



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2007-0110855
(43) 공개일자 2007년11월20일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2007-7019009

(22) 출원일자 2007년08월20일

심사청구일자 없음

번역문제출일자 2007년08월20일

(86) 국제출원번호 PCT/IB2006/050512

국제출원일자 2006년02월16일

(87) 국제공개번호 WO 2006/090309

국제공개일자 2006년08월31일

(30) 우선권주장

60/655,824 2005년02월23일 미국(US)

(71) 출원인

코닌클리케 필립스 일렉트로닉스 엔.브이.

네덜란드왕국, 아인드호펜, 그로네보르스베그 1

(72) 발명자

브루스, 매튜

미국, 워싱턴주 98041-3003, 보텔, 사서함 3003

파워즈, 제프리

미국, 워싱턴주 98041-3003, 보텔, 사서함 3003

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

문경진

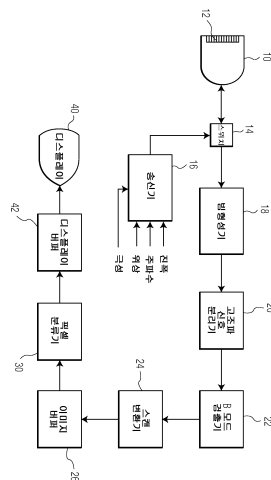
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 초음파 진단 이미징 시스템과 간의 손상을 검출하기 위한방법

(57) 요약

HCC 손상과 같은 중요한 간 종양은, 주변의 정상 조직과 양성 종양과의 비교로서, 대비(contrast)의 초기 수신과 거환 주사(bolus injection)에 후속하는 브라이트닝(brightening)에 의한 조영제 초음파 검사 동안에 검출된다. 픽셀 분류기는, 대비의 이러한 초기의 워시-인(wash-in)이 발생하고, 파라미터화된 이미지 내의 이러한 픽셀 또는 복셀 위치를 표시하는 픽셀 또는 복셀 영역을 찾고 식별한다. 픽셀 분류기는 이미지 시퀀스로부터 픽셀 또는 복셀 값을 분석하고, 초기 워시-인이 발생하는 파라미터화된 간 이미지 내의 점들을 고유하게 코딩함으로써 이미지 내의 의심스러운 영역을 식별한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

가르지, 로히트

미국, 워싱턴주 98041-3003, 보텔, 사서함 3003

스키바, 단

미국, 워싱턴주 98041-3003, 보텔, 사서함 3003

아버키오우, 미칼라키스

미국, 워싱턴주 98041-3003, 보텔, 사서함 3003

특허청구의 범위

청구항 1

초음파 진단 이미징 시스템으로서:

신체의 부위에 신호를 송신하고 신체 부위로부터 수신하도록 동작하는 프로브로서, 조영제의 도달 시간은 질병 상태의 특성일 수 있는, 프로브;

조영제로부터 수신된 특성 신호를 검출하는 검출기;

상기 검출기에 응답하는 이미지 처리기;

상기 이미지 처리기에 응답하는, 조영제의 초기 워시-인(wash-in)으로부터 신호를 식별하는, 픽셀 분류기;

조기 조영제 도달 영역이 강조되는 초음파 이미지를 생성하는, 상기 픽셀 분류기에 응답하는 파라미터화된 이미지 처리기; 및

상기 파라미터화된 이미지를 디스플레이하기 위한 이미지 디스플레이를

포함하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 간으로 초음파 신호를 송신하고, 상기 간으로부터 초음파 신호를 수신하도록 동작하는 프로브로서, 조영제의 도달 시간은 간 손상의 특징일 수 있는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 픽셀 분류기는, 수신된 임계 레벨과 시간 중 적어도 하나에 의해 이미지 시퀀스로부터 수신된 픽셀 또는 복셀(voxel) 데이터를 분류하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 픽셀 분류기는 커브-피팅 프로세스에 의해 이미지 시퀀스로부터 수신된 픽셀 또는 복셀을 분류하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 검출기는 비선형 신호 성분 검출기를 포함하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 비선형 신호 성분 검출기는 고조파 신호 검출기를 포함하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 7

제5항에 있어서, 상기 비선형 신호 성분 검출기는 펄스 반전 신호 처리기를 포함하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서,

수신된 이미지 시퀀스에 응답하고, 수신된 이미지의 내용을 공간적으로 정렬하도록 동작하는, 이미지 정렬 처리기를 더 포함하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 이미지 정렬 처리기는, 이미지 시퀀스내에 보여진 조직을 이미지마다의 동일 픽셀 또는 복셀 위치에 정렬하도록 더 동작하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 10

간 손상을 조영제를 사용한 초음파 이미징에 의해 진단하기 위한 방법으로서:
 조영제 흐름을 신체 혈류로 도입하는 단계;
 간동맥에 의해 상기 간 내의 조영제의 존재를 초음파적으로 검출하는 단계; 및 그 후에
 하대 정맥에 의해 상기 간 내에서 상기 조영제의 존재를 초음파적으로 검출하는 단계를 포함하는, 초음파 이미징에 의해 진단하기 위한 방법에 있어서,
 간 동맥에 의해 조영제의 존재는 간 손상의 특징일 수 있는, 초음파 이미징에 의해 진단하기 위한 방법.

