{N_{et}}$, N_{et})에 의한 표준방법보다 낮다. 표준방법은 동일한 픽셀을 영상화하기 위하여 단지 하나를 획득하기 때문이고, 반면에 일관된 합성방법은 가우시안 백색잡음 때문에 $\sqrt{N_{et}}$ 이 잡음시간을 더 많이 정해야하므로 N_{et} 조사의 수가 요구된다. 이것은 미국 특허 제5623928호와 미국 특허 제4604697호에 기술되어 있다.
- [0010] 합성 조리개영상의 신호 대 잡음비의 문제를 완화하기 위해, 소위 공간 코드 접근법이 개발되었다. 이것은 전송 매트릭스를 정의하고 사용함을 기반으로 한다. 전송 매트릭스는 연속 전송 동안에 안테나의 다양한 가중치법과 연결하여 정의된다.
- [0011] 완전한 데이터 세트를 얻기 위한 특별한 경우로, 사용되는 전송 매트릭스는 단위 매트릭스(identity matrix)이다.
- [0012] 공간 코딩방법은 되돌릴 수 있는 미리 선택한 전송 매트릭스에 포함된 가중치법으로 반향 매체(sounding medium)로 구성한다. 이것은 도 4에 나타내었으며, 트랜스듀서 T1에서 TN은 각각 다르지만 미리 정의된 강도로 송신하는 것을 볼 수 있다. 각 조사의 강도는 각 트랜스듀서에서 연속적으로 강도를 그룹핑하는 전송 매트릭스(ME)의 벡터로 구성된다. 이 방법으로 획득한 신호는 소위 표준적 베이스(canoic base)로 투영된다. 즉 전송-취득과정 동안 주어진 시간에 트랜스듀서에 의해 수신되는 신호로 구성된 각각의 매트릭스를 전송 매트릭스의 역 매트릭스에 왼쪽으로(leftward) 곱한다.
- [0013] 이러한 기술은 단위 매트릭스와 다른 전송 매트릭스(ME)로부터 획득할 수 있는 완전한 데이터 세트를 얻을 수 있다. 더 정확히, 임의의 전송 매트릭스는 그것이 반전될 수 있는 조건에서 사용할 수 있다.
- [0014] 이 기술의 주요 장점은 전송 매트릭스의 결정요소(determinant)와 동일한 계수(factor)로 합성 조리개 영상 방법의 신호 대 잡음비의 개선을 가능하게 한다는 것이다.
- [0015] 이 방법은, 하다마드 전송 매트릭스와 함께 주로 사용된 의료용 초음파와 관련하여 특히 미국특허 제6048315호에서 치아오에 의하여 처음으로 도입되었다. 이들은 구현하기가 용이하고, 최적의 신호 대 잡음비가 가능하다.
- [0016] 조리개 합성 및 일관성 없는 합산 방법은 때로는 예를 들어, 문헌 미국 2003/0149257에서와 같이 동시에 사용할 수 있다.
- [0017] 전송 매트릭스를 기반으로 하지 않는 합성방법은 포커스가 맞지 않는 뚜렷하지 않은(depainted) 파의 전송으로부터 형성된 영상의 일관된 합성으로 구성되어 있다. 여기에 지연법이 적용되어 웨이브 프론트(wave front)가 프로브의 표면에 설정된 각도로 유지하게 된다. 이러한 방법으로, 전송파는 프로브가 특정 각도에서 프로브에 수직인 방향으로 전파된다. 이 방법은 공간코딩과 동일한 성능을 제공하며 문헌 미국 2003/0125628에 기술되어 있다. 이것은 다른 각도에서 포커스가 맞지 파(unfocused wave)를 전송함으로써 전송 때 동적 포커싱을 합성하는 문제이다. 이 기술은 앞서 설명한 조리개 합성 방법에 가까우며 포커스 되지 않는 파가 원형파 대신 전송되는 차이를 가진다.
- [0018] 많은 방법이 최근 몇 년 동안 개발되어 왔고, 대부분 표준 모드 B 영상 방법에 기반하며, 영상 획득속도를 증가시키는데 목표를 두고 있다.
- [0019] 도 5A에서와 같이 멀티 라인 방법은, 특정 수신법 LRR1 및 LRR4와 다르며 병렬(4개의 라인을 병렬로)로 복수의 N_{line} 라인을 재구성하기에 적합한 특정 전송법 LRE를 사용하여 전송 빔B를 확대하여 구성한다. 영상 획득속도는

N_{line} 을 곱하지만, 해상도와 콘트라스트 측면에서의 영상 품질은 저하된다. 이것은 D.P. Shattuck et al. 에 의하여 작성된 문헌 "Explososcan- a parallel processing Technique for High-Speed Ultrasound Imaging with Linear Phase-Arrays ", Journal of the Acoustical Society of America, vol. 75, pp. 12731282, 1984 에 기술되어 있다. 모드 B 방법과 유사한 최적의 영상 영역(ZIO)을 얻을 수 있다.

- [0020] 도 5b에서와 같이, 멀티 빔 방법은 전송 법 LR1에서 LR3을 동시에 사용하여 점 F1에서 F3에 각각 포커스된 복수의 N_{beam} B1에서 B3을 동시에 전송하도록 구성되고 동시에 복수의 라인을 재구성하도록 구성되어 있다. 그 방법은 계수(factor, N_{beam})에 의한 조사의 수는 감소하지만 영상 품질은 저하된다. 그 방법은 J. Bercoff의 논문인 "L'imagerie ultrarapide et son application l'de la viscodu corps humain" [Ultrafast echographic imaging and application to studying the viscoelasticity of the human body], Paris 7, 2004 에 개시되어 있다. 얻어진 최적의 영상영역(ZIO)은 모드 B 방법으로 얻은 것과 유사하다.
- [0021] 도 5C에 표시된 포커스되지 않은 파 모드는 포커스되지 않은 파(OP)를 전송하고 동시에 영상 영역(ZI)의 모든 라인을 재구성하도록 구성되어 있다. 포커스되지 않은 파는 다양한 안테나 요소 T1에서 TN에 의하여 전송에 적용되는 위상 이동(shift) 없이 발생하는 평면파일 수 있다. 영상 획득속도에서 최적인 이 방법은 강하게 저하된 영상 품질을 나타낸다.
- [0022] 3D영상 시스템의 성장과 함께, 소위 조정 가능한 영상 획득속도 영상방법이 최근에 개발되었다. 이 방법은 영상 획득속도를 조정하여 결과적으로 영상 품질을 조정하도록 영상 콘텍스트를 고려하여 구성되어 있다.
- [0023] 미국 특허 제6346079호 영상화되는 매체의 움직임을 예측하고 그에 따라 조사의 수를 조정하는 것이 개시되어 있다. 움직임은 연속 영상의 밝기의 상관관계를 측정하거나 획득한 신호의 도플러분석에 의하여 추정된다. 영상 방법은 모드 B 형태이다. 전송 빔의 조리개를 바꾸고 영상 라인의 수를 줄임으로써 조사의 수를 바꾼다. 한 번 더, 영상 획득속도는 영상 품질의 손상을 개선한다.
- [0024] 이미 살펴본 것처럼, 합성 조리개방법은 한 세트의 복잡한 소위 "낮은 해상도" 영상을 제공한다. 다양한 방법으로, 그것은 요구되는 것의 함수로 일관성 있는 합산에 가중할 수 있다.
- [0025] 따라서 공간 가중치에 영향을 줄 수 있다. 그것은 송신기와 관련된 픽셀의 위치함수로서 저해상도 영상의 픽셀에 가중하도록 구성되어 있다. 그것이 주요 전송 로브에 있는 경우, 최대 가중치가 부여되고, 그 로브(lobe)를 벗어나는 경우 가중치는 영에 가깝다. 그 가중치는 영상의 품질을 크게 증가시킬 수 있다. 전통적으로 카디널스 싸인, Tchebychev 또는 해닝 유형 가중치를 사용하면 좋은 결과를 얻을 수 있지만, 필요한 조사의 수는 감소하지 않는다.
- [0026] 가중치는 역시 일관성 측정에 의해 영향을 받을 수 있다. 통계 측정은 특히 일관성 측정에서 픽셀의 저해상도 세트에 영향을 준다. 무반향 영역은 이론적으로 일관성이 없기(화이트 노이즈) 때문에 일관성 지도(map)에 의한 가중치는 콘트라스트 증가로 이어질 것이다. 그 아이디어는 최종 소위 고해상도 영상의 품질을 개선하기 위하여 소위 낮은 해상도의 영상들 사이에 동일한 픽셀의 일관성 측정을 사용하는 것이다. 이러한 접근은 일관성의 지수함수로 가중함으로써 강조할 수 있지만, 반점(speckle)의 선명도 증가를 가져올 수 있다. 마지막으로, 미리 조정된 예러 함수의 사용은 얼룩을 줄이지 않고 콘트라스트를 증가할 수 있다. 그럼에도 불구하고, 그것은 다시 영상 획득속도를 개선할 수 없고, 그 기술은 합성 조리개 시스템에만 적용할 수 있다.
- [0027] 연산 능력의 지속적인 향상과 필드 프로그래머블 게이트어레이(FPGA) 타입의 프로그래머블 전자공학이 점점 통합되어 초음파 영상 획득속도 문제의 본질을 변화시키고 있다. 영상획득속도는 영상 재구성시간에 의해서라기보다 오히려 빔의 비행시간, 또는 다른 말로, 최종 영상을 재구성하는 데 필요한 조사의 수에 의하여 제한을 받는다.
- [0028] 이것과 병행하여, 높은 시간적 해상도를 가진 영상에 대한 요구 사항은 세 가지 종류가 있다:
- [0029] • 심장의 초음파 검사에서, 시간적 해상도를 개선하면 판막 병리학 검출 이 가능하다;
- [0030] • 탄성 초음파 영상에서는, 조직에서 높은 시간적 해상도를 가진 S(shear) 파의 전파(propagation)를 시각화할 필요가 있다;
- [0031] • 3D 영상에서, 표준 포커스 전송방법은 높은 시간적 해상도를 달성할 수 없다.
- [0032] 시간적 해상도의 개선은 일반적으로 조사의 수를 줄일 수 있는 전송된 빔을 확대하여 구성한다. 이러한 감소는

해상도와 콘트라스트의 측면에서 저하된 영상 품질의 결과를 갖는다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0033] 본 발명이 해결하려는 과제는 영상 획득속도와 영상 품질사이의 균형을 최적화하는 것을 목표로 하는 영상 방법을 제공하는데 있다.

과제의 해결 수단

[0034] 본 발명 과제의 해결 수단은 연속 전송 매트릭스를 사용한 N 트랜스듀서(T1 내지 TN)의 어레이를 사용하여 매체(M)의 고해상도 초음파 영상을 획득하는 방법에 있어서, a) 매체(M)의 적어도 하나의 예비 영상(ZI)을 획득하는 단계;b) 예비 영상(ZI)에서 관심영역(D1)을 정의하는 단계; c) 관심영역(D1)과 일치 않는 영역에 해당하는 트랜스듀서 간 상관 매트릭스를 결정하는 단계; d) 관심영역(D1)의 트랜스듀서 간 상관 매트릭스를 원하지 않는 영역의 트랜스듀서 간 상관 매트릭스의 역매트릭스에 곱하여 관심영역의 특성 매트릭스(MC)를 결정하는 단계; e) 그들의 해당 고유 값의 함수로 분류되고, 전송 매트릭스로 정의되는 이들 고유벡터인 관심영역(D1)의 특성 매트릭스(MC)의 고유 벡터와 고유 값을 계산하는 단계; f) N 의 고유 벡터에서 K 최고 고유 값과 관련된 K 의 고유 벡터를 선택하는 단계; g) 선택된 N 고유 벡터에 의해 가중되는 K 파를 조사동안에 트랜스듀서(T1내지 TN)에 의해 전송된 신호를 가중하는 선택된 각각의 벡터들에 조사하고 이 벡터들은, 첫 번째 부분에서, 특성 매트릭스의 K 최고 고유 값과 관련된 고유 벡터의 패밀리 K 벡터로 구성되고, 두 번째 부분에서, 영향을 받지 않는 조사에 해당하는 제로 컬럼으로 구성된 잘린 전송 매트릭스로 정의되는 단계; h) 매체(M)에 의하여 리턴되는 신호를 수신하는 단계; i) 완전한 데이터 세트를 얻기 위해 전송 매트릭스의 역 매트릭스를 영향을 받지 않는 조사에 해당하는 영(zero)으로 설정된 데이터에 의해 완성 획득된 신호로 구성된 수신 매트릭스에 곱하는 단계; j) 합성 조리개 초음파 검사 영상 방법에서와 같이 완전한 데이터 세트에서 저해상도 영상을 추출하는 단계; k) 완전한 데이터 세트에서 추출된 저해상도 영상을, 합성 조리개 초음파 검사 영상 방법에서와 같이, 일관되게 합산함으로써 관심영역(D1)에 해당하는 고해상도의 영상을 재구성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 고해상도 초음파 영상 획득방법을 제공하는데 있다.

