

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0068356

(43) 공개일자 2020년06월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/08 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 8/5207 (2013.01)

A61B 5/0095 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2018-0155239

(22) 출원일자 2018년12월05일

심사청구일자 2018년12월05일

(71) 출원인

전북대학교산학협력단

전라북도 전주시 덕진구 백제대로 567 (덕진동1가)

(72) 발명자

함운철

전라북도 전주시 완산구 세내로 239, 107동 1703호(효자동2가, 더샵효자아파트)

바트바야르 엔크바트

전라북도 전주시 덕진구 들사평4길 26-2, 401호(덕진동1가)

(74) 대리인

유미특허법인

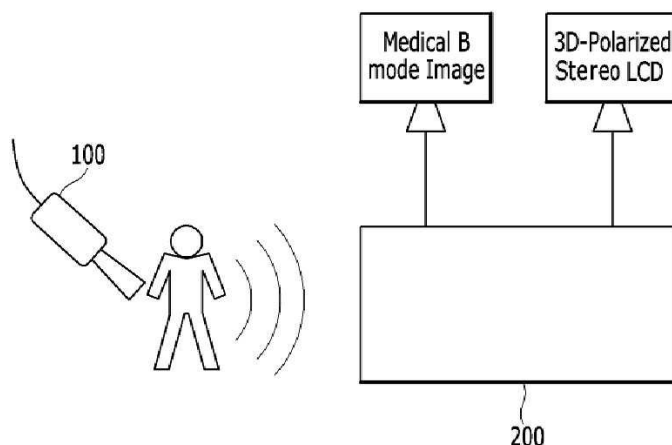
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 초음파 의료 진단을 위한 이미지 재구성 장치 및 그 방법

(57) 요약

본 발명은 초음파 의료 진단을 위한 이미지 재구성 장치 및 그 방법에 관한 것으로, 이미지 재구성 장치는 연동되는 초음파 의료 기기에서 방출되는 광대역 초음파 신호를 다채널 아날로그 신호로 측정하는 신호 측정부, 신호 측정부에서 측정한 다채널 아날로그 신호를 복수 개의 멀티칩 모듈을 이용하여 디지털 신호로 변환하는 변환부, 그리고 변환부에서 변환된 상기 디지털 신호를 시간 영역에 따른 신호 처리로 이미지를 재구성하는 알고리즘에 적용하여 영상을 재구성하는 영상 처리부를 포함한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 8/54 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10052749

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원

연구사업명 산업기술혁신사업

연구과제명 다기능 3d 초음파 영상기바 심장, 혈관 실시간 진단시스템 기술개발

기 여 율 1/1

주관기관 전북대학교 산학협력단

연구기간 2015.06.01~2021.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

연동되는 초음파 의료 기기에서 방출되는 광대역 초음파 신호를 다채널 아날로그 신호로 측정하는 신호 측정부, 상기 신호 측정부에서 측정한 다채널 아날로그 신호를 복수 개의 멀티칩 모듈을 이용하여 디지털 신호로 변환하는 변환부, 그리고

상기 변환부에서 변환된 상기 디지털 신호를 시간 영역에 따른 신호 처리로 이미지를 재구성하는 알고리즘에 적용하여 광음향 이미지를 재구성하는 영상 처리부

를 포함하는 초음파 의료 진단을 위한 이미지 재구성 장치.

청구항 2

제1항에서,

상기 영상 처리부는,

재구성될 영역을 회색 영역으로 표시하고, 상기 회색 영역을 미리 설정된 크기의 그리드 영역으로 나누어 상기 그리드 영역마다 상기 알고리즘에 적용하여 초음파 소스의 광음향 이미지를 재구성하는 이미지 재구성 장치.