청구항 11

조영제를 사용한 초음파 이미징에 의해 간 손상을 진단하기 위한 방법으로서:
 조영제 흐름을 신체 혈류로 도입하는 단계;
 상기 간을 초음파적으로 이미징하는 단계;
 간 동맥에 의해 상기 간에서 상기 조영제의 존재를 초음파적으로 검출하는 단계;
 간동맥에 의해 조영제의 존재가 검출된 초음파 이미지 내의 영역을 강조하는 단계; 및
 상기 강조된 영역을 가진 상기 초음파 이미지를 디스플레이하는 단계를
 포함하는, 간 손상을 진단하기 위한 방법.

청구항 12

제11항에 있어서,
 초음파적으로 검출하는 단계는 상기 간 내의 조영제로부터의 신호의 진폭과 수신 기간 중의 적어도 하나를 분석하는 단계를 포함하는, 간 손상을 진단하기 위한 방법.

청구항 13

제12항에 있어서, 강조하는 단계는, 조영제로부터의 신호가 도달 테스트의 임계치와 시간 중 적어도 하나를 만족시키는 이미지 필드 내의 영역을 구별하는 단계를 포함하는, 간 손상을 진단하기 위한 방법.

청구항 14

제13항에 있어서, 강조하는 단계는 상기 초음파 이미지 내의 영역을 구별되게 밝게 하거나, 착색하거나, 그늘지게 하는 것 중의 적어도 하나를 포함하는, 간 손상을 진단하기 위한 방법.

청구항 15

제11항에 있어서, 상기 초음파 검출 이전에 연속적인 초음파 이미지를 공간적으로 정렬시키는 단계를 더 포함하는, 간 손상을 진단하기 위한 방법.

명세서

기술 분야

<1> 본 발명은 초음파 진단 이미징 시스템에 대한 것이며, 보다 특별하게는 간의 손상을 진단하기 위한 초음파 시스템과 방법에 대한 것이다.

배경 기술

<2> B형 간염 환자와 C형 간염 환자는 주요한 간암인, 간세포암(HCC)이 생길 증가된 위험이 있다는 것이 발견되어 왔다. 1980년초에 C형 간염이 수혈을 통해 환자에 전염되었다는 최근의 발견으로, 간의 손상은 그 초기

단계에서 가장 잘 치료되기 때문에, HCC의 초기에 규칙적으로 시험될 필요가 있는 상당한 수의 C형 간염 환자가 존재한다. 이 질병의 일상적인 진행은 간염으로부터 간경변을 거쳐 HCC로 진행되는 것이다. 간의 질병 진행을 위한 사용하기 쉬운 감시 기술은 이러한 심각한 질병의 초기 검출을 돕는데 있어서의 광범위한 응용을 갖는 것이다.

<3> HCC 외에도, 간에서 발생할 수 있는, 많은 손상이 존재한다. Ultrasound Quarterly, vol. 19, no. 1의 27 페이지 이하 (2003년)에 발표된 M. Averkiou 등의 "Ultrasound Contrast Imaging Research"는 4개의 주요한 간 손상을 논의한다: 간세포암, 어떤 다른 위치에서 주요 종양으로부터의 전이, 혈관종과 초점 노달 증생(focal nodal hyperplasia). 전자 둘은 악성이고, 후자 둘은 양성이다. 간에서 손상을 식별하기 위한 기술은 이러한 4개의 손상 모두를 검출할 수 있어서, 그 결과 보다 자세한 진단이 간에서 발견되는 모든 손상 사이에서 식별하고 구분할 수 있어야 한다.

<4> 본 발명의 여러 발명가들이 공동 발명가들인, "고조파 조영제(contrast agent)를 이용한 관류와 혈류의 초음파 이미징"이라는 명칭의 미국 특허 출원 일련번호 60/542,259는 신호의 해부학적인 소스에 대한 대비(contrast) 검사 동안에 수신된 초음파 신호를 분류하거나 분할하기 위한 기술을 설명한다. 이 정보는 초음파 이미지 내의 보다 큰 혈관의 조직, 모세관 그물과 혈류를 구별되게 설명하기 위해 사용된다. 초음파 신호 정보는 신호에 의해 생성된 고조파 도플러 정보에 대한 다른 필터를 사용하고, 그 후 이 신호가 조직으로부터, 또는 작은 모세관 내의 정적인 조영제(contrast agent) 마이크로버블로부터, 또는 더 큰 혈관 내의 흐르는 마이크로버블로부터 유래한 것인지를 결정하기 위해 속도 변화에 의해 다르게 필터링된 신호를 분류함으로써 분할된다. 미국 특허 6,814,703은 동일한 문제에 대한 다른 기술을 논의하는데, 이 기술은 초음파 신호를 그 도플러 파워(P), B 모드 진폭(B)과, 속도(V) 특성에 의해 분류한다. 상기 두 출원들에서의 양쪽 모든 환자들은 간 진단에서의 그 기술의 응용을 보여주는데, 양쪽 모두는 모세관 베드와 같은 보다 작은 혈관 내에서의 혈류 속도보다 동맥과 같은 더 큰 혈관에서의 혈류 속도가 더 빠르다는 사실에 의존한다. 따라서, 양쪽 기술 모두는 신호 분할을 결정하기 위해 도플러 처리를 요구한다. 하지만, 이러한 기술들의 복잡성과 다용성에도 불구하고, 상기 특허는 간 손상 검출과 진단의 독특한 문제점을 취급하지 않는다.