발명의 효과

[0035] 본 발명의 효과는 종래 장치 및 방법의 단점과 한계를 완화하기 위하여 연속 전송 매트릭스를 사용하는 N 트랜스듀서의 어레이(array)을 사용하여 매체의 고해상도 초음파 영상을 획득하는 방법을 제공할 수 있는 상승된 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0036] 본 발명의 다른 특징 및 장점은 본 발명의 비 제한적인 구현을 보여주는 첨부된 도면을 참조하여 아래의 설명에서 명백해진다. 도면에서:

도 1은 모드 B 초음파 검사기의 개략적인 동작을 보여 준다;

도 2는 멀티 포커스 모드 초음파 검사기의 개략적인 동작을 보여 준다;

도 3은 완전한 데이터 세트를 획득하는 초음파 검사기의 개략적인 동작을 보여 준다;

도 4는 공간적인 코딩을 사용한 초음파 검사기의 개략적인 동작을 보여 준다;

도 5A, 5B 및 5C는 멀티-라인 모드, 멀티-빔 모드, 포커스되지 않은 파 모드로 작동하는 초음파 검사기에 의한 영상획득을 가속하는 두 가지 방법의 개략적인 동작을 보여 준다;

도 6은 미리 영상화된 영역과 관심영역(ZINT)의 결정을 개략적으로 나타낸 것이다;

도 7은 파-필드 관심영역의 예를 보여 준다;

도 8은 니어-필드 관심영역의 예를 보여 준다;

도 9는 도 7과 8에서 나타낸 특정 관심 영역의 구상 매트릭스 특성의 첫 번째 예를 보여 준다;

도 10은 도 7과 8의 매트릭스에 대한 그들의 인덱스의 함수로서의 고유 값을 나타낸 것이다;

도 11A 내지 11D 는 네 개의 평탄한 구상 빔을 나타낸 것이다;

도 12는 관심의 영역을 정의하는 각 섹터(angular sector)의 크기에 대한 고유 값 세트의 진화를 보여준다;

도 13은 본 발명의 방법 동안 결정된 60° 의 각 조리개(angular aperture)를 사용한 관심영역의 구상 매트릭스의 특성을 보여 준다;

도 14는 도 13의 매트릭스에 대한 그들의 인텍스의 함수로서의 고유 값을 보여 준다;

도 15A 내지 15D는 도 13의 구상 매트릭스의 첫 번째 4, 10, 20의 조사와 각각의 모든 조사에 대하여 얻어진 결과를 원판으로(in negative)로 도시한 것이다;

도 16A와 16B는 도 13의 매트릭스를 적용하여 얻은 본 발명의 방법의 성능을 보여 준다;

도 17은 본 발명의 멀티-영상 획득속도 모드의 동작을 개략적으로 나타낸 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0037] 본 발명은 인간 조직의 영상 및 병리치료를 위한 방법 및 장치에 관한 것이다.
- [0038] 특히 합성방법의 사용을 기반으로 높은 공간적, 시간적 가진 영상을 위한 방법 및 장치에 관한 것이다. 시간적 해상도는 영상을 재구성하는데 필요한 조사(firing)의 수가 감소할수록 증가한다. 영상 획득속도(image acquisition rate), 즉, 단위 시간당 영상의 수는 시간적 해상도와 직접 관련되어 있다.
- [0039] 본 발명은 영상 획득속도와 영상 품질사이의 균형을 최적화하는 것을 목표로 하는 영상 방법에 관한 것이다.
- [0040] 본 발명은 영상 품질의 손실없이 전송되는 조사 수의 감소를 가능하게 하는 솔루션을 제안한다. 본 발명은 종래 사용된 기술과 대비하여 영상 획득속도의 향상을 가능하게 하나 최적의 영상 품질을 유지하여야하는 장치에 관한 것이다. 또한 그것은 영상획득속도를 영상 컨텍스트의 함수로 조절하게 할 수 있다.
- [0041] 본 발명의 주요 목적은 연속 전송 매트릭스를 사용하는 N 트랜스듀서의 어레이(array)을 사용하여 매체의 고해상도 초음파 영상을 획득하는 방법을 제안함에 의하여 종래 장치 및 방법의 단점과 한계를 완화하는데 있으며, 본 발명은 다음 단계들을 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0042] a) 매체의 적어도 하나의 예비 영상을 획득하는 단계;b) 예비 영상에서 대한 관심영역을 정의하는 단계;
- [0043] c) 관심영역과 원치 않는 영역에 해당하는 트랜스듀서사이의 상관 매트릭스를 결정하는 단계;
- [0044] d) 관심영역의 트랜스듀서간 상관 매트릭스를 원하지 않는 영역의 트랜스듀서간 상관 매트릭스의 역매트릭스에 곱한 결과로 생기는 관심영역의 특성 매트릭스를 결정하는 단계;
- [0045] e) 그들의 해당 고유 값의 함수로 분류되는 전송 매트릭스로 정의되는 이들 벡터들인 관심영역의 특성 매트릭스의 고유 벡터와 고유 값을 계산하는 단계;
- [0046] f) N의 고유 벡터에서 K 최고 고유 값과 연관된 K의 고유 벡터를 선택하는 단계;
- [0047] g) 선택된 K고유 벡터에 의해 가중된 K 파를 조사하고 각각의 선택된 벡터는 조사동안 트랜스듀서에 전송된 신호들을 가중하며, 잘린 매트릭스로 정의되는 이들 벡터들은, 첫 번째 부분에서, 특성 매트릭스의 K 최고 높은 고유 값과 관련된 고유 벡터의 패밀리 K 벡터로 구성하고, 두 번째 부분에서는, 영향을 받지 않는 조사에 해당하는 제로 컬럼을 정의하는 단계;
- [0048] h) 매체에 의하여 리턴되는 신호를 수신하는 단계;
- [0049] i) 완전한 데이터 세트를 얻기 위해 전송 매트릭스의 역매트릭스를 영향을 받지 않는 조사에 해당하는 값인 영(zero)으로 설정된 데이터에 의해 완성 획득한 신호로 구성된 수신 매트릭스에 곱하는 단계;
- [0050] j) 합성 조리개 초음파검사 영상 방법에서와 같이 완전한 데이터 세트에서 저해상도 영상을 추출하는 단계;
- [0051] k) 완전한 데이터 세트에서 추출된 저해상도 영상을, 합성 조리개 초음파 검사 영상 방법에서와 같이 일관되게 합산함에 의하여 관심영역에 해당하는 고해상도의 영상을 재구성하는 단계를 포함한다.
- [0052] 제안된 방법으로, 간단히 영상의 크기를 줄여 매우 높은 시간적 해상도를 얻을 수 있다.
- [0053] 통찰력 있게, 또한 주어진 특정 관심영역에 대하여 자유자재로 적응하는 방식으로, 본 발명은 영상 획득속도와

영상 품질사이의 표준 절충(trade-off)으로부터 영상 획득속도와 영상의 크기 사이의 절충으로 나아간다. 본 발명은 단순히 얻은 영상 크기의 감소를 제어함에 의하여 영상 획득속도를 간단하게 조정한다. 얻은 고해상도 영상의 크기는 전형적으로 관심영역의 크기이다.

- [0054] 본 발명의 방법은 에너지를 공간적으로 집중할 수 있는 빔을 생성하는 다양한 벡터를 갖는 역이 가능한 (invertible) 전송 매트릭스를 전송하도록 구성되어 있다. 전송법의 역체가 이 영역의 영상 손실로 연결되지만 재구성되는 영상의 다른 영역의 품질을 저하시키지 않는 그런 방법으로 전송되는 각 조사는 특정 영역의 재구성에 기여한다. 영상획득을 가속화시키기 위해 전송 매트릭스에 포함된 일부 빔은 전송되지 않아서 잘린 전송 매트릭스에서, N_{suppr} 벡터가 억제되는 경우에는, 해당 신호가 0으로 간주되고 영상 획득속도는 $N_{e1}/(N_{e1}-N_{\text{suppr}})$ 계수에 의하여 증가하며 여기서 N_{e1} 은 트랜스듀서의 수이다. 영상의 크기는 해당 영역에 의해 감소하지만 영상 품질은 최적의 상태로 유지된다.
- [0055] 각 조사에 대하여, 가중치는 관련된 조사에 해당하는 고유 벡터의 각각의 성분을 센서 각각에 의하여 전송된 신호에 곱하여 구성된다.
- [0056] h) 단계 동안 조사된 K 파는 유리하게도 포커스되지 않는다.
- [0057] 이러한 특징은 역매트릭스를 기반으로 공간 필터를 도입하는 본 발명의 방법의 사용에 적합하다. 그럼에도 불구하고, 포커스된 파를 사용한 장치는 영상 획득속도를 높이기 위해 본 발명에서 동일하게 이점을 주는 것으로 이해한다. 본 발명은 전형적으로 사전에 포커스된 트랜스듀서 어레이 예를 들어 곡선 트랜스듀서 어레이를 사용할 수 있다.
- [0058] 하나의 구현에서, 제로와는 의미 있게 다른 표준화된 고유값 I를 갖는 매트릭스에서, K는 I와 같다.
- [0059] I에 가까운 표준화된 고유 값의 수 I는 선택된 관심영역의 함수이다. 이러한 하나의 구현에서는, 일단 관심 영역이 결정되면, 수 $K = I$ 로 정의되고 증가된 영상 획득속도를 정의하는 감소된 조사의 수는 자동으로 그 수로 고정된다. 수(number) K의 이러한 선택은 본 발명이 구현하는 장치에 제공된 기본 선택이 될 수 있다.
- [0060] 그렇다면, 수 K는 관심영역과 특성 매트릭스의 의미있는 영이 아닌 고유 값의 함수로서 장치에 의해 자동으로 변경되는 것을 알 수 있다. 그리하여 최적의 영상 획득속도 증가를 얻는 한편, 관심영역에서 얻어진 영상 품질은 최적이다.
- [0061] 다른 구현에서는, 방법은 관심의 영역에서 영상 획득속도와 영상 품질사이의 절충(trade-off)은 조절하는 단계를 포함하고, 영상 획득속도와 영상 품질사이의 절충의 조정 함수가 되는 수 K를 포함한다.
- [0062] 이러한 구현에서는, 매우 증가된 영상 획득속도가 필요한 경우 또는 조정 단계 동안 정의된 영상의 낮은 품질에 만족할 경우 수 K는 수 I보다 적을 수 있다.
- [0063] 조정 단계는 수 I와는 독립적으로 고정된 수 K를 조정하여 구성할 수 있다. 이 경우, 영상 획득속도의 증가가 부과되고 주어진 영상 품질이 부과된다. 조정은 영상 품질 요건으로 구성될 수 있다. 그것은 발명의 운영에 대해 외부 파라미터의 함수로 자동 조정되거나 또는 운영자에게 직접적으로 제공되는 조정의 문제일 수 있다.
- [0064] 바람직한 구현에서는, 전송 매트릭스는 장형(prolate)(평평한) 구상 벡터로 구성되어 있다.
- [0065] 이것은 콘(원뿔, cone) 형상에서 조사된 에너지를 최적화하는 고성능의 접근법이다. 전송 매트릭스는 파라미터 N_{e1} 과 B를 가진 장형 구상 벡터(Slepian, D. (1978), "Prolate Spheroidal Wave Function, Fourier Analysis, and Uncertainty - V: The Discrete Case", *TheBellSystemTechnicalJournal*)로 구성되어 있다. N_{e1} 은 프로브 요소의 수이고, $B = (dy_0)/(lx_0)$ 이며, d는 센서 간 거리이고, λ 는 전송된 음향 펄스의 파장이고, x_0 와 y_0 는 관심 콘으로 정의한다.
- [0066] 하나의 고유한 특징에 따라, 완전한 영상인 것으로 정의된 관심영역에 대하여, 전송 매트릭스는 완전한 영상을 커버하기에 충분히 큰 파라미터 B를 가진 장형 구상 벡터에 해당하는 전송법을 포함하고 있다.
- [0067] 이러한 특징은 1 보다 상당히 작은 고유 값을 가지는 벡터에 해당하는 조사를 제거함에 의하여 조사의 수가 감소하게 한다. 장형(prolate) 구상 벡터의 베이스는 평균 제곱 오차 측면에서 최적이고, 즉 그것은 베이스의 전단에 의한 에너지의 손실을 최소화할 수 있으며, 이러한 에너지 손실은 억제된 고유 벡터에 해당하는 고유 값의 합과 정확하게 일치한다. 이것이 유지된 고유 벡터가 최고 고유치에 해당하고 다른 벡터의 억제는 완전한 영상

획득과 타협하지 않는 이유이다.

- [0068] 본 발명의 하나의 고유한 특징에 따르면, 고해상도 영상은 관심영역에 대하여 영상 획득속도와 높은 영상품질로 획득된 영역을 정의하는 완전한 데이터로 재구성되고, 소위 배경 영역인 영상의 나머지는 다른 전송법으로 낮은 영상 획득속도에서 얻은 데이터 세트로부터 재구성된다.
- [0069] 영상 영역은 높은 영상 획득속도 영역과 배경 영역이라는 두 영역으로 나누어진다. 두 가지 전송법이 선택되어, 구체적으로 각 영역의 영상에 적용된다.
- [0070] 높은 영상 획득속도 영역에 적용되는 송신 법이 본 발명의 구성이다. 높은 영상 획득속도 영역은 배경 영역보다 작은 조사의 수를 요구하기 때문에, 배경보다 높은 영상 획득속도로 영상화된다.
- [0071] 관심영역(D1)에 해당하는 합성 조리개 영상의 원리에서 고해상도 영상을 재구성하는 단계는 편리하게 일관성 측정(coherence measurement)에 의해 저해상도 영상의 공간적 가중치에 적용한다.
- [0072] "공간 가중치"라는 용어는 각 일관성 측정을 위해 여기 생성된 각 픽셀에 대한 서로 다른 가중치를 의미한다. 이러한 특징을 가지므로, 얻어진 영상은 반사성(echogenic) 영역과 무반향(anechoic) 영역사이에 더 좋은 콘트라스트를 가진다.
- [0073] 본 발명의 하나의 고유 특징에 따르면, 방법은 예비 영상(ZI) 및/또는 트랜스듀서(T1에서 TN)의 움직임을 측정하는 예비 단계를 구비하고, 영향을 받는 조사의 수와, 그리하여 선택된 고유 벡터의 수가 측정된 움직임의 함수로 수정되고, 그래서 영상 획득속도를 수정하도록 구성된다.
- [0074] 이러한 움직임은 알려진 다양한 방법으로 예를 들면 연속적으로 획득한 신호를 대비하거나, 프로브의 움직임을 가속도계 및/또는 자이로 측정에 의해, 또는 연속적으로 재구성된 영상의 밝기를 대비함에 의하여 검출하고 측정할 수 있다.
- [0075] 이렇게 자동으로 적응하는 영상 획득속도를 가진 영상 획득방법을 얻는다. 움직임을 측정하는 단계에서는 이러한 움직임이 위치해 있는 영역을 결정할 수 있으며, 따라서 자동으로 관심영역을 정의할 수 있다.
- [0076] 본 발명의 다른 고유의 특징에 따르면, 방법은 관심영역을 운영자가 선택하는 단계를 포함한다.
- [0077] 이러한 접근법은 작은 크기의 영역에 대해 높은 시간적 해상도가 요구되는 초음파 심장 영상 시스템과 같은 시스템에는 특히 유리한 이점이 있다.
- [0078] 또한, 본 발명은 매체의 고해상도 초음파 영상을 획득하기 위한 장치(device)를 제공하고, 그 장치는 N 트랜스듀서 어레이로 구성되어 있으며 전송매트릭스를 사용하여 트랜스듀서를 제어하기 위한 모듈을 구성하고, 아래의 구성을 더 포함하는 것을 특징으로 한다.:
- [0079] 이전에 획득한 영상에서 관심영역을 정의하기 위한 수단;
- [0080] 관심영역과 일치 않는 영역에 해당하는 트랜스듀서 간(inter-transducer) 상관 매트릭스를 결정하기 위한 수단;
- [0081] 관심영역의 특성 매트릭스와 관심영역의 트랜스듀서 간 상관 매트릭스에 일치 않는 영역의 트랜스듀서 간 상관 매트릭스의 역매트릭스를 곱해서 매트릭스를 결정하는 수단;
- [0082] 관심영역의 특성 매트릭스의 값과 고유 벡터, 그들의 해당 고유 값의 함수로 분류되고 전송매트릭스로 정의되는 이 벡트들을 계산하기 위한 수단;
- [0083] K 최고 고유 값과 연관된 K의 고유 벡터를 선택하기 위한 수단;
- [0084] 첫 번째 부분에서, 특성 매트릭스의 K 최고 고유 값과 관련된 고유 벡터의 패밀리 K 벡터로 구성되고, 두 번째 부분에서, 영향을 받지 않는 조사에 해당하는 제로칼럼으로 구성된 잘린 전송 매트릭스로 정의되는 이들 벡터들을 선택된 K의 고유 벡터에 의해 가중된 K 파를 조사하도록 적용된 제어 모듈;
- [0085] 매체에 의해 리턴되는 신호를 수신하기 위한 수단;
- [0086] 수신 매트릭스를 만들기 위해 영향을 받지 않는 조사에 해당되는 영으로 설정된 데이터와 함께 획득한 신호를 취하고, 완전한 데이터 세트를 얻기 위해 전송 매트릭스의 역매트릭스를 곱하는 수단;
- [0087] 합성 조리개 초음파 검사 영상 방법에서와 같이 완전한 데이터 세트로부터 낮은 해상도의 영상을 추출하기 위