청구항 3

제1항에서,

상기 영상 처리부는,

다음 수학적식을 이용하여 디지털 신호를 시간 영역에 따른 신호 처리하여 광음향 이미지($m_0(i, j)$)를 재구성하는 이미지 재구성 장치.

$$m_0(i, j, k) = \frac{1}{l(i, j, k)} \sum_{t_i=-N}^N |p(k, t(i, j, k) + t_i T)|$$

$$m_1(i, j, k) = \frac{t^2(i, j, k)}{1 + \alpha t^2(i, j, k)} m_0(i, j, k)$$

$$m_0(i, j) = \sum_{k=1}^{N_1} m_1(i, j, k)$$

여기서, $t(i, j, k)$ 는 i 에 의존하는 시간 함수이고, j 는 탐색 영역의 인덱스이고, k 는 광음향 검출 소자의 요소이고, $l(i, j, k)$ 는 탐색 영역에서의 호 길이이며, 호의 반경은 탐색 영역에서의 해당 광음향 대상과 광음향 검출 소자의 k 번째 요소이고, $p(k, t)$ 는 k 번째 센서 요소의 광음향 신호이며, T 는 광음향 센서 신호의 샘플링 시간을 나타내고, α 는 양의 상수임

청구항 4

제1항에서,

상기 영상 처리부는,

상기 재구성된 이미지를 그래픽처리, 볼륨 렌더링, 스테레오 기능을 접목하여 3D 이미지로 생성하는 이미지 재구성 장치.

청구항 5

제1항에서,

상기 변환부는,

복수 개의 멀티칩 모듈에 대하여 비트 클럭의 실수를 변경하거나 일부 신호를 제어할 수 있는 맞춤형 IP 코어를 더 포함하고,

상기 맞춤형 IP 코어는 원자료를 포착하여 캡처모드로 구성된 IP 코어를 IP 블록에 저장하여, 미리보기를 제공하는 이미지 재구성 장치.

청구항 6

제1항에서,

복수개의 평평 버퍼를 통해 실시간으로 동시에 데이터를 표시, 전송 또는 캡처를 수행하는 이미지 재구성 장치.

청구항 7

이미지 재구성 장치를 통해 초음파 의료 진단을 위한 이미지 재구성하는 방법이 구현된 프로그램이 저장된 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체에 있어서,

상기 프로그램은,

연동되는 초음파 의료 기기에서 방출되는 광대역 초음파 신호를 다채널 아날로그 신호로 측정하는 기능,

측정한 다채널 아날로그 신호를 복수 개의 멀티칩 모듈을 이용하여 디지털 신호로 변환하는 기능,

상기 디지털 신호를 시간 영역에 따른 신호 처리로 이미지를 재구성하는 알고리즘에 적용하여 광음향 이미지를 재구성하는 기능을

을 실현시키기 위한 것인, 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체.

청구항 8

제7항에서

상기 광음향 이미지를 재구성하는 기능은,

다음 수학적식을 이용하여 디지털 신호를 시간 영역에 따른 신호 처리하여 광음향 이미지($m_0(i, j)$)를 재구성하는 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체.

$$m_0(i, j, k) = \frac{1}{l(i, j, k)} \sum_{t_i=-N}^N |p(k, t(i, j, k) + t_i T)|$$

$$m_1(i, j, k) = \frac{t^2(i, j, k)}{1 + \alpha t^2(i, j, k)} m_0(i, j, k)$$

$$m_0(i, j) = \sum_{k=1}^{N_1} m_1(i, j, k)$$

여기서, $t(i, j, k)$ 는 i 에 의존하는 시간 함수이고, j 는 탐색 영역의 인덱스이고, k 는 음향 검출기의 요소이고, $l(i, j, k)$ 는 탐색 영역에서의 호 길이이며, 호의 반경은 탐색 영역에서의 해당 광음향 대상과 광음향 장치의 k 번째 요소이고, $p(k, t)$ 는 k 번째 센서 요소의 광음향 신호이며, T 는 광음향 센서 신호의 샘플링 시간을 나타내고, α 는 양의 상수임

청구항 9

제8항에서

상기 광음향 이미지를 재구성하는 기능은,

재구성될 영역을 회색 영역으로 표시하고, 상기 회색 영역을 미리 설정된 크기의 그리드 영역으로 나누어 상기 그리드 영역마다 상기 알고리즘에 적용하여 초음파 초음파 소스의 광음향 이미지를 재구성하는 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체.