발명의 상세한 설명

<5> 본 발명의 원리에 따라, 병리학은 신체 내의 특별한 해부학적인 부위에서 조영제의 도달 시간에 기초한 분할에 의한 초음파 대비 검사 동안에 검출된다. 이러한 특성을 보이는 해부학적 구조의 위치는 특별한 색상 또는 밝기와 같은 것에 의해 초음파 이미지 내에서 고유하게 식별된다. 도달 정보의 시간은 분류 프로세스에서 신호 진폭과 상관되고, 곡선-피팅 기술이 또한 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 해부학적 구조의 프레임 대 프레임의 움직임은 보다 나은 검출을 위해 정정된다. 본 발명의 실시예들은 간에서 HCC와 다른 손상을 검출하기 위해 특별히 쓸모 있다.

실시예

<12> 간으로의 혈류는 두 개의 소스, 즉, 간동맥과 문정맥(portal vein)으로부터 유래한다. 간동맥은 대동맥으로부터 혈류를 공급받는다. 문정맥을 지나는 혈류는 하대 정맥으로부터 유래한다. 한편, 하대 정맥은 대동맥에 의해 제공된 혈류를 정화하는 신장(kidney)으로부터 혈액을 받는다. 간으로부터 나오는 혈류는 간정맥을 통과하여, 상대 정맥으로 들어간다. 간은 대동맥과 간동맥으로부터 전체 혈액 공급의 20%를 받으며, 하대 동맥과 문정맥으로부터 그 혈액 공급의 80%를 받는다.

<13> 이러한 맥관 구조의 결과로서, 조영제의 동근 덩어리가 정맥으로 주입될 때, 그것은 간동맥을 거쳐 간에서 먼저 나타나기 시작할 것이다. 심장으로부터 대동맥으로 펌핑된 후에, 조영제의 일부가 간동맥으로 흐를 것이고, 간으로 주입되기 시작할 것이다. 그러나 간으로의 혈액 공급의 단지 20%만이 간동맥에 의해 제공되기 때문에, 이러한 초기 주입은 낮은 레벨에 있을 것이다. 조영제의 나머지는 위와 장(intestinal)의 맥관 구조로 흐를 것이고, 그 후 간 선세포 조직(parenchyma)으로 상당히 주입된 문정맥내에 모여 진다.

<14> HCC 손상에 의해 발생한 맥관 조직은 간동맥으로부터의 혈류의 그 주요 소스를 제공받는다라는 것이 발견되었다. 조영제는 간동맥을 경유해 간에서 먼저 나타나기 때문에, 이것은 거환(bolus) 주사 후에 간에서의 조영제의 검출의 초기 부위 중의 하나는 HCC 손상의 위치라는 것을 의미한다. 만약 어떠한 손상도 존재하지 않는다면, 단지 일상적인 간동맥과 이것에 의해 공급되는 정상적인 혈관만이 대비가 존재하는 것으로 나타날 것이다. 10-20초 후에, 대비의 거환(bolus)의 나머지가 위장 기관, 하대 정맥과 문정맥을 통과할 것이고, 조영제의 이러한 지연된 흐름은, 간의 모세관 그물이 조영제를 사용해 주입됨에 따라 나타나기 시작할 것이다. 거환의 약 80%는 모세

혈관그물에 전달될 것이고, 모세혈관그물 내의 조영제의 지연된 흐름은 HCC 손상 내에서 대비의 보다 적은 공급의 현상을 재빨리 압도할 것이고, HCC 손상은 모세혈관그물의 주변의 밝게 나타나는 정상적인 조직에 대해 초음파 이미지 내에서 어둡게 보이기 시작할 것이다. 따라서, "초기 워시-인(wash-in)이라고 불리는, HCC 손상이 이미지 내에서 대비를 가지고 두드러질 때, 초기 주입 단계에서 단지 몇 번의 심장 박동과 몇 초의 시간이 존재하게 된다. HCC 손상의 진단에서 이미지 절차 내에 식별되어야 하는 것은 바로 이러한 초기 워시-인 특성이고, 그것을 발생시키는 작은 시간 간격만이 존재한다.