한 수단; 그리고

- [0088] 합성 조리개 초음파 검사 영상 방법에서와 같이, 완전한 데이터 세트에서 추출된 저해상도 영상의 일관성 있는 합산에 의한 관심의 영역(D1)에 해당하는 고해상도 영상을 재구성하는 수단으로 구성된다.
- [0089] 바람직한 실시 예에서, 본 발명의 방법의 다양한 단계는 컴퓨터 프로그램 명령어에 의해 결정된다.
- [0090] 따라서, 본 발명은 정보 매체에 컴퓨터 프로그램을 제공하고, 컴퓨터에서 실행하기 적당한 프로그램이 제공되며, 본 발명의 방법의 단계를 실행하기 적합한 명령어를 포함한다.
- [0091] 프로그램은 임의의 프로그래밍 언어를 사용할 수 있고 소스 코드, 오브젝트 코드 또는 예를 들어 부분적으로 컴파일된 형태 또는 다른 바람직한 형태로, 소스 코드와 오브젝트 코드의 중간 형태의 코드 형태를 취할 수 있다.
- [0092] 또한, 본 발명은 상기 언급된 컴퓨터 프로그램의 명령어를 포함하는 컴퓨터로 읽을 수 있는 정보 매체를 제공한다.
- [0093] 정보 매체는 프로그램을 저장할 수 있는 임의의 실물(entity) 또는 장치 일 수 있다. 예를 들어, 매체는 읽기 전용 메모리(ROM)와 같은 저장 수단을 포함 할 수 있으며, 예를 들어, CD ROM 또는 마이크로 전자 회로 ROM 또는 자기 저장수단, 예를 들어, 플로피 디스크, 하드 디스크, 플래시 메모리, 범용 직렬 버스(USB) 키 등을 포함 할 수 있다.
- [0094] 대조적으로, 정보 매체는 무선 또는 다른 수단으로 전기 또는 광케이블을 통해 전달 될 수 있는 전기 또는 광 신호와 같은 전송 가능한 매체가 될 수 있다. 본 발명의 프로그램은 특히 인터넷 형태의 네트워크를 통해 다운로드 할 수 있다.
- [0095] 또한, 정보 매체는 프로그램이 연동하는 집적회로가 될 수 있으며, 회로는 문제에서 방법을 실행하거나 실행에 사용될 수 있도록 조절된다.
- [0096] 도 6은 영상화되는 매체(M)의 영상화된 영역(ZI)을 얻는 방법의 제1 단계의 결과를 보여주며, 그로부터 관심영역(D1)이 결정됨을 보여준다. 이 관심영역(D1)은 영상 이동 구조가 문제 일 때 본 발명의 방법을 사용하여 영상 또는 연속적으로 영상을 분석함으로써 장치에서 자동으로 결정할 수 있다.
- [0097] 또한 관심영역(D1)은 영상 영역 내에서 영역을 선택하고 뒤이어 영상영역을 표시하는 운영자에 의해 수동으로 결정할 수 있다.
- [0098] 본 발명의 방법은 관심영역과 원치 않는 영역에 해당하는 트랜스듀서 간 상관 매트릭스를 결정하는 단계를 더 포함한다.
- [0099] 이를 위해, 본 발명의 방법은 크기 N의 음향 트랜스듀서(T1 내지 TN)의 어레이, 초음파 검사 프로브와 예를 들어, 영상에 요구되는 공간의 영역, 즉 관심영역(D)를 고려한다.
- [0100] $X(t) = [X_1(t), X_2(t), \dots, X_N(t)]^T$ 는 시간 t에서 프로브의 각각의 트랜스듀서에서 획득한 신호로 구성된 벡터를 나타낸다.
- [0101] 관심영역(D1)은 무한한 수의 미소한 소스가 파를 전송할 경우에 프로브에 의해 수신되는 신호이다. 일반적인 경우에, $R(\tau)$ 은 $X(t)$ 의 상관 매트릭스이며 다음과 같이 정의된다: $R(\tau) = E\{X(t)X^*(t-\tau)\}$.
- [0102] $E\{\cdot\}$ 는 수학적 기대 연산자를 나타내며, *는 칸주게이트 및 전치 연산자(conjugate and transposed operator)를 나타낸다.
- [0103] 매트릭스 $R(\tau)$ 의 요소는 트랜스듀서의 각각에서 획득한 신호의 교차 상관항(cross correlation term)으로 구성된다: $R_{k\ell}(\tau) = E\{X_k(t)X_\ell^*(t-\tau)\}$.
- [0104] 본 발명의 아주 특별한 경우에서, 관심영역은 특별한 영역(D)에 분포된 무한한 수의 미소한(infinitesimal) 단색 소스로 획득한 트랜스듀서 간 매트릭스이다. 파라미터(τ)의 함수로 $R_{k\ell}(\tau)$ 의 변화는 선택된 특정 영역의 기하학적 구조에 의존한다.
- [0105] 본 발명의 요건으로, 시간 의존성은 T 와 관련된 적분(integration)에 의해 제거되며, 공간 필터의 출력에서 에너지를 계산하는 것이 그 목표이다. 이 방법으로, 시간 t와 T 에 의존하지 않고 영역(D)의 기하학적 구조와 트랜스듀서 어레이에 적용되는 순간 트랜스듀서 간 상관 매트릭스 $J_{k\ell}$ 이 결정된다:

$$J_{kl}(D) \triangleq \int_D E\{x_k(t)x_l^*(t-\tau_{kl}(D))\}d\tau_{kl}(D) \quad (1)$$

[0106]

$$J_{kl}(D) = E\{x_k(t)x_l^*(t)\} \quad \text{이고, 즉} \quad J(D) = E\{X(t)X^*(t)\}$$

[0107]

[0108] 공간 필터는 일반 선형 및 고정 필터의 배터리로 구성되며, 즉, 이러한 필터 각각의 출력은 필터의 입력 신호와 필터의 임펄스 응답의 합성 곱(convolution product)에서 얻을 수 있다.

[0109] 합성 곱은 다음과 같이 정의된다:

$$v(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} u(\theta)h(t-\theta)d\theta, \quad (2)$$

[0110]

[0111] 수식에서, $v(t)$ 는 출력 신호이고, $u(t)$ 는 입력 신호이며, $h(t)$ 는 필터의 임펄스 응답이다.

[0112] N 트랜스듀서상의 공간 필터는 필터의 길이를 정의하는 크기(M, dimension)의 N 벡터 h_k 로 구성된다. 공간 필터는 H이다. 트랜스듀서(X)에서 획득한 신호 벡터에 대한 그것의 응답은 다음 수식(3)과 같다:

$$y(t) = \sum_{k=1}^N h_k(t) * x_k(t). \quad (3)$$

[0113]

[0114] 일반적인 경우에, 시공간 필터는 이차원(two dimension)을 갖는다. 공간 차원(센서의 차원), 그리고 시간 차원: 본 발명은 $h_k(t)$ 가 시간에 의존하지 않는 h_k 가 되기 때문에 필터(M)의 길이가 1이 되는 아주 특별한 경우와 관계가 있다. 순수 공간 필터에 대한 의도적인 제한은 시간에 의존하지 않는 법으로 트랜스듀서에 가중치를 부여하여 얻을 수 있다. 그리하여 $H=[h_1, h_2, \dots, h_N]^T$ 이다.

[0115] 식(3)의 합성 곱은 스칼라 사이의 곱이며, 공간 필터의 출력에서 응답은 식(4)와 같다:

$$y(t) = \sum_{k=1}^N h_k \cdot x_k(t) = H^*X(t) \quad (4)$$

[0116]

[0117] 필터 출력의 신호 에너지는 식(5)와 같이 정의된다:

$$\delta \triangleq E\{y^2(t)\} \quad (5)$$

[0118]

[0119] 식(4)을 식(5)에 대입하면 식(6)이 된다:

$$\delta = E\{H^*X(t)X^*(t)H\} = H^*E\{X(t)X^*(t)\}H = H^*J(D)H \quad (6)$$

[0120]

[0121] 그 다음 관심영역인(D1), 프로브의 앞 나머지 절반 공간의 원하지 않는 영역(D2)(쓸모없는 것으로 간주), 이 두 영역 (D1, D2)에 해당하는 에너지(δ_1, δ_2)의 비(ρ)를 극대화하는 벡터 혹은 가중치 혹은 아포다이제이션

(apodization)법인 필터(H)를 구한다. 이를 이루기 위해 ρ 의 기울기인 $\frac{\partial \rho}{\partial H}$ 는 상쇄된다.

$$\rho(H) = \frac{H^*J(D_1)H}{H^*J(D_2)H} \quad (7)$$

[0122]

$$\frac{\partial \rho}{\partial H} = 2 \frac{J(D_1)H - \rho J(D_2)H}{H^*J(D_2)H} \quad (8)$$

[0123]

$\frac{\partial \rho}{\partial H}$ 를 상쇄시키므로 식(9)을 얻을 수 있다.

[0124]

[0125] 바꾸어 말하면, 에너지(δ_1, δ_2)의 비를 극대화하는 필터(H_{ot})는 그것의 가장 큰 고유치(μ_0)와 관련된 관심영역

의 특성 매트릭스라 불리고 매트릭스 $MC=J(D_2)^{-1}J(D_1)$ 의 고유 벡터이다. 또한, 필터의 출력 에너지는 그것과 관련된 고유 값과 동일하다: 필터 Hk의 출력에서 $\rho = \mu_k$. 따라서 본 발명은, 관심영역으로 정의된 각각에 대하여, 원하지 않은 트랜스듀서 간 상관 매트릭스의 역매트릭스와 관심영역의 트랜스듀서 간(inter-transducer) 상관 매트릭스를 곱함에 의하여 소위 관심영역의 특성 매트릭스를 결정하는 단계를 포함한다.

[0126]

본 발명의 주요 아이디어는 최고 고유 값에 연결된 관심영역 $MC=J(D_2)^{-1}J(D_1)$ 의 특성 매트릭스의 고유 벡터에 해당하는 트랜스듀서에 가중치 법으로 영상 조사의 순서에 만들도록 구성되어 있다.

[0127]

본 발명의 방법은 관심영역의 특성 매트릭스의 고유 벡터와 고유 값을 계산하는 단계를 포함한다. 해당 고유 값의 함수로 분류되는 이러한 벡터는 전송 매트릭스를 정의한다. 더 정확하게, 이러한 고유 벡터는 전송 매트릭스의 제1 K 열(column)을 구성할 것이고, 이 매트릭스의 다른 성분은 어떤 조사도 영향을 미치지 않음을 뜻하는 제로에 설정되어 영상 획득속도의 증가가 가능하다. 구성에 의해, Hk 벡터에 의하여 구성된 매트릭스는 역으로 될 수 있다. 그러나 반드시 직교하지는 않음을 알아야 한다.

[0128] 이 방법은 N-K 조사를 생략할 수 있으므로 N/(N-K) 비로 영상 획득속도를 증가시킬 수 있다. 관심영역의 에너지(σ)의 손실은 완벽하게 계량화되고 아래와 같은 값을 가진다.

$$\sigma = \sum_{k=K+1}^N \mu_k \quad (10)$$

[0129]

[0130] 도 7은 특히 유리한 관심영역(D1)을 보여준다. 하나의 예는 관심영역(D1)의 이러한 종류의 정의를 가지는 선형 프로브에 대하여 주어진다.

[0131] 여기서, 관심영역(D1)은 프로브(파 필드)로부터 그리고 각도(Φ)에 의해 무한 거리에 이론적으로 배치된 원호로 정의된다. 원하지 않는 영역(D2)은 프로브의 앞 나머지 절반공간에 해당한다.

[0132] 그러한 환경 아래에서, 그것은 식(11)로 나타난다.

$$MC = J_{kl}(D_2)^{-1} J_{kl}(D_1) = \frac{\sin[2\pi(l-k)B]}{\pi(l-k)} \quad (11)$$

[0133]

[0134] 여기서, $B = d \sin \lambda$, $\lambda = c/f$, d 는 트랜스듀서간 거리이고, f 는 파의 중심 주파수이며, c 는 매질에서 음의 속도이다.

[0135] 차원(N x N)을 가진 매트릭스(P)의 요소($P_{k\ell}$)는 $P_{k\ell} = \sin[2\pi(\ell-k)B]/[\pi(\ell-k)]$ 로 정의된다.

[0136] 매트릭스(P)의 고유 벡터는 Slepian, D. (1978)), "Prolate Spheroidal Wave Function, Fourier Analysis, and Uncertainty - V: The Discrete Case", The Bell System Technical Journal 에 개시된 순서(N)(order)와 대역폭(B)의 장형 구상 순서로 정의된다. 여기서, N은 프로브의 트랜스듀서의 수이다. 이 순서는 특히 스펙트럼 분석에서 상당히 표준적인 신호 처리 도구이다. 식 (9)와 (11)은 장형 구상 벡터가 섹터 $[-\Phi; \Phi]$ 없이 프로브의 앞 절반공간에서 조사된 에너지대 섹터 $[-\Phi; \Phi]$ 에서 전송된 에너지의 비를 극대화함을 보여준다. 그것은 포스터, P. & Vezzosi, G. (1987), "Application of Spheroidal Sequences to Array Processing", Proceedings IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, 에 장형 구상 베이스와 식(11)에 의해 정의된 매트릭스(MC)의 $2BN-2$ 최고 고유 값만이 의미가 있으며, 즉, 나머지 것들은 매우 제로에 가깝고 그들과 연관된 고유 벡터는 섹터 $[-\Phi, \Phi]$ 에서 단지 무시해도 좋을 에너지로 기여하는 것으로 기술되어 있다. 다시 말해서 $2BN-2$ 조사는 최적의 영상을 위하여 충분하다.

[0137] 장형 구상 벡터가 각(angular) 섹터에서 파-필드 영상을 위한 최적의 솔루션을 제공한다는 것을 나타냈다.