청구항 10

제7항에서

복수 개의 멀티칩 모듈에 대하여 비트 클럭의 실수를 변경하거나 일부 신호를 제어할 수 있는 맞춤형 IP 코어를 더 포함하고,

상기 맞춤형 IP 코어는 원자료를 포착하여 캡처모드로 구성된 IP 코어를 IP 블록에 저장하여, 미리보기를 제공하는 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 의료 진단을 위한 이미지 재구성 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 심혈관 질환은 국내 사망원인 2위로, 단일 질환으로는 사망원인이 1위로 기록되고 있다. 특히 중년 돌연사 원인에서 1위로도 심혈관질환이 지목됨에 따라 심장 질환 예방에 대한 중요성이 대두되고 있다.

[0004] 특히, 취약동맥경화반은 경화반 모자의 균열이나 파열로 혈관 내 급성 혈전 형성과 원위부 색전, 혈관폐쇄 등의 심각한 상황을 초래한다. 따라서, 취약동맥경화반의 유무와 위치 판별은 조기 진단에 핵심적인 요소로 중요하다.

- [0005] 현재, 자기공명영상(MRI), 컴퓨터단층촬영(CT), 혈관조영검사(angiography), 초음파 영상 기기등을 이용하여 검사를 진행할 수 있다. 그 중에서도 심장 초음파는 실시간으로 심장의 움직임을 확인할 수 있고, 심장의 해부학적 구조의 이상, 심장 기능, 심장내 압력등을 실시간으로 비침습적으로 관찰할 수 있는 검사법으로 대부분 심장 질환 진단에 사용된다.
- [0006] 하지만, 몸 안 깊숙히 위치하고 있는 심장의 해부학적 구조로 인해 심장 자체의 기능 및 구조가 복잡하고 폐, 늑골뼈 등으로 인해 측정과 검사가 복잡해지고, 제한적으로 측정된다. 이러한 이유로 심장 초음파를 통해 심혈관 질환을 진단하기에는 숙련된 사용자와 비 숙련자간의 차이가 크게 나타난다.
- [0007] 또한, 이러한 검사를 수행할 때, 심장 초음파를 수집하여 재구성된 이미지를 생성하는 과정에서 심장의 빠른 움직임으로 인해 잡음 발생 확률이 커지고, 높은 품질의 이미지 생성이 어려워, 심장 질환에 대한 진단하기에 어려움이 많다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0009] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 초음파 의료 진단 신호를 수신하여 분석시간을 단축시키고 이미지 품질을 향상시켜 초음파 의료 진단을 위한 재구성된 이미지를 제공하는 장치 및 그 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0011] 본 발명의 일실시예에 따른 음파 의료 진단을 위한 이미지 재구성 장치는 초음파 의료 기기에서 방출되는 광대역 초음파 신호를 다채널 아날로그 신호로 측정하는 신호 측정부, 신호 측정부에서 측정한 다채널 아날로그 신호를 복수 개의 멀티칩 모듈을 이용하여 디지털 신호로 변환하는 변환부, 그리고 변환부에서 변환된 디지털 신호를 시간 영역에 따른 신호 처리로 이미지를 재구성하는 알고리즘에 적용하여 광음향 이미지를 재구성하는 영상 처리부를 포함한다.
- [0012] 영상 처리부는 재구성될 영역을 회색 영역으로 표시하고, 회색 영역을 미리 설정된 크기의 그리드 영역으로 나누어 그리드 영역마다 알고리즘에 적용하여 초음파 소스의 광음향 이미지를 재구성할 수 있다.
- [0013] 영상 처리부는, 다음 수학적식을 이용하여 디지털 신호를 시간 영역에 따른 신호 처리하여 광음향 이미지($m_0(i, j)$)를 재구성할 수 있다.