- <15> 본 발명의 원리에 따라, HCC 손상의 진단은 HCC라고 의심될 수 있는 초기 워시-인의 부위를 강조하기 위해 간 내에서 조영제의 상대적인 도달 시간에 기초해서 간의 파라미터화된 이미지를 생성함으로써 향상된다. 조영제의 도달을 이용해서 간을 전체적으로 밝게 하는 것이 감시되고, 초기에 밝게 되는 영역이 식별된다. 이러한 영역은, 추가적인 조사를 위한 의심이 가는 부위를 지시하는, 이미지내에서 유일한 밝기 또는 색상에 의한 것으로서 이미지 내에서 구별되게 표시된다. 본 발명의 기술은 3D 이미징에 대해서 특별히 적절한데, 여기서 간의 상당한 부피가 한 번에 진단될 수 있다. 3D 파라미터화된 이미지는 간단한 최대 강도 투사 또는 다른 알려진 또는 새롭게 개발된 3D 이미징 기술을 사용해서 파라미터화된 부피로부터 렌더링될 수 있다.
- <16> 도 1을 보면, 본 발명의 원리에 따라 구성된 초음파 진단 이미징 시스템이 블록도 형태로 도시된다. 이 시스템은 초음파 송신 빔을 이용해 투영된 신체의 2차원 또는 3차원 부위를 스캐닝함으로써 동작한다. 각 빔이 신체를 통과하는 그 조종된 경로를 따라 송신되므로, 신체 내의 조직과 혈액은 송신된 주파수 성분에 대응하는 선형적이고 비선형적인(또는 기본파와 고조파) 성분을 가진 반향 신호를 반환한다. 송신 신호는 초음파에 대한 비선형적인 응답을 보이는 조영제의 마이크로버블로부터 반사된다. 비선형적인 응답은 조영제로부터 반환되는 반향 신호가 비선형적인 성분을 포함하는 것을 야기할 것이다.
- <17> 도 1의 초음파 시스템은 신체 내의 산란체(scatterer)로부터의 고조파 반향 성분의 반환에 대한 요구되는 빔 방향의 특성을 나타내는 선택된 변조의 파형 또는 펄스를 송신하는 송신기(16)를 이용한다. 송신기는 이 도면에서 도시된 것과 같은, 송신 빔의 주파수 성분, 송신 신호의 상대적인 강도 또는 진폭과 위상 또는 극성을 포함하는, 송신 빔의 특성들을 결정하는 다수의 제어 파라미터에 응답한다. 송신기는 송신/수신 스위치(14)에 의해 프로브(10)의 어레이 트랜스듀서(12)의 요소에 연결된다. 어레이 트랜스듀서는 평면(2차원) 이미징에 대해 1차원 어레이이거나, 2차원 또는 부피 측정(3차원)의 이미징에 대해 2차원 어레이일 수 있다.
- <18> 트랜스듀서 어레이(12)는 트랜스듀서 통과 대역 내에 있는 선형적이고 비선형적인 성분을 포함하는 신체로부터의 반향을 수신한다. 이러한 반향 신호는, 스위치(14)에 의해 다른 트랜스듀서 요소로부터의 반향 신호를 적절히 지연시키는 빔형성기(18)에 연결되고, 그리고 나서, 얕은 깊이에서 더 깊은 깊이로 빔을 따라 코히어런트(coherent) 반향 신호 시퀀스를 형성하기 위해 이 반향 신호를 조합시킨다. 바람직하게, 빔형성기는 근처 펄드로 펄드의 먼 펄드 깊이로 이산적인 코히어런트 디지털 반향 신호 시퀀스를 생성하기 위해 디지털화된 반향 신호상에 동작하는 디지털 빔형성기이다. 빔형성기는 3D 이미징에 특히 유용한 하나 이상의 공간적으로 구별된 송신빔의 송신에 응답하여 다중의 공간적으로 구별된 수신 주사선(scanline)을 따라 반향 신호의 두 개 이상의 시퀀스를 생성하는 다중선(multiline) 빔형성기일 수 있다. 빔형성된 반향 신호는 고조파 신호 분리기(20)에 연결된다.
- <19> 고조파 신호 분리기(20)는 다양한 방식으로 반향 신호의 선형적이고 비선형적인 성분을 분리시킬 수 있다. 한 방법은 필터링에 의한 것이다. 제2 고조파와 같은 특정한 비선형적인 성분은 기본 송신 주파수(f_0)와는 다른 주파수 대역($2f_0$)에 있기 때문에, 조영제의 징후(signature)인 고조파 신호가 대역 통과 또는 고역 통과 필터링에 의해 선형 성분으로부터 분리될 수 있다. 일반적으로 펄스 역전 기술이라고 불리는 비선형 성분을 분리시키기 위한 다수의 다중 펄스 기술이 또한 존재한다. 펄스 역전에서, 이미지 펄드는 각 빔 방향으로 다중의 다르게 변조된 송신 신호의 송신에 의해 고주파가 발사되어, 이미지 펄드 내의 동일 위치로부터 다중 반향을 반환한다. 송신 신호는 진폭, 위상, 극성 또는 이것들의 조합으로 변조될 수 있다. 공통 위치로부터 수신된 반향이 조합될 때, 선형 신호 성분이 상쇄되고, 비선형 성분은 서로를 강화시켜서, 이에 따라 이미징에 대한 분리된 비선형(예, 고조파) 반향 신호를 생성한다.
- <20> 반향 신호는 B 모드 검출기(22)에 의해 검출된다. 위에서 논의된 종래 기술에 대해 본 발명의 기술의 이점은, 도플러 처리가 필요하지 않다는 것이다. 본 발명은 주어진 실시예에서 만약 요구된다면, 도플러 처리를 사용해서 수행될 수 있지만, B 모드 신호의 사용은 긴 도플러 앙상블(ensemble)의 획득에 의해 야기된 실시간 프레임율의 감소를 회피한다. 그 후, 검출된 반향 신호는 스캔 변환기(24)에 의해 부채꼴 또는 피라미드 모양의 이미지와 같은 요구되는 이미지 포맷으로 변환된다. 스캔 변환된 이미지는 이미지 버퍼(26)내에 임시로 저장되는데,

이 이미지 버퍼로부터 상기 이미지는 추가적인 처리를 거칠 수 있다.