[0138] 대조적으로, 초음파 의료 영상 시스템은 파-필드 영상은 생성하지 아니하고 근접-필드 영상을 생성한다. 따라서 본 발명은 파-필드 영상, 초음파 검사 영상 즉, 근거리 영상에 최적인 구상 베이스 사용을 제안한다. 구상 시퀀스가 어떤 조건하에서 어떤 근사를 할지에 따라 니어 필드(near field) 문제가 설명된다.

[0139] 도 8은 연구되고 있는 구상 베이스의 근접-필드 근사법이 연구된 관심 콘(C)의 정의 및 관심 근접-필드 영역(D1)을 나타낸다.

[0140] 여기서 고려 상황은 프로브에서의 거리(X_0)에 위치하고 있는 세그먼트 $[M^+, M^-]$ 뒤에 위치한 직사각형을 구성하는 영역(D1)의 상황이다. 이 경우, 특성 매트릭스(MC)는 다음 식(12)와 같이 표시될 수 있다.

$$MC_{kl} = e^{-2i\pi \frac{d^2(l-k)(l+k)}{2x_0c}} \frac{\sin[2\pi(l-k)B]}{\pi(l-k)} \quad (12)$$

여기서,

$$B = \frac{dy_0}{\lambda x_0} \quad (13)$$

MC는 복합 매트릭스이다. 식(12)는 타입 $MC_{kl} = re^{i\phi}$ 의 복합 지수함수에 의한 계수의 곱의 형태로 MC를 나타낸다. 그래서 MC의 조건은 전적으로 그들의 계수와 그 위상 텀(term) ϕ 에 의해 정의된다.

초음파 검사의 크기 순서에서 위상 텀(term) ϕ 은 제로에 매우 가깝다. 예를 들어, 192 요소, 중심 주파수 5 MHz, 센서 간 거리 0.3 mm, 그리고 적어도 5 mm의 거리에 위치한 세그먼트[M^+ , M^-]을 가진 프로브에서 식(12)의 위상 ϕ 은 여전히 무시할 수 있다:

$$\phi = \frac{d^2(k-l)(k+l)}{2x_0c} \leq 2.16 \cdot 10^{-4}$$

다음과 같은 근사는 의료용 초음파 영상에서 완벽하게 유효하다.

$$MC_{kl} \approx \frac{\sin[2\pi(l-k)B]}{\pi(l-k)} \quad (14)$$

식 (14)는 구상 베이스가 근접 필드에 위치한 세그먼트를 구성하는 관심영역에 대한 최적의 벡터의 적절한 근사보다 더 많이 구성됨을 보여준다. 구상 함수의 매개 변수 B는 세그먼트의 길이와 안테나로부터의 거리의 비율에 따라 달라진다. 식(13)은 비율 y_0/x_0 를 일정하게 유지할 경우에 특성 매트릭스 MC가 일정하게 유지하는 것을 명확하게 보여 준다; 즉, 관심의 영역은 프로브의 앞에 콘(cone)을 구성한다. 이 콘의 조리개는 비율 y_0/x_0 에 따라 달라진다. 이 콘은 각도($\Phi = \arctan(y_0/x_0)$)에 의하여 균등한 방법으로 정의된다.

특징적인 예로, 그래서 본 발명의 방법은 이 행렬 MC를 결정하고 약 23° 의 앵글 Φ , 트랜스듀서간 거리가 0.3 mm, 5 MHz의 중심 주파수, 1540 m/s의 소리의 속도, 128 요소를 가진 프로브에 관련된 고유 값을 계산한다.

도 9는 요소(I,J)의 강도가 컬러 코드에 의해 표현되는 특성 매트릭스 MC의 2 차원 표현을 보여준다. 도 10은 도 8 매트릭스에 대한 그들의 인덱스(j)의 함수로서 고유 값(EVP)의 에너지 기준(criterion)을 보여준다.

50 보다 큰 순위를 갖는 고유 값은 사실상 제로이고, 그러므로 섹터 $[-23^\circ, 23^\circ]$ 에 해당하는 고유 벡터에 의해 조사되는 에너지(δ) 역시 제로임을 보여준다.

- [0153] 무시할 수 없는 고유 값과 연관된 고유 벡터가 일반적으로 다음에 선택된다. 무시할 수 없는 고유 값은 1에 가까운 고유 값을 의미한다. 도 10에서 볼 수 있는 것처럼, $2 \times 60^\circ$ 를 초과하는 비교적 넓은 관심 섹터에서 조차, 준(quasi)-제로 고유값의 수는 여전히 높다.
- [0154] 무시할 수 있는 고유 값에 해당하는 고유 벡터는 조사되지 않으며, 그리하여 영상 획득속도가 증가될 수 있다.
- [0155] 관심 섹터에서 이러한 벡터에 의해 조사되는 에너지는 그들의 고유값에 해당하기 때문에, 이 에너지는 또한 준 제로이다. 그들은 영상화된 영역을 검출하는데(sounding) 기여하지 않기 때문에 이러한 벡터를 사용하지 않아도 어떤 식으로든 최종 영상을 변경하지 않는다.
- [0156] 완전한 영상 크기를 유지하면서 조사의 수를 줄이는 것을 예상할 수 있다. 구상 베이스는 근접-필드 영상을 포함하여 조사의 수를 줄여서 충분한 품질의 영상을 얻을 수 있다.
- [0157] 필드 II 소프트웨어를 사용한 것은 Jensen, J.A.(1996), "Field: A program for simulating ultrasound systems", 10th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging, pp. 351353, Vol. 34, Supplement 1, Part 1, 에서 기술되었고, 전송 빔 F1, F2, F40 및 F100은 1차, 2 차 40차 및 100차 구상 벡터를 사용하여 시뮬레이션되었다. 전송된 음향 강도의 공간적 분포는 각각 도11A 내지 11D에 표시된다.
- [0158] 첫 번째 빔, 즉 최고 고유 값과 연관된 빔들은 단지 관심 섹터 내에만 에너지를 전송하는 반면에 준-제로 고유 값과 연관된 마지막 빔은 오직 관심영역 밖에만 에너지를 전송한다.
- [0159] 이러한 조사가 관심 영역 밖에 에너지를 보내기 때문에 준-제로 고유 값에 해당하는 조사에 영향을 주고, 해당 획득을 수행하는 것은 영상을 향상시키지 않는다. 예를 들어, 영향을 주는 전송이 영상화될 수 있는 영역에 대하여 아무런 이득을 주지 않는다는 것이 도 11D에서 관찰된다.
- [0160] 이 예에서, 영상 획득속도의 개선은 관심영역(D1)에서 영상 품질을 수정하지 않고 1.78 이다. 영상 획득속도의 증가는, 물론, 고유 벡터의 개수가 감소된 경우에 더 클 수 있지만, 낮은 영상 품질을 감수해야 한다.
- [0161] 최적의 영상 품질을 위해 필요한 고유 벡터의 수가 관심영역(D1)의 크기 함수임을 아는 것이 중요하다. 이 예에서 이것은 각 섹터(angular sector)의 크기를 의미한다.
- [0162] 도 12는 이전과 같은 파라미터, 동일한 주파수 등을 사용하여 각 10° 내지 70° 의 범위에서 ϕ 값에 대해 그들의 인덱스(j)의 함수로서 에너지 기준 EVP에 대한 MC 고유 값의 세트를 보여준다.
- [0163] 그리하여 섹터의 크기가 증가함에 따라 제로 고유 값의 수는 감소하는 것이 명백하다.
- [0164] 그것은 구상 베이스가 특별한 경우를 구성하고, 일반적인 방법은 관심영역(D1), 관심영역(D2)와 프로브의 기하학적 구조에 해당하는 매트릭스 MC의 제1 고유 벡터를 취함으로써 관심영역에서의 에너지와 원하지 않은 영역에서의 에너지에 대한 비율을 극대화하여 구성되는 것으로 이해하여야 한다.
- [0165] 또한, 여기에 주어진 예는 이 차원 영상에 관한 것이지만 방법은 역시 삼차원 입체 영상에도 적용된다.
- [0166] 도 13은 60° 의 각도 조리개를 가진 관심영역에 대한 특성 매트릭스(MC)의 두 번째 예를 보여준다. 도 14는 연관된 고유 값을 보여준다. 보다 많은 수의 조사는 영상 품질의 관점에서 유사한 결과를 가져오도록 틀림없이 영향을 미침을 알 수 있다. 응용 예는 본 발명의 방법의 성능을 평가하는데 사용되어 왔다.
- [0167] 사용된 프로브는 5 MHz에서 작동하는 $N_{El} = 128$ 요소(element)를 갖는 선형 프로브이다. 프로브 요소의 조리개는 30° 이다. 적용된 구상 매트릭스는 크기 128의 도 13 매트릭스이고, 다음과 같이 정의된 파라미터 B를 가진다.

$$B = \frac{d \sin \phi_b}{\lambda}$$

[0168]

- [0169] 여기서 d는 센서 간(인터-센서) 거리 0.3 mm이고, λ 는 0.3 mm의 파장이며, ϕ_b 는 관심영역의 조리개 절반-

각이며, 여기서는 15° 이다.

[0170] 여기서, $B = 0.259$ 이다. 파라미터 B 와 $N_{E\ell}$ 은 평평한 구상 매트릭스 차원에 충분하다. 비 중복 조사의 수는, 즉 의미 있는 고유 값에 해당하는 조사의 수는 그러한 구성에 대해 아래 수식으로 주어진다:

$$N_{sph} = 2N_{el}B - 2$$

[0171]

[0172] 여기서 $N_{sph} = 64$

[0173] 그러므로 본 방법은 단지 초점 거리 주위에서만 최적인 모드 B 방식에 비해 절반의 조사 수로 최적의 품질로 관심영역 전체의 영상을 가능하게 함을 알아야 한다.

[0174] N_{sph} 조사 각각은 매체로 전송되며, 즉 같은 시간적 격발(버스트)은 다양한 요소에 적용되지만 전송 매트릭스의 i^{th} 번째 열벡터에 의한 시퀀스의 i 번째 조사에 대해 가중치가 부여되고, 도 13에서 보여준 관심영역의 특성 매트릭스의 고유 벡터에 의해 첫 번째 부분에 대해 구성되며 제로 벡터의 두 번째 부분에 대해 구성된다.

[0175] 각 데이터 획득은 3D 신호 매트릭스로 저장되며, 여기서 열은 시간적 샘플이고, 중은 센서이며, 깊이는 조사에 해당하므로 그래서 C_{ijk} 는 시간 $I \times Fe$ 에서 획득한 샘플에 해당하며, 여기서 Fe 는 k^{th} 데이터 획득을 위하여 j^{th} 센서에서 시스템의 샘플링 주파수이다.

[0176] 데이터 획득 과정의 마지막에, 신호 매트릭스는 차원 $N_{sample} * N_{E\ell} * N_{sph}$ 의 매트릭스/텐서(tensor)이다. 그것은 차원 (dimension) $N_{sample} * N_{E\ell} * N_{E\ell}$ 의 완전한 신호 매트릭스를 형성하기 위해 차원 $N_{sample} * N_{E\ell} * (N_{E\ell} - N_{sph})$ 의 영(zero)행렬에 연결된다. 그리하여 완전한 데이터 세트가 재구성된다. 이를 위해, 주어진 시간에 해당하고 차원 $N_{E\ell} * N_{E\ell}$ 의 매트릭스를 구성하는 각각의 조각을 완전한 데이터 세트로 재구성하기 위해 시간 상수로 전송 매트릭스의 역 매트릭스에 왼쪽으로 곱한다.

[0177] 캡처/시간 평면의 완전한 데이터 세트의 각 조각은 $N_{E\ell}$ "저해상도" 영상 중 하나를 형성하기 위하여 해당 지연법의 적용에 의해 재구성된다. 이것들은 고해상도 영상을 얻기 위하여 일관성 있게 합산된다.

[0178] 각 데이터 획득은 단지 영상의 제한된 영역에 대한 정보를 제공한다. 사용 가능한 N_{SPH} 구상 벡터는 정확하게 직교 공간 스펙트럼을 갖는 성질이 있다. 또한 그들은 공간적으로 정돈된다. 벡터 N_i 는 파 필드(far field)에 각 섹터(angular sector) $[\theta_i, \theta_{i+1}]$ 와 $[-\theta_{i+1}, -\theta_i]$ 에 대한 정보를 제공한다. 근접-필드에 대해 그것은 폭 $[X_i, X_{i+1}]$ 과 $[-X_{i+1}, -X_i]$ 사이의 정보를 제공한다. 첫 번째 N_i 벡터($N_i < N_{SPH}$)의 전송은 영상의 크기가 감소와 영상 획득속도(N_{SPH}/N_i)에서 추가 개선으로 이어진다. 영상획득속도가 변할 수 있음을 알 수 있다.

[0179] 본 발명은 얻어진 영상의 크기를 감소시키기 위하여 영상 획득속도를 간단한 명령에 의해 조정하거나 관심영역의 크기를 간단하게 정의함에 의하여 영상 획득속도를 조정할 수 있다. 영상 획득속도의 이러한 조정은 운영자에 의해 수동으로 하거나 움직임의 검출 및 영상 획득속도 조절 알고리즘에 의해 자동으로 이룰 수 있다.

[0180] 도 15A와 15D는 첫 번째 4, 10, 20 조사와 도 13의 구상 매트릭스의 모든 조사 각각에 대해 얻은 결과를 원판으로 보여준다. 포인트 대상이 영상화된 영역에서 중심에 제공되며, 해상도는 거의 저하되지 않음을 보여준다. 무반향 영역에서 콘트라스트의 품질에 해당하는 신호 대 클러터 비 또한 달라지지 않는다. 단지 영상 크기만 감소된다.

[0181] 아래의 표는 체외 실험에서 얻은 실험 결과를 제시한다.

[0182]

	Sph_Full	Sph_60	Sph_30	Sph_20	Sph_10	Sph_4
Lateral 해상도	1.62 mm	1.62 mm	1.68 mm	2.02	/	/
Axial 해상도	0.65 mm	0.66 mm	0.67 mm	0.74	/	/
조사의 수	128	60	30	20	10	4
CTR in dB	-29.5	-29.5	-28.3	-27.5	-27.4	-28.4
영상화된 영역의 폭	40 mm	40 mm	40 mm	40 mm	30 mm	20 mm

[0183] 본 발명에서, 모드 B와는 대조적으로 영상 품질은 모든 깊이에서 일정하다.

[0184] 도 16A는 매트릭스의 두 가지 유형의 적용에 대한 조사(AT)(전도된 횡좌표축)의 수 측면에서 조명의 함수로서 콘트라스트(C)를 보여 준다; 공간 전달을 위해 사용된 하다마드 매트릭스와 본 발명에 따라 결정된 관심영역의 특성 매트릭스. 심지어 매우 낮은 조사의 수에 대하여도, 본 발명은 아주 좋은 콘트라스트를 얻을 수 있음을 알 수 있다.