$$m_0(i, j, k) = \frac{1}{l(i, j, k)} \sum_{t_i=-N}^N |p(k, t(i, j, k) + t_i T)|$$

$$m_1(i, j, k) = \frac{t^2(i, j, k)}{1 + \alpha t^2(i, j, k)} m_0(i, j, k)$$

$$m_0(i, j) = \sum_{k=1}^{N_1} m_1(i, j, k)$$

- [0014]
- [0015] 여기서, $t(i, j, k)$ 는 i 에 의존하는 시간 함수이고, j 는 탐색 영역의 인덱스이고, k 는 광음향 검출 소자의 요소이고, $l(i, j, k)$ 는 탐색 영역에서의 호 길이이며, 호의 반경은 탐색 영역에서의 해당 광음향 대상과 광음향 검출 소자의 k 번째 요소이고, $p(k, t)$ 는 k 번째 센서 요소의 광음향 신호이며, T 는 광음향 센서 신호의 샘플링 시간을 나타내고, α 는 양의 상수임.
- [0016] 영상 처리부는, 재구성된 이미지를 그래픽처리, 볼륨 렌더링, 스테레오 기능을 접목하여 3D 이미지로 생성할 수 있다.

[0017] 변환부는 복수 개의 멀티칩 모듈에 대하여 비트 클럭의 실수를 변경하거나 일부 신호를 제어할 수 있는 맞춤형 IP 코어를 더 포함하고, 맞춤형 IP 코어는 원자료를 포착하여 캡처모드로 구성된 IP 코어를 IP 블록에 저장하여, 미리보기를 제공할 수 있다.

[0018] 복수개의 펌프 버퍼를 통해 실시간으로 동시에 데이터를 표시, 전송 또는 캡처를 수행할 수 있다.

[0019] 본 발명의 일실시예에 따른 이미지 재구성 장치를 통해 초음파 의료 진단을 위한 이미지 재구성하는 방법이 구현된 프로그램이 저장된 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체에 있어서, 프로그램은, 연동되는 초음파 의료 기기에서 방출되는 광대역 초음파 신호를 다채널 아날로그 신호로 측정하는 기능, 측정한 다채널 아날로그 신호를 복수 개의 멀티칩 모듈을 이용하여 디지털 신호로 변환하는 기능, 디지털 신호를 시간 영역에 따른 신호 처리로 이미지를 재구성하는 알고리즘에 적용하여 광음향 이미지를 재구성하는 기능을 을 실현시키기 위한 것이다.

발명의 효과

[0021] 본 발명에 따르면 고속 푸리에 변환(FFT, Fast Fourier Transform)에 기반한 Radon 변환 방법이 아닌 시간 영역에서 신호처리를 수행함으로써, 이미지를 분석 및 재구성하는 시간을 단축하고, 편차 문제를 해결하여 이미지 품질을 향상시킬 수 있다.

[0022] 또한, 본 발명에 따르면, 빠르고 고품질의 이미지를 제공함으로써, 숙련된 사용자 이외에도 심장 질환의 진단의 정확도를 높일 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0024] 도 1은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 초음파 의료 기구와 연계한 초음파 이미지 제공 시스템을 설명하기 위한 도면이다.

도 2는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 이미지 재구성 장치를 나타낸 구성도이다.

도 3은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 64채널의 멀티칩 모듈을 가지는 이미지 재구성 장치를 설명하기 위한 예시도이다.

도 4는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 멀티칩 모듈의 시간별 출력을 나타내는 예시도이다.

도 5는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 맞춤형 IP 코어를 나타내는 예시도이다.

도 6은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 이미지 재구성 장치의 16채널 멀티칩 모듈을 구현하기 위한 예시도이다.

도 7은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 펌프 버퍼를 나타낸 예시도이다.

도 8은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 캡처된 신호 및 미리 보기 화면을 나타낸 예시도이다.

도 9는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 이미지 재구성을 수행하는 알고리즘을 설명하기 위한 도면이다.

도 10은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 알고리즘의 결과물을 나타낸 예시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0025] 아래에서는 첨부한 도면을 참고로 하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0026] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.

[0027] 도 1은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 초음파 의료 기구와 연계한 초음파 이미지 제공 시스템을 설명하기 위

한 도면이다.