- <21> 본 발명의 원리에 따라, 픽셀 분류기(30)는 HCC 손상의 특징인 것을 찾으면서, 초음파 이미지 내의 픽셀 또는 복셀을 분류한다. 도 2는 이 분석의 그래픽 평가를 제공한다. 조영제를 가진 혈액의 정상 조직으로의 대부분의 흐름은 점선 곡선(74)에 의해 도시되는 것처럼, 신장을 통과하고, 그 후 하대 정맥(IVC)을 경유해서 시간 t_2 에서 간에 도달하는 시간만큼 시간 t_0 에서 거환 주사의 시간으로부터 지연된다. 간동맥에 의해 전달된 조영제를 가진 훨씬 적은 양의 혈액으로부터 시간 t_1 에서 정상 조직내의 대비에서의 작고 인지할 수 있는 증가가 존재할 수 있다. 하지만, 간동맥내의 조영제를 가진 혈액의 HCC 손상 주위에 생긴 맥관 구조(vasculature)로의 혈액의 흐름은 시간 t_1 에서 실선 곡선(72)의 상승에 의해 도시된 주요 IVC 흐름보다 일찍 나타날 것이다. 간동맥에 의해 전달된 흐름이 더 적으면 적을수록, 곡선(72)의 더 낮은 정점에 의해 지시된 것처럼 조영제의 더 낮은 농축의 달성을 초래할 것이다. 그러므로, 픽셀 분류기(30)의 기능은 곡선(72)과 곡선(74) 사이에서 빗금친 영역(70)의 특징, 즉, HCC 손상의 맥관 구조의 대비의 초기 위시-인인 픽셀 또는 복셀 데이터를 식별하는 것이다.
- <22> 픽셀 분류기(30)가 그러한 데이터를 식별할 때, 그것은 구별적인 명암, 밝기 또는 색상을 지닌 대상(subject) 픽셀 또는 복셀을 강조한다. 이것은 의심되는 병의 파라미터화된 특징이 사용자에게 강조되는 파라미터화된 이미지를 생성한다. 파라미터화된 이미지는 디스플레이 버퍼(42)에 저장되고, 이 버퍼로부터 이 이미지가 디스플레이(40)상에 도시된다.
- <23> 픽셀 분류기(30)는 다양한 방식으로 동작할 수 있으며, 이것들 중의 하나의 실시예가 도 4에서 설명된다. 연속적인 획득된 이미지로부터의 픽셀 또는 복셀 데이터는 위치 단위로 이미지 신호의 레벨을 비교하는 임계치 검출기(32)에 적용된다. 제2 고조파 신호와 같은 적용된 조영제의 특징인 수신된 픽셀 또는 복셀이 도 2와 도 3에서 t_0 - t_2 시간 간격과 같은 주어진 시간대 동안에 하한 임계치1을 초과할 때, 이 이미지 위치에서의 픽셀은 초기 위시-인 대비 픽셀 또는 복셀로서 분류되고, 파라미터화된 이미지 버퍼(34)에서처럼 코딩된다. 다른 픽셀 또는 복셀 위치에서의 신호가 이 시간대 동안에 임계치1을 초과하므로, 파라미터화된 이미지 내의 간의 이미지는 간동맥과 존재하는 임의의 HCC 손상의 근처에서 특징적인 색상 또는 밝기를 증가시킨다. 대비의 구별적인 초기 위시-인의 증가는 버퍼의 파라미터화된 이미지를 주기적으로 디스플레이함으로써 실시간에 관찰될 수 있거나, 초음파 시스템은 이 시간대가 종료할 때까지 대기할 수 있으며, 초기 위시-인의 증가는 파라미터화된 이미지 내의 마지막 초기 위시-인을 디스플레이하기 전에 종결된다. 파라미터화된 이미지는 IVC로부터 대비의 보다 나중의 도달 이전에{즉, 도 2와 도 3의 곡선(74)의 상승 이전에} 시간대의 종료에 의해, 그리고 단지 더 나중에 도달하는 조영제에 의해서만 달성되도록 기대되는 레벨인 상한 임계치2 이상의 신호 레벨의 검출을 방지함으로써(도 4 참조) 대비의 요구되는 초기 위시-인만을 디스플레이하는 것에 제한된다.
- <24> 도 5는 픽셀 분류기의 다른 실시예를 설명한다. 이 실시예에서, 연속적인 획득된 이미지로부터의 픽셀 또는 복셀 데이터가 임계치와 비교되고, (잡음 레벨 이상이라고 가정되는) 이 임계치를 초과하는 것이 도달 검출기(52)의 시간에 적용된다. 도달 검출기(52)의 시간은 타이머(56)가 동작중일 때, 이 간격 동안에 동작한다. 타이머(56)는 도 3의 시간 t_1 에 발생하는 것이 기대될, 임계치를 초과하기 위한 제1 픽셀값에 의해 시작될 수 있고, t_1 - t_2 간격 동안에 동작한 후에, 종료할 것이다. 따라서, 초기의 위시-인 픽셀과 복셀의 특징적인 초기 신호 레벨이 이 시간 간격 동안에 식별된다. 만약 초기 위시-인 픽셀 또는 복셀의 식별이 타이머(56)의 종료 전에 끝났다면, 타이머는 도달 검출기(52)의 시간까지 보다 나중에 도달하는 대비 픽셀 또는 복셀의 검출을 방지하기 위해 더 일찍 정지할 것이다. 이전과 마찬가지로, 식별된 초기 위시-인 또는 복셀 위치가 이미지 버퍼(54)의 파라미터화된 이미지 내에 코딩되고, 파라미터화된 이미지가 증가되는 실시간에, 또는 초기 위시-인 픽셀 또는 복셀의 증가가 종결된 후에 디스플레이된다.
- <25> 픽셀 분류기의 다른 실시예가 도 6에 도시된다. 이 실시예에서, 연속적인 획득된 이미지의 픽셀 또는 복셀(voxel) 값은 임시 픽셀 데이터 맵(60)에 저장되며, 한편 조영제는 간으로 흘러들어 가서, 간으로부터 빠져나가기 시작한다. 데이터 맵은 이미지 필드 내의 각각의 공간적으로 다른 위치에 대해 임시 신호 값을 저장한다. 그 결과는, 플로팅될 때, 도 2와 도 3에서 곡선(72)과 곡선(74)과 같은 곡선을 닮을 수 있는 데이터 맵 내의 각 위치에서의 연속적인 값이다. 각 곡선은 관류 곡선 데이터 소스(66)내에 저장된 특징적인 곡선 데이터와, 각 픽셀 또는 복셀 위치에서의 데이터 곡선을 분석적으로 비교하는 커브-피트 처리기(62)에 의해 분석된다. 만약 주어진 픽셀 또는 복셀 위치가 특징적 곡선(72)에 맞다면, 예를 들면, 그 위치는 파라미터화된 이미지 버퍼(64)의 이미지 내의 초기 위시-인 위치로서 분류된다. 만약 주어진 위치에서의 곡선이 곡선(74)에 매칭이 된다면, 그 픽셀 또는 복셀 위치는 정상 조직으로서 분류된다. 그 결과는 간에서의 초기 위시-인 부위를 강조하는 버퍼(64)에