[0185] 도 16B는 본 발명에서 얻은 조사(firing)의 수의 함수로 영상의 크기 변화를 보여준다. 그것은 영상의 크기는 20 조사에서 최적 수준을 이루는 것을 보여준다.

[0186] 본 발명의 방법을 사용하여 고품질로 영상화되는 관심영역을 얻는 영역과 낮은 품질로 영상화되는 관심 영역 밖의 영역 모두에 대해 전체 영상화된 영역을 얻을 수 있다.

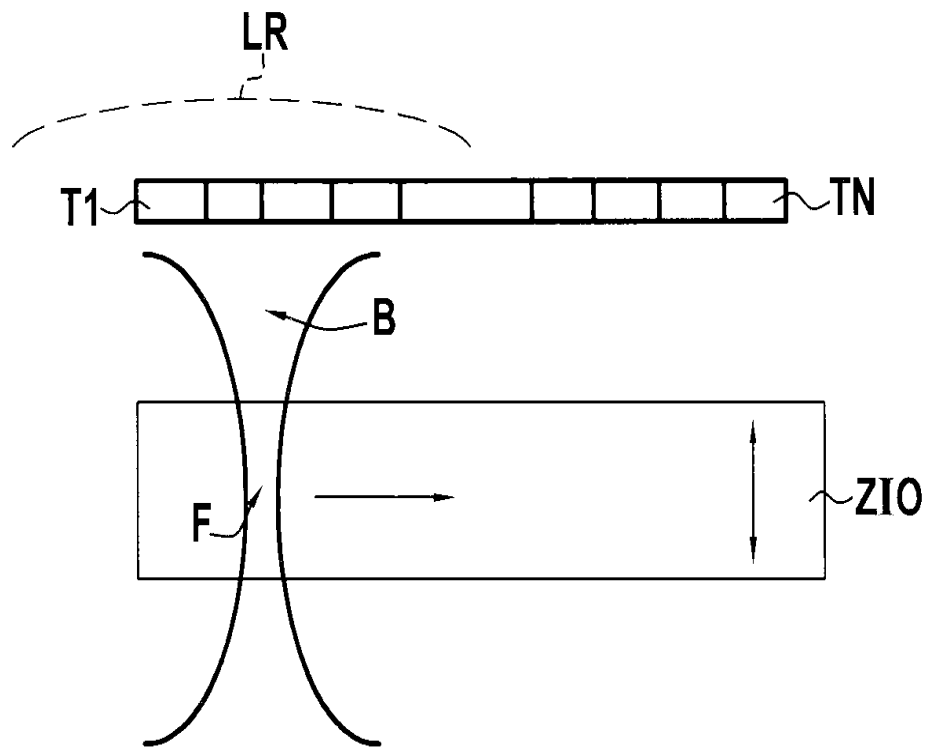
[0187] 하나의 특징적인 구현에서, 효과적인 멀티 영상 획득속도의 획득이 예상된다. 따라서 도 17에 도시된 바와 같이 영상 영역은 두 영역으로 나뉘어져 있고, 첫 번째는 높은 영상 획득속도 영역(FOC)으로 불리고, 두 번째는 배경 영역(FAC)으로 불린다. 두 전송법은 선택되어 각 영역을 영상화하도록 구체적으로 적용된다. 예를 들어, 첫 번째 전송법은 10 개의 영상마다 활성화되고 전체 영상 영역을 획득하는데 사용되며, 그 다음 9 개 영상은 본 발명의 전송법으로 취득된다.

[0188] 또 다른 구현은 관심영역에 우선순위를 부여하여 두 영역에 대한 높은 영상 획득속도로 다른 영상 품질을 효과적으로 획득하도록 구성되어 있다. 관심의 영역은 본 발명의 원리에 따라 음향이 되고, 영상의 나머지는 높은 영상 획득속도의 원리에 따라 저하된 영상 품질을 가진 음향이 된다. 높은 영상 획득속도와 저하된 영상 품질 전송법은 도 5C에서와 같이 포커스되지 않은 파를 사용한 영상, 도 5B에서와 같이 멀티-빔 영상, 도 5A에서와 같은 멀티-빔 영상, 문헌 US 2003/0125628에 기술된 바와 같이 뚜렷하지 않은 평면파를 가진 합성 조리개 영상 일 수 있다. 전송된 포커스되지 않은 파의 수는 높은 영상 획득속도 기준을 충족하기에는 너무 작아서 영상품질을 손상시킬 뿐이다. 두 개의 전송 시퀀스는 : 본 발명의 전송법에서 관심영역의 데이터 획득과 낮은 영상 품질을 가진 높은 영상 획득속도 모드에 해당하는 전송법으로 영상의 나머지의 데이터 획득이 번갈아 일어난다.

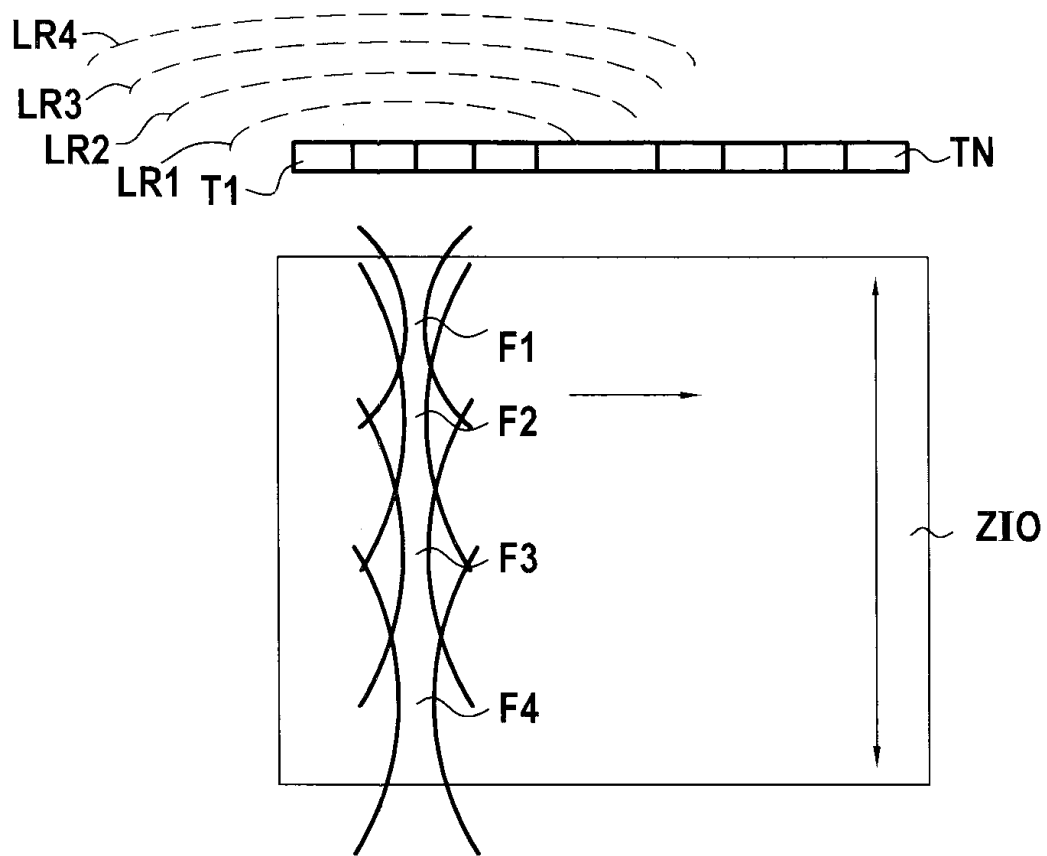
[0189] 마지막으로, 다양한 구현은 본 발명의 원리에 부합하여 이를 수 있음을 알아야 한다.

도면

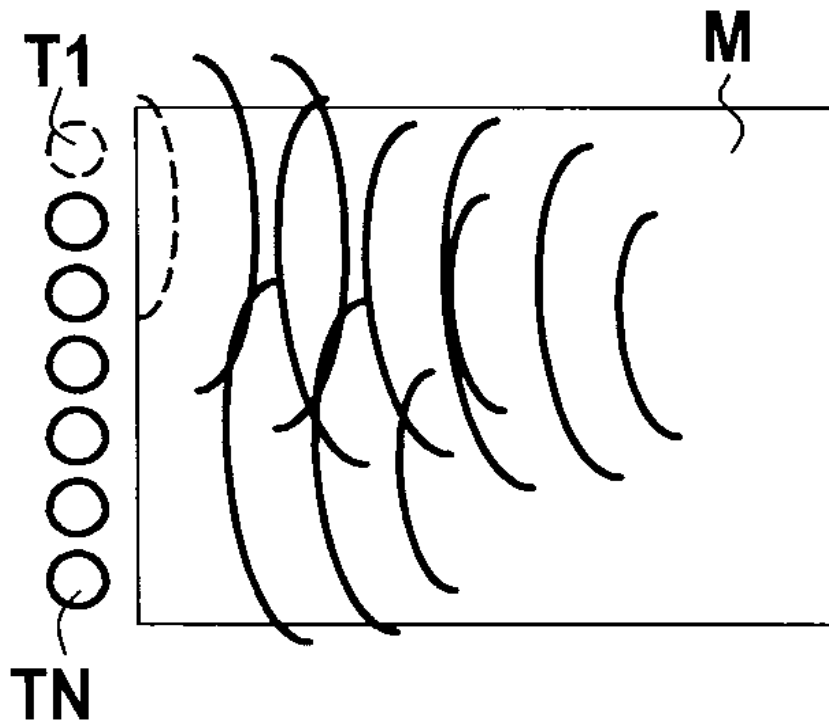
도면1



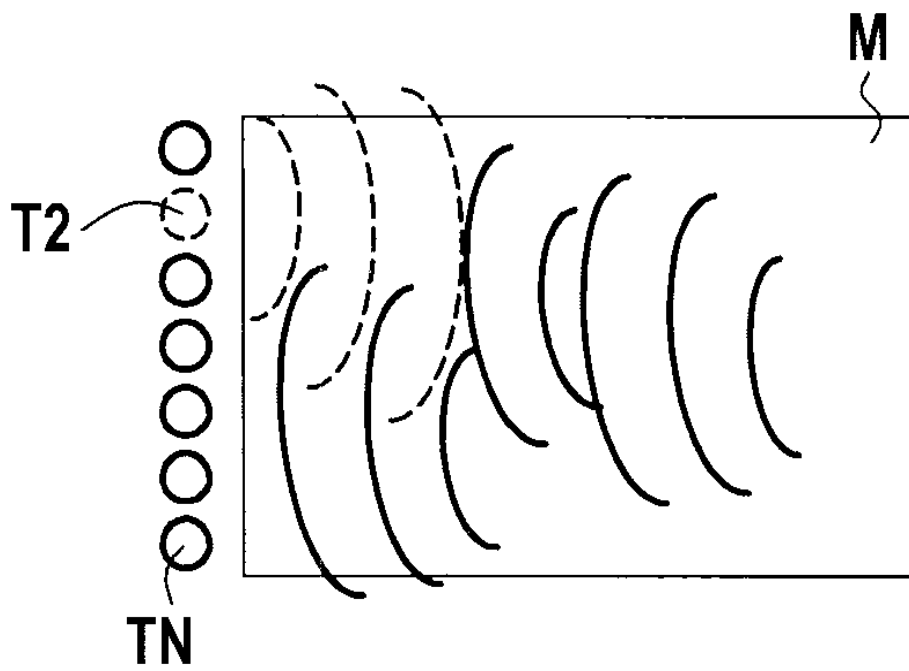
도면2



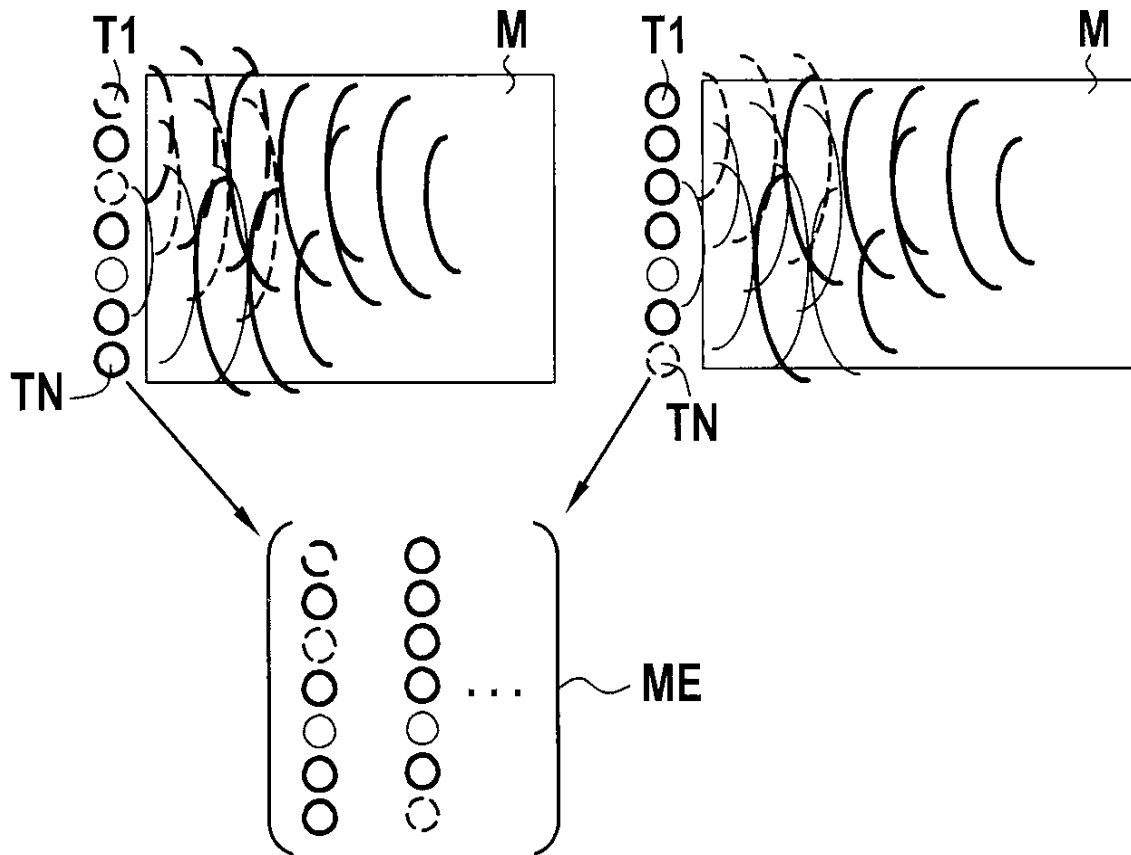
도면3a



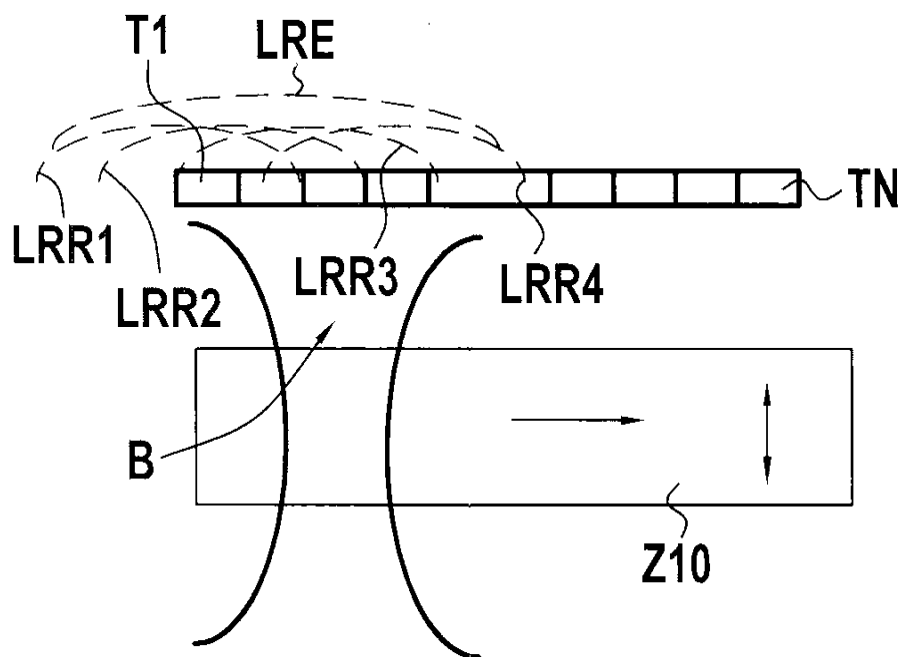
도면3b



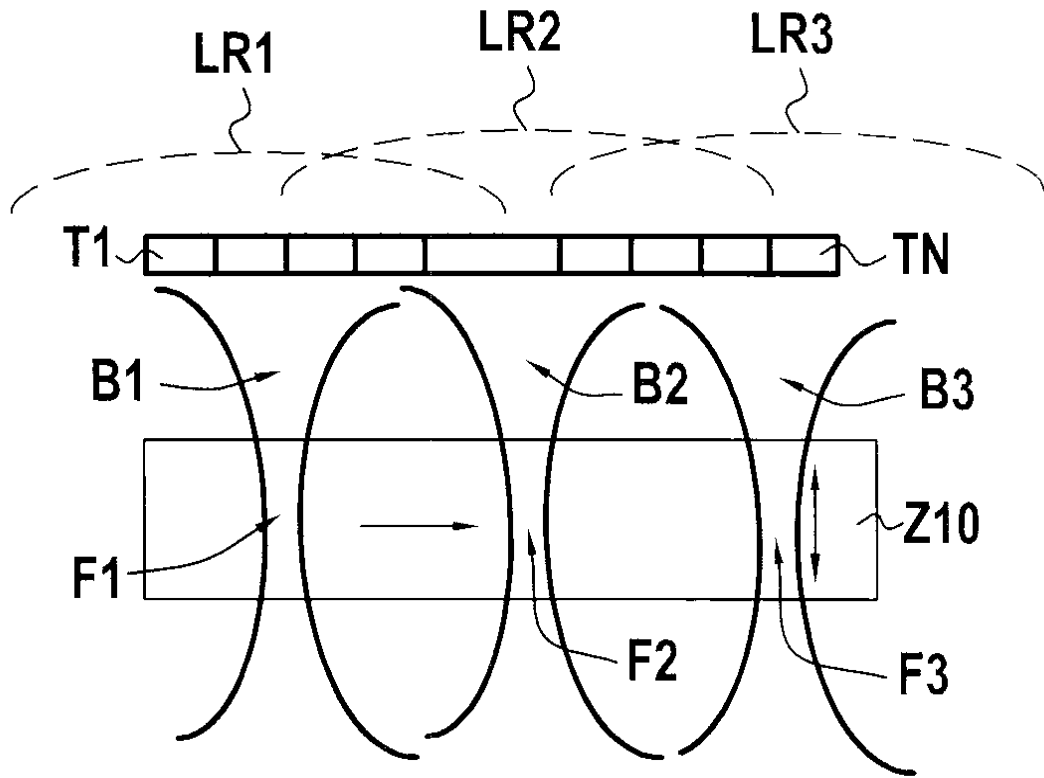
도면4



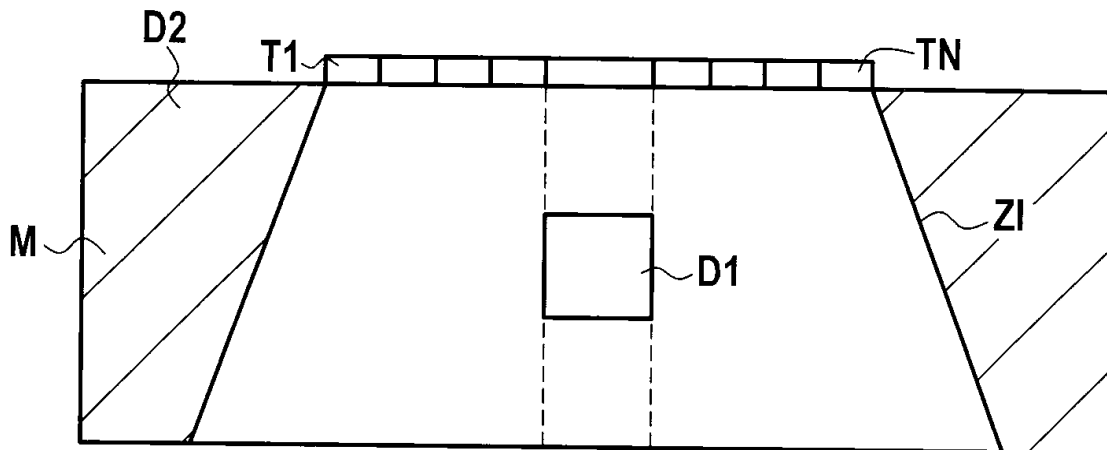
도면5a



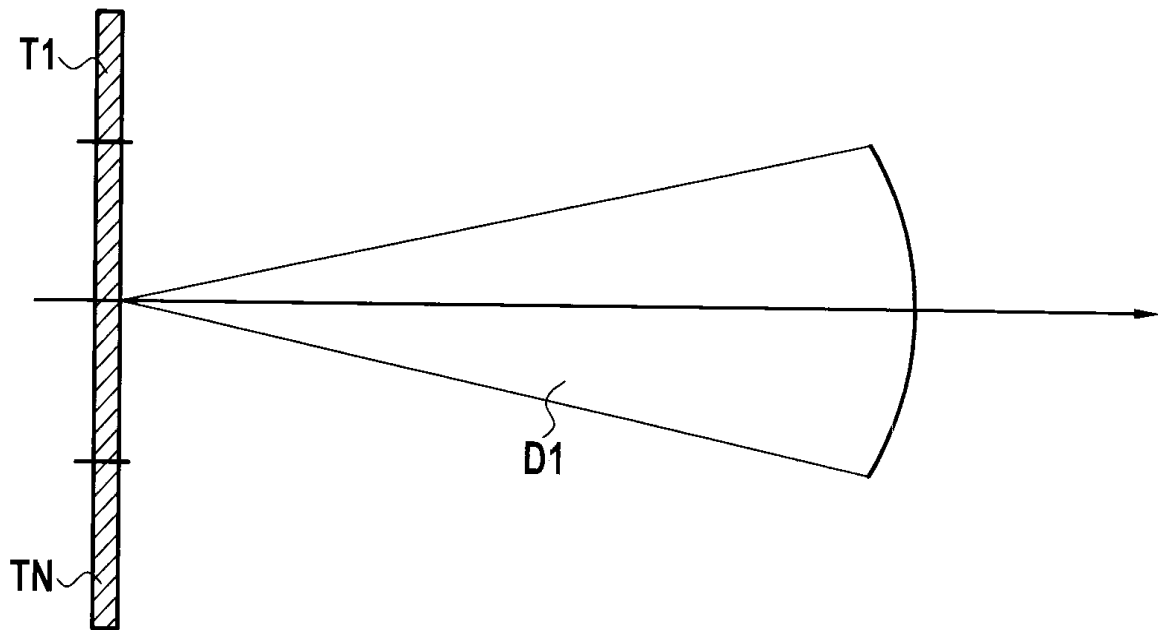
도면5b



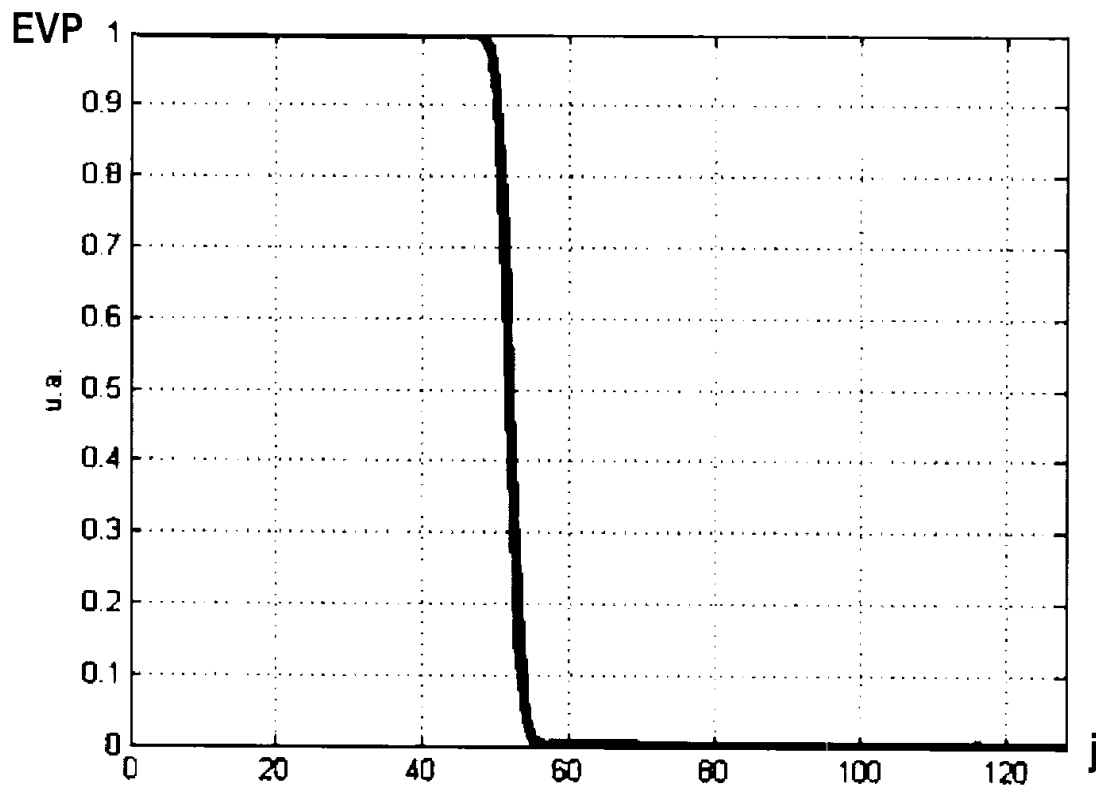
도면6



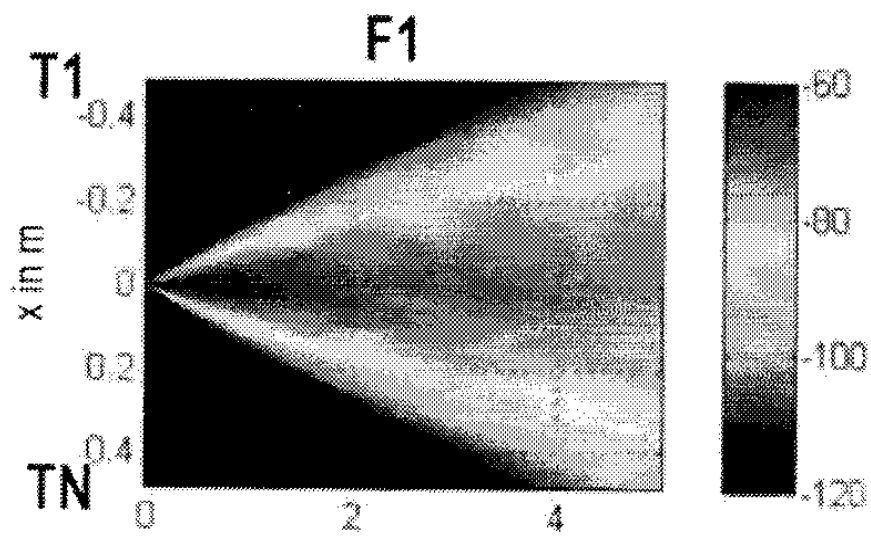
도면7



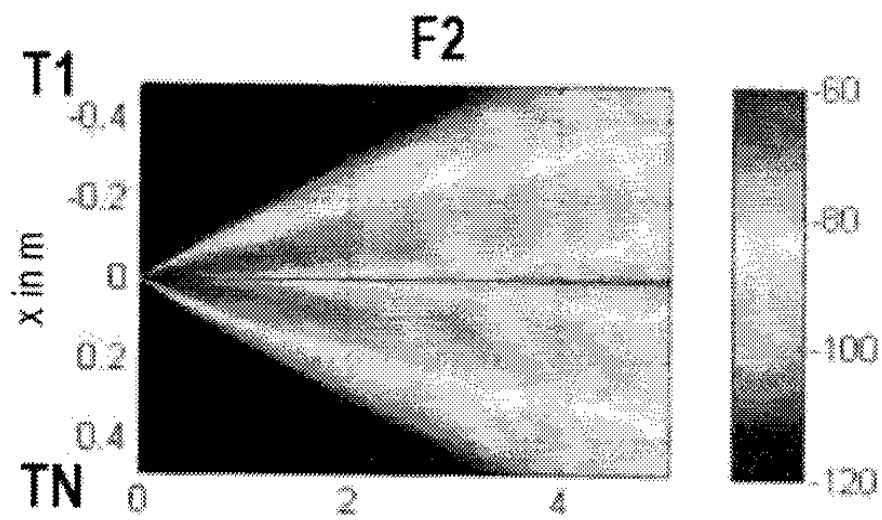
도면10



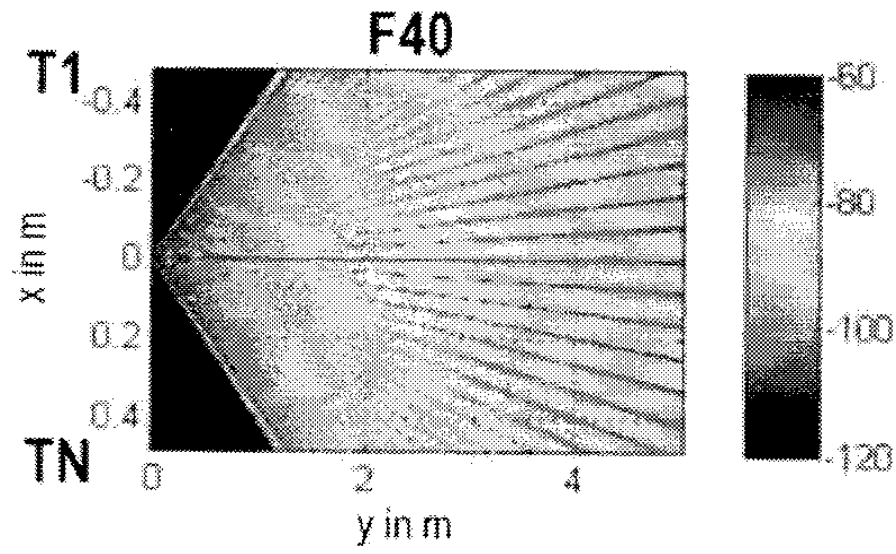
도면11a



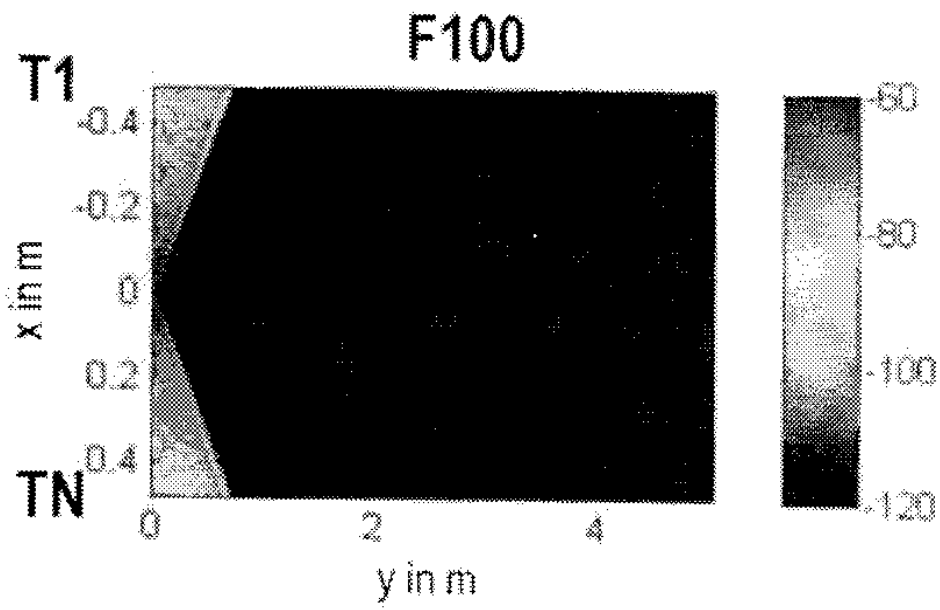
도면11b



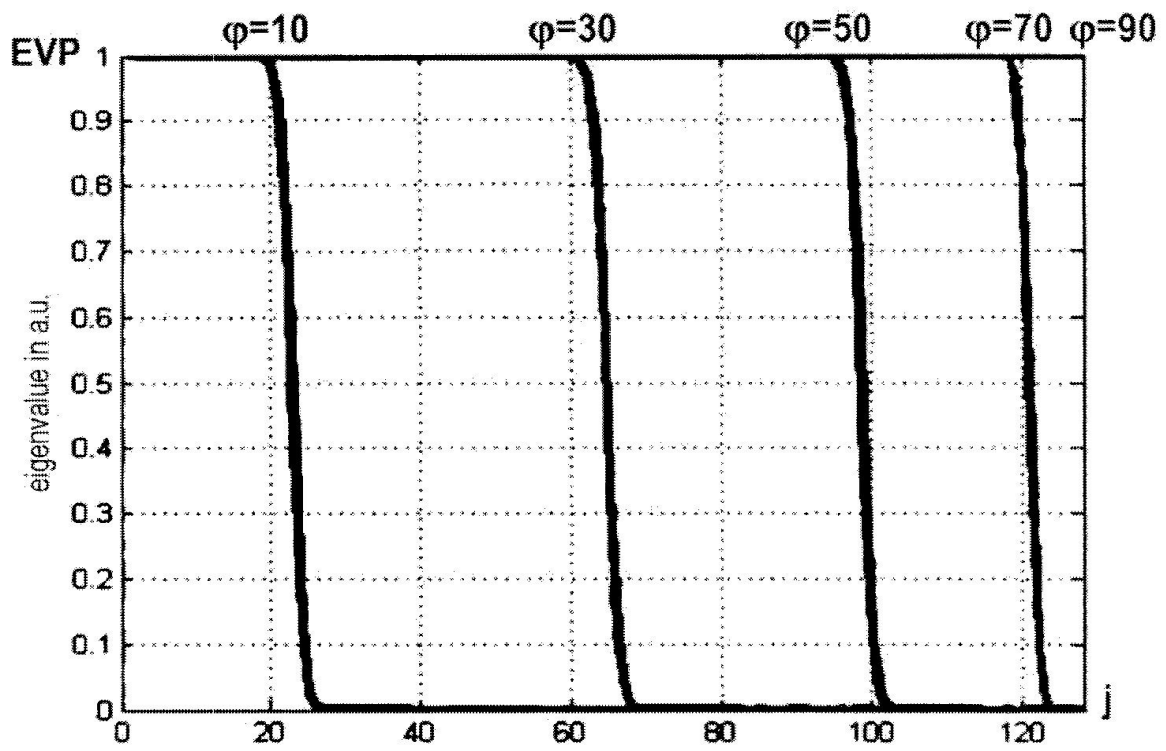
도면11c



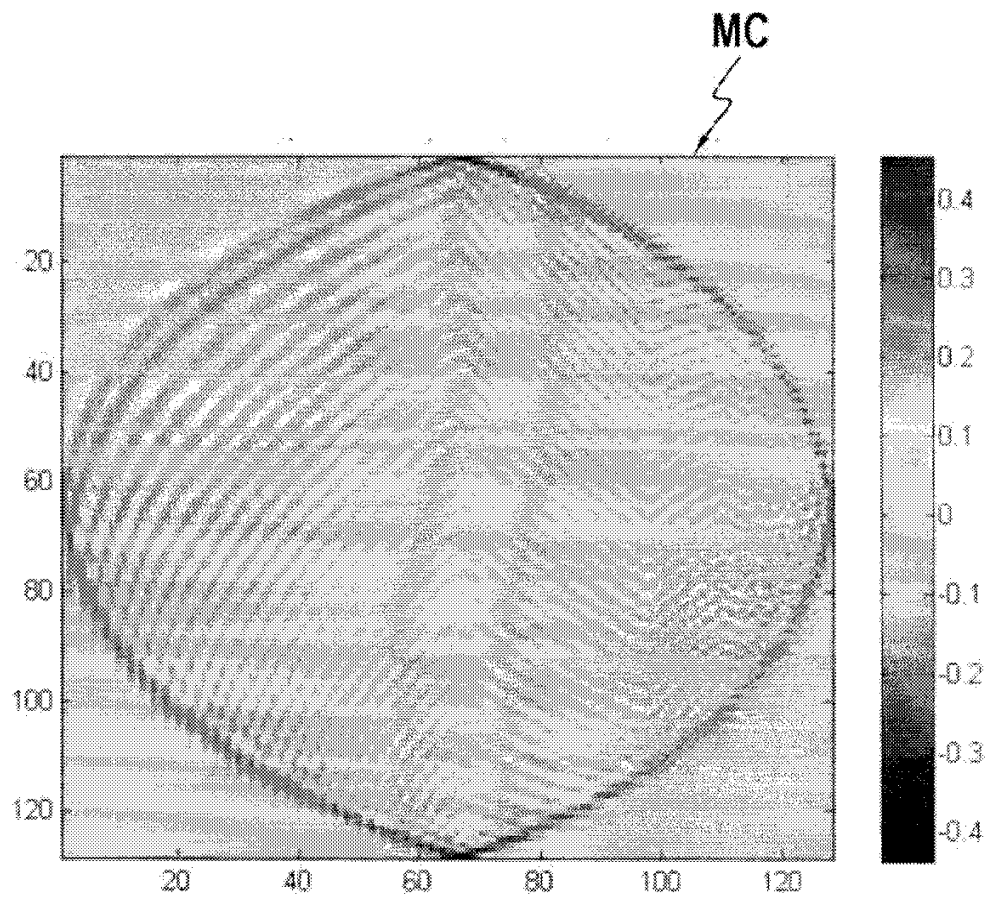
도면11d