서 발생된 파라미터화된 이미지일 것이다. 다른 실시예와 마찬가지로, 이 실시예는, 간 이미지의 남은 부분에서의 정상 조직과 비교되어, 간이 대비와 함께 초기 라이팅(lighting)을 경험하는 지점을 식별하기 위해 전체 이미지 영역을 분석하기 위해 구성될 수 있다.

<26> 많은 이러한 기술의 민감도와 정확도는 시간의 기간에 걸쳐 동일 이미지 지점으로부터 신호 데이터 시퀀스를 신뢰성있게 수신할 수 있는 것에 의존하여서, 동일 지점으로부터의 시간적 데이터는 분석될 것이고, 의심이 가는 위치가 파라미터화된 이미지내에서 정확히 표시될 것이라는 것이 인식될 것이다. 이러한 능력은 호흡으로부터 야기되는 것과 같은 프로브(probe) 움직임과 환자 움직임을 포함하는 움직임의 존재에서 절충될 것이다. 이러한 문제점을 다루는 초음파 시스템이 도 1의 변형인, 도 7에서 도시되는데, 이 두 도면들에서 동일한 참조 번호는 동일한 기능을 표시한다. 도 7의 실시예는 획득된 이미지 시퀀스 내에서 연속적인 이미지를 공간적으로 정렬하여, 이미지-대-이미지 효과를 감소시키거나 제거하기 위해 동작하는 이미지 정렬 처리기(28)를 포함한다. 다수의 기술이 이미지 정렬 처리기를 구현하기 위해 채용될 수 있으며, 이것에는 "초음파 이미지 안정화 시스템과 방법"이란 명칭의 미국 특허 6,589,176과 "초음파 이미징 시스템 내에서의 조직 중심의 스캔 변환을 위한 방법과 장치"에서 도시되고 설명된 기술들을 포함한다. 일반적으로, 이러한 두 개의 접근법들의 각각은 프로브 움직임 센서와 같은 디바이스에 의해 제공되는 연속적인 이미지 또는 움직임 데이터의 비교에 의해 인터-프레임 움직임을 추출한다. 둘 중 어느 경우에 있어서, 측정된 움직임은 연속적인 이미지를 정렬하기 위해 사용된다. 고조파 신호 레벨이 신뢰성 있게 이미지를 정렬하기에는 너무 낮을 때가 생길 수 있기 때문에, 기본 주파수 조직 이미지와 함께 이미지 정렬을 수행하는 것이 바람직할 수 있다. 이런 방식으로, 연속적인 이미지 내의 동일한 픽셀 또는 복셀이 신체내의 동일한 지점에 대응해서 이에 따라 분석을 위한 이미지의 필드 내의 각 위치로부터 정확하고, 공간적으로 상관된 시간적 데이터를 생성할 것이다.

<27> 따라서, 본 발명의 실시예는, 대비와 함께 보다 느리게 종종 채워질 혈관종과 같은 악성 구조체와 정상 조직을 비교할 때, 2차원 또는 3차원 초음파 이미지내의 초기 대비 위시-인 부위들을 강조함으로써 잠재적인 HCC 손상을 구별할 수 있다. 전형적인 진단에서, 잠재적인 HCC 손상은 먼저 대비와 함께 밝게 될 것이고, 정상적인 간 조직이 10-20초 후에 밝게 될 것인데, 혈관종이 채워지고 밝게 될 때까지 완전한 120초가 일반적으로 걸리게 된다.