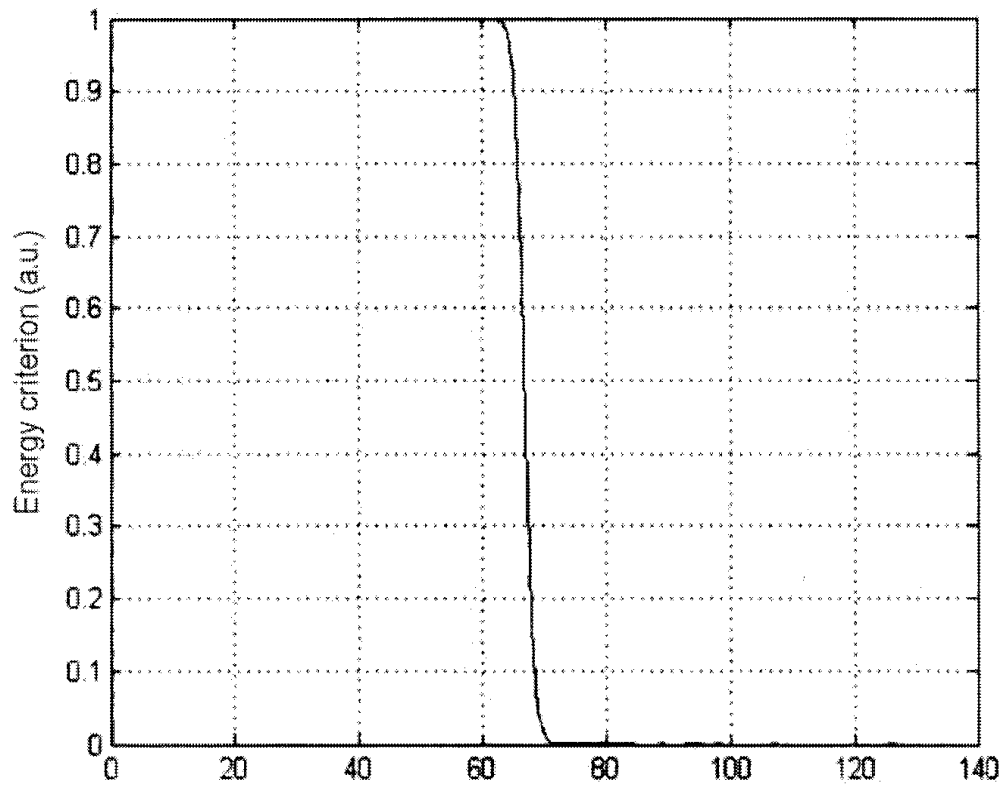
도면12



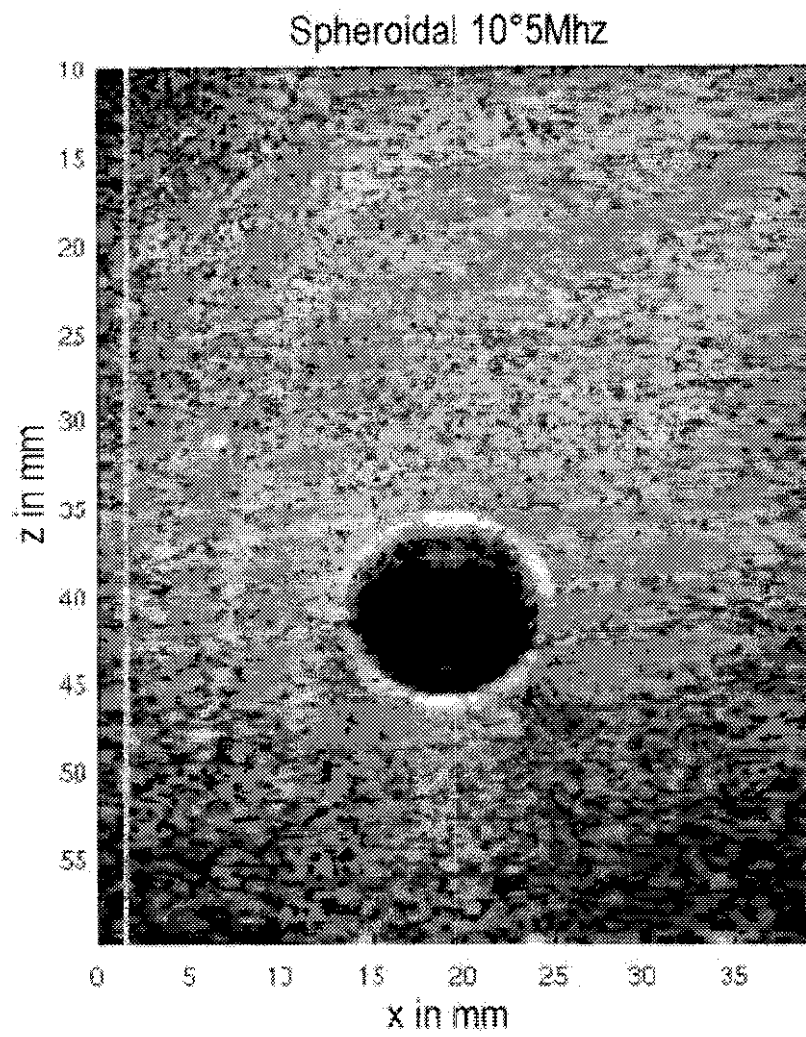
도면13



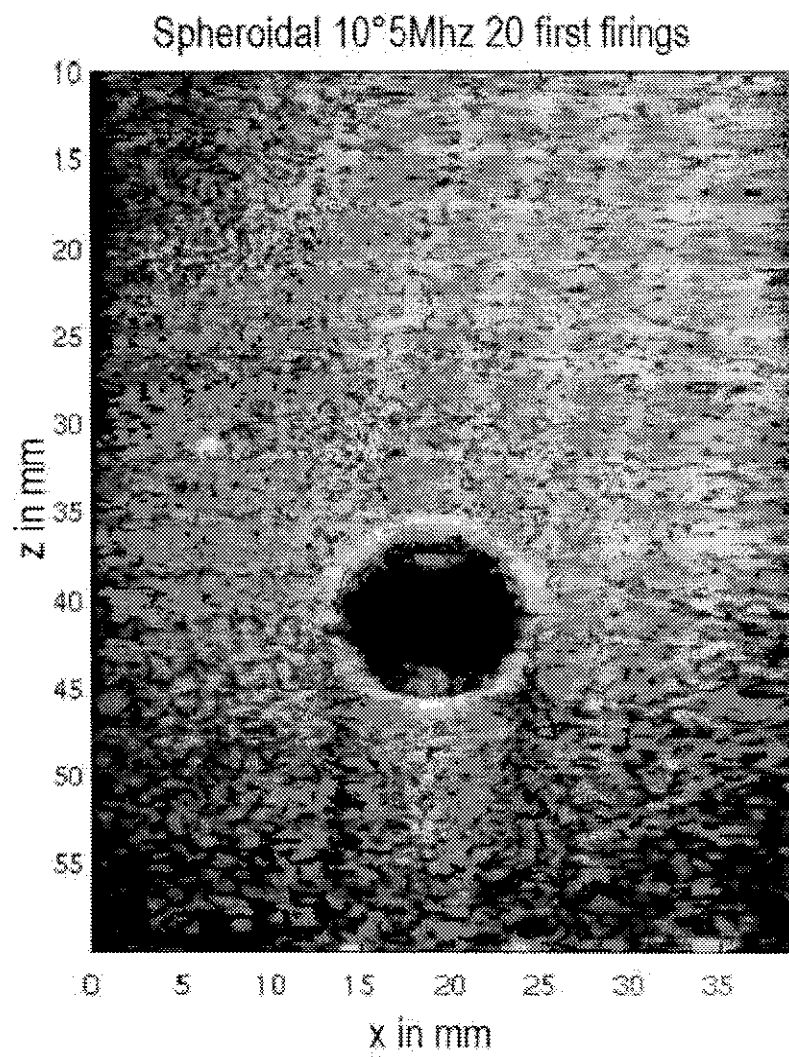
도면14



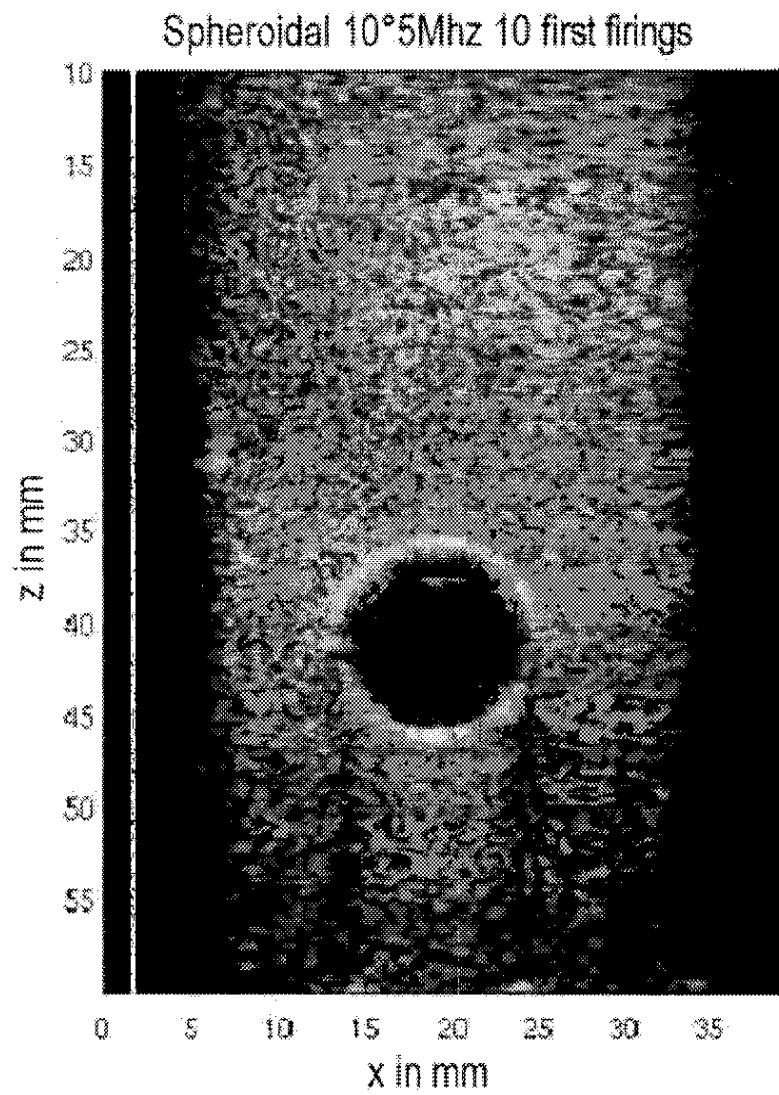
도면15a



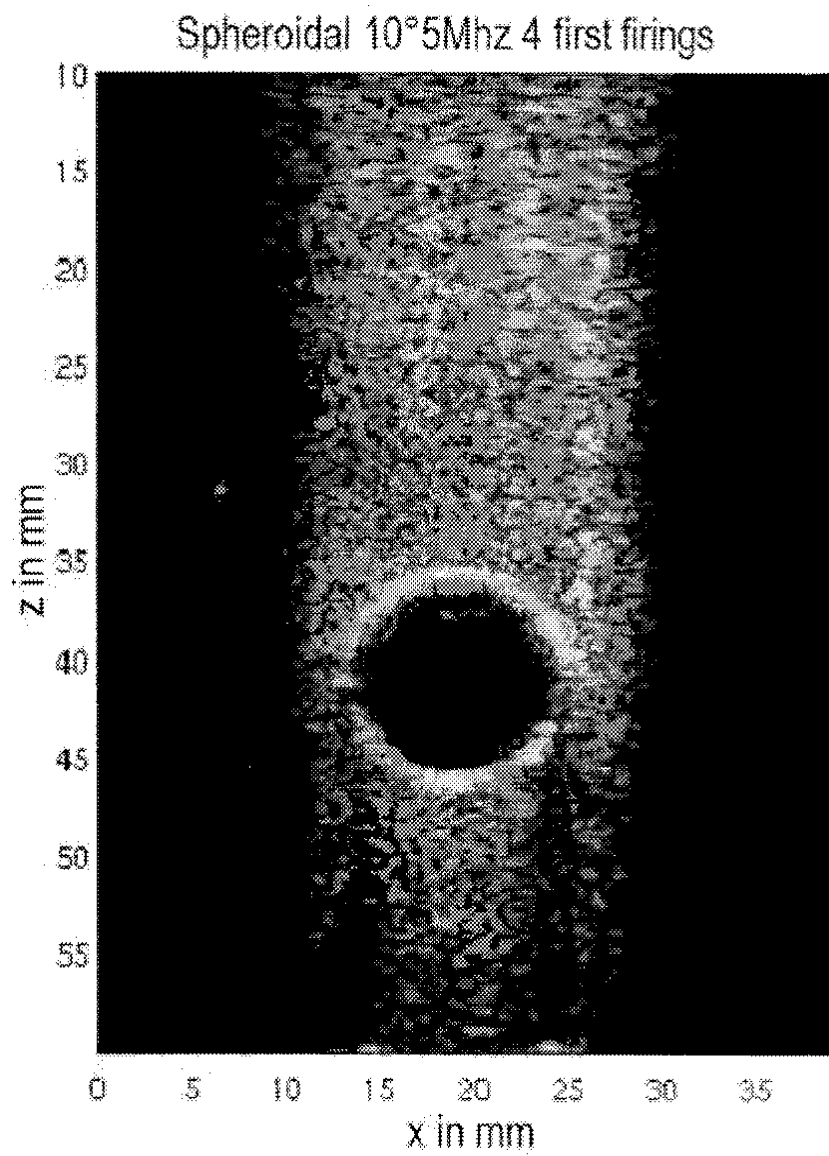
도면15b



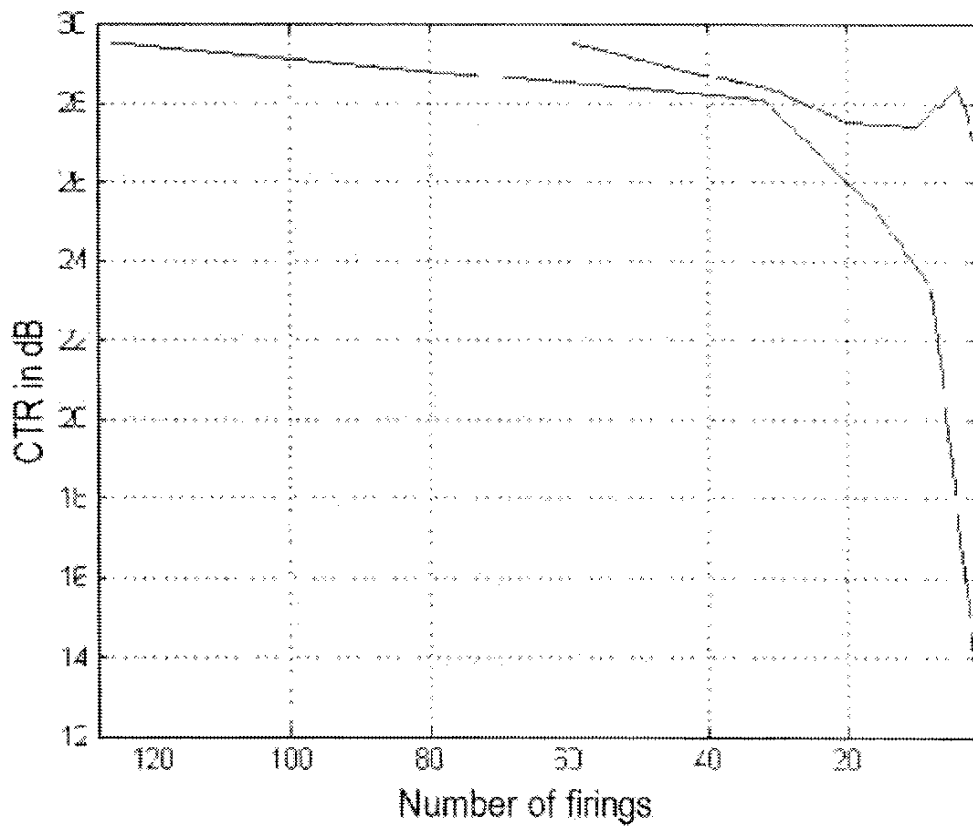
도면15c



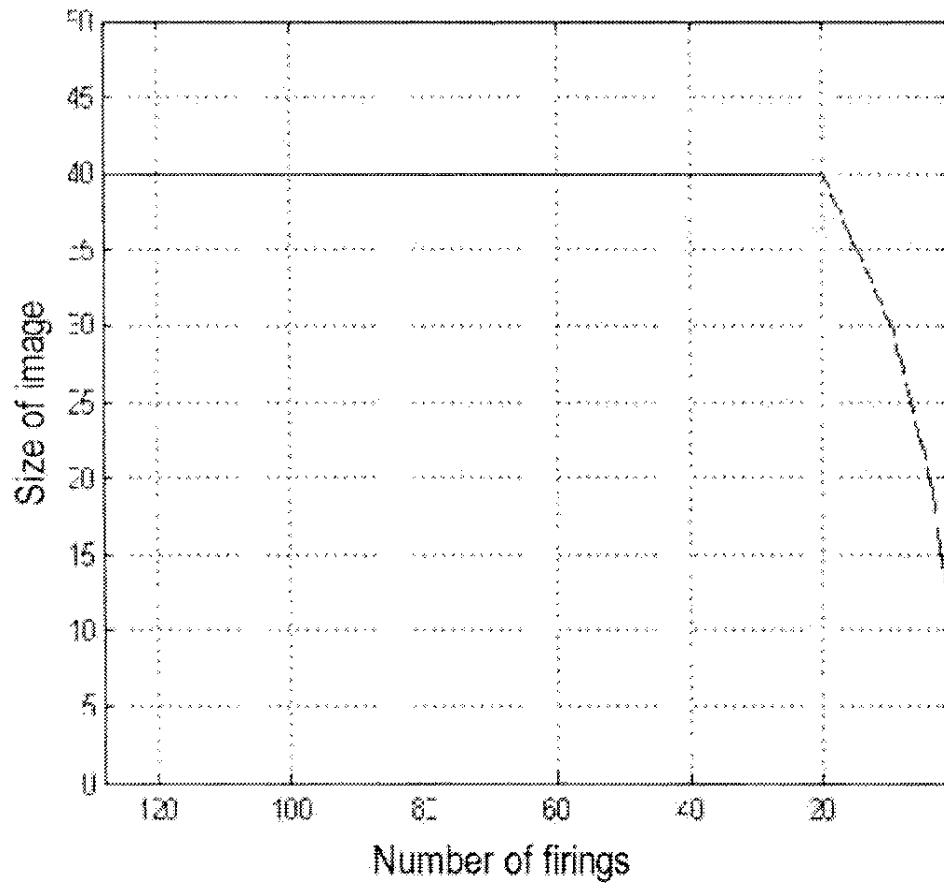
도면15d



도면16a



도면16b



专利名称(译)	具有图像采集速率优化的成像装置		
公开(公告)号	KR1020140012043A	公开(公告)日	2014-01-29
申请号	KR1020137018050	申请日	2012-02-03
[标]申请(专利权)人(译)	超声成像公司 超声清 超音速IMAGINE		
申请(专利权)人(译)	试想超级索尼克		
当前申请(专利权)人(译)	试想超级索尼克		
[标]发明人	NICOLAS JEAN MARIE 니콜라스진마리에 KOPP LAURENT 코프로랑 MOSCA FREDERIC 모스카프리드리에 COHEN BACRIE CLAUDE 코헨바크리에클로드 FRASCHINI CHRISTOPHE 프라스키니크리스토프		
发明人	니콜라스,진 마리에 코프,로랑 모스카,프리드리에 코헨 바크리에,클로드 프라스키니,크리스토프		
IPC分类号	G01S15/89 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/4483 A61B8/54 G01S15/8959 A61B8/5207 A61B8/469 G01S15/8977 G01S15/8997 A61B8/485		
代理人(译)	김운배		
优先权	2011050966 2011-02-07 FR		
其他公开文献	KR101942595B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在本发明中，其特征是由在高分辨率超声定义感兴趣区域 (DI) 使用串行传输矩阵以获得图像前图像使用N个换能器的阵列 (在T1 TN) 的培养基 (ZI) (M) 的步骤的和;确定感兴趣区域 (DI) 和对应于不期望区域的换能器之间的相关矩阵;从感兴趣区域 (DI) 的横向间相关矩阵的逆矩阵的乘积确定感兴趣区域 (DI) 的特征矩阵 (MC) ;计算定义传输矩阵的感兴趣区域 (DI) 的特征矩阵 (MC) 的值和特征值;在感兴趣区域 (DI) 中对图像采集速率和图像质量进行折衷，以定义用于调查的特征向量的数量K.为了获得一个完整的数据集由包括接收到对应于未受到传输矩阵的逆矩阵的照射被设置为零的数据的获得的信号hiyeo完成的矩阵相乘;与合成虹膜超声成像方法中的感兴趣区域 (DI) 对应的分辨率图像。