산업상 이용 가능성

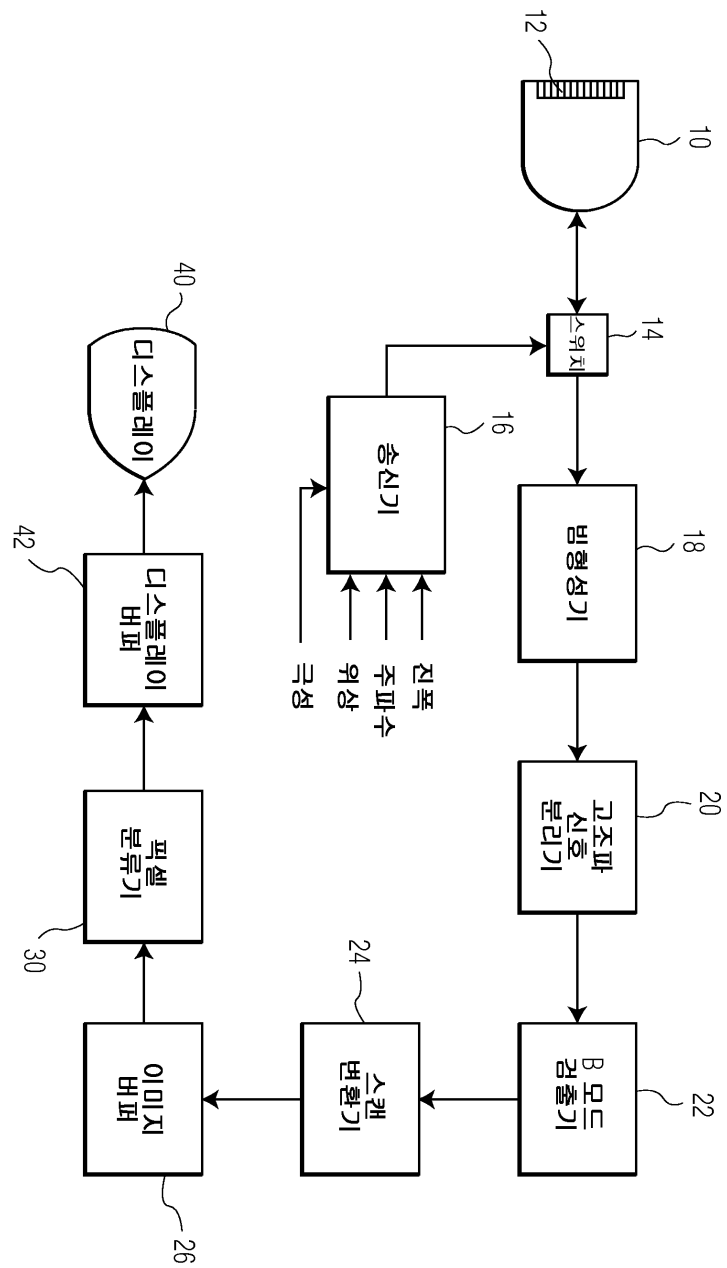
<28> 본 발명은 초음파 진단 이미징 시스템에 이용가능하며, 보다 특별하게는 간의 손상을 진단하기 위한 초음파 시스템과 방법에 이용가능하다.

도면의 간단한 설명

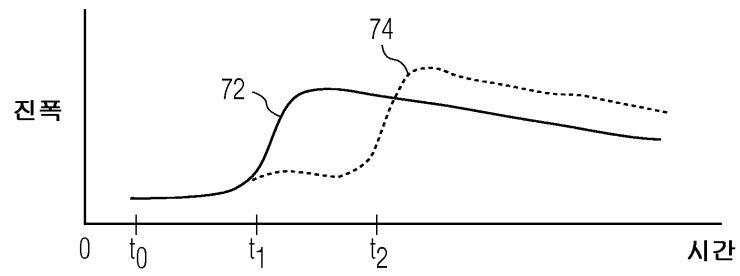
- <6> 도 1은 본 발명의 원리에 따라 구성된 초음파 진단 이미징 시스템을 형성하는 블록도.
- <7> 도 2와 도 3은 간에서의 정상 조직과 손상에 대해서 시간이 경과함에 따른 픽셀 값의 비교를 도시한 도면.
- <8> 도 4는 본 발명의 원리에 따라 구성된 신호 분류기의 일실시예를 도시한 도면.
- <9> 도 5는 본 발명의 원리에 따라 구성된 신호 분류기의 다른 실시예를 도시한 도면.
- <10> 도 6은 본 발명의 원리에 따라 구성된 신호 분류기의 다른 실시예를 도시한 도면.
- <11> 도 7은 본 발명의 원리에 따라 분류에 대한 이미지 데이터를 정렬하는 초음파 진단 이미징 시스템을 형성하는 것을 설명하는 블록도.

도면

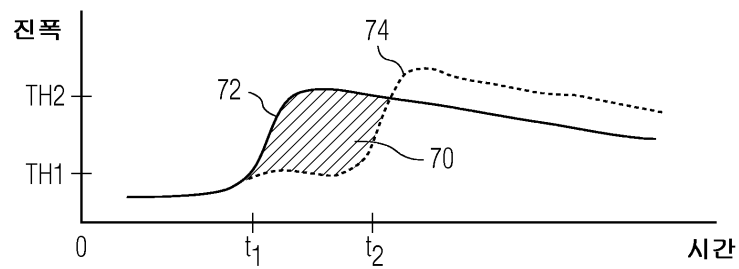
도면1



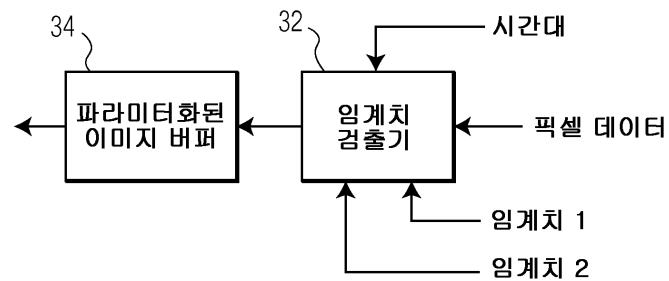
도면2



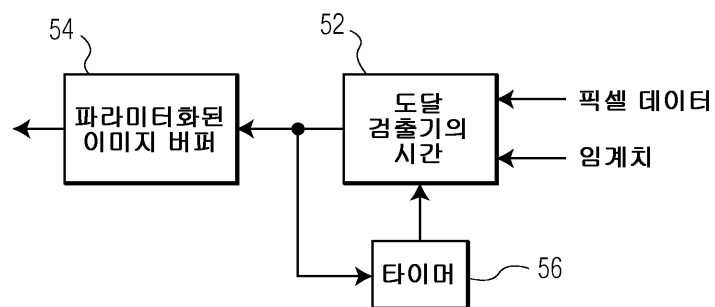
도면3



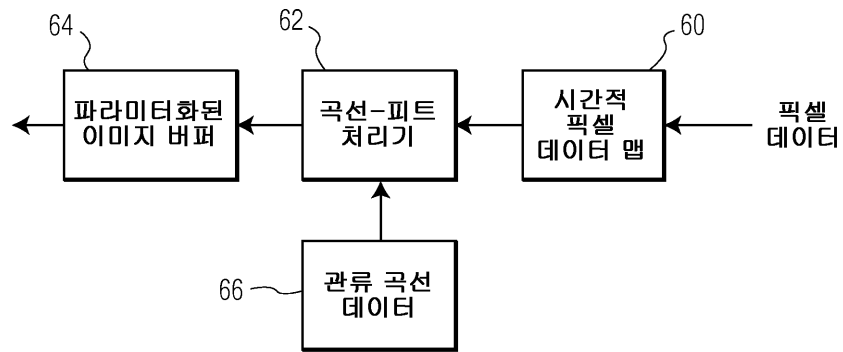
도면4



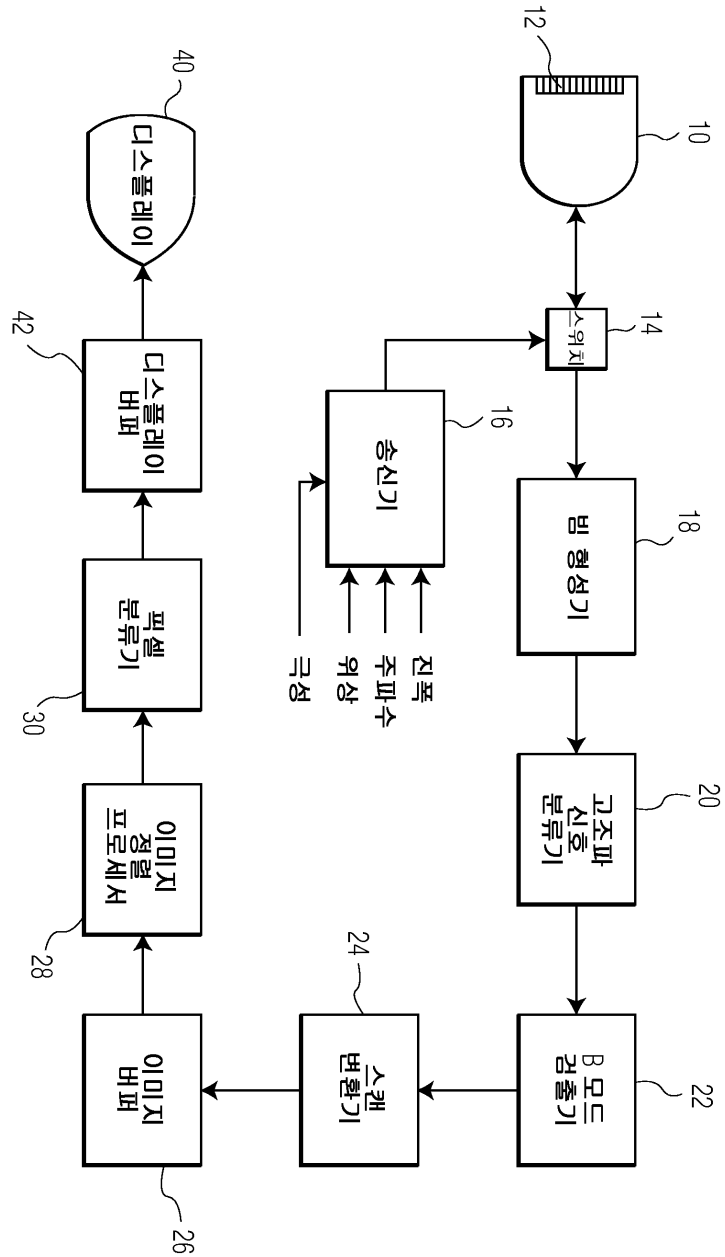
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	一种用于检测肝脏损伤的方法和一种超声诊断成像系统		
公开(公告)号	KR1020070110855A	公开(公告)日	2007-11-20
申请号	KR1020077019009	申请日	2006-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	科宁欣克利凯恩菲利普斯日元.V.		
[标]发明人	BRUCE MATTHEW 브루스매튜 POWERS JEFFRY 파워즈제프리 GARG ROHIT 가르지로히트 SKYBA DAN 스키바단 AVERKIOU MICHALAKIS 아버키오우미칼라키스		
发明人	브루스,매튜 파워즈,제프리 가르지,로히트 스키바,단 아버키오우,미칼라키스		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/7264 A61B8/085 A61B8/481 G16H50/20		
代理人(译)	文京的		
优先权	60/655824 2005-02-23 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

与周围正常组织和良性生长相比，在造影剂超声检查期间通过其早期接受对比和在推注射后增亮来检测显著的肝脏生长，例如HCC病变。像素分类器查找并识别像素或体素区域，其中发生对比度的这种早期洗入并且表示参数图像中的这些像素或体素位置。像素分类器分析来自图像序列的像素或体素值，并通过对参与肝图像中的早期洗涂点进行唯一编码来识别图像中的可疑区域。©KIPO & WIPO 2008