- [0028] 도 1에 도시한 바와 같이, 펄스 레이저(100, Pulsed Laser)를 통해 사용자의 초음파 검사를 진행하는 과정에서, 이미지 재구성 장치(200)는 초음파 신호를 측정하여 재구성된 이미지(medical B mode Image)를 제공하거나 3D 영상(3D-polarized stereo LCD)을 제공할 수 있다.
- [0029] 일반적으로 레이저 전파 신호가 사람의 생물 조직으로 전달되면, 전달된 에너지 중 일부가 흡수되어 열로 변환되면서 일시적으로 열탄성팽창이 일어나 MHz의 광대역 초음파 방출을 유도한다.
- [0030] 이미지 재구성 장치(200)는 펄스 레이저(100)에서 방출되는 초음파를 L14-5/38 초음파 선형 검사법을 사용하여 측정할 수 있다. 그런 다음 측정된 초음파 신호에 대한 다채널의 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환한다.
- [0031] 이때, 이미지 재구성 장치(200)는 복수개의 멀티칩 모듈(AFE5816)를 이용하여 디지털 신호로 변환할 수 있다. 여기서, AFE5816는 고성능, 저전력 및 소형이 요구되는 초음파 시스템에 적합한 통합 아날로그 프론트 엔드(AFE) 솔루션을 나타낸다. AFE5816는 VCA와 ADC-CONV의 두 가지 집적회로(Die)를 포함하는 멀티칩 모듈이다. 각 집적회로는 총 16개의 채널을 가지고 있는데 VCA의 각 채널은 시간 이득 보정(Time Gain Compensation; TGC) 모드와 연속파(Continuous Wave; CW)의 두 가지 모드로 구성되어 있다. TGC 모드에서 각 채널은 입력 감쇠기(ATTEN), 가변 이득 저잡음 증폭기(LNA)와 3차 로우패스 필터를 포함하며 감쇠기는 감쇠 범위를 8dB에서 0dB 까지 지원하고, LNA는 14dB에서 45dB까지 가변이득을 지원한다. 또한, LPF 컷오프 주파수는 10MHz, 15MHz, 20MHz, 25MHz로 구성되어 주파수가 다른 초음파 애플리케이션을 지원할 수 있다. AFE5816의 출력은 프레임 클락(1 LVDS), 비트 클락(1 LVDS), 데이터(16 LVDS)이다.
- [0032] 이미지 재구성 장치(200)는 이러한 AFE5816를 복수개 이용하여 디지털 신호로 변환한다. 그리고 이미지 재구성 장치(200)는 변환된 디지털 신호를 시간 영역에 따라 신호 처리하여 이미지를 재구성할 수 있다.
- [0033] 이처럼, 이미지 재구성 장치(200)는 디지털 신호 변환을 위해 멀티칩 모듈인 AFE5816를 이용하는 것으로 설명하였지만, 반드시 한정하는 것은 아니고, 디지털 신호를 변환하는 멀티칩 모듈 중에서 하나 또는 복수개를 이용할 수 있다.
- [0034] 또한, 이미지 재구성 장치(200)는 재구성된 이미지를 연동되는 인터페이스를 통해 디스플레이 하거나 별도의 데이터베이스에 저장할 수 있다. 또한 이미지 재구성 장치(200)는 질환 진단에 용이하도록 재구성된 이미지를 3차원 영상으로 변환하여 제공할 수 있으며, 이미지의 특성을 계산하여 질환 진단에 대한 확률적인 값을 제공할 수 있다.
- [0035] 그리고 이미지 재구성 장치(200)는 영상을 제공하는 인터페이스 장치(미도시함)와 네트워크로 연결되어 데이터를 송수신할 수 있다. 여기서 네트워크는 유선 통신 네트워크, 근거리 또는 원거리 무선 통신 네트워크, 이들이 혼합된 네트워크 등 데이터를 전달하는 모든 형태의 통신 네트워크를 포함할 수 있다.
- [0036] 한편, 도 1에 도시한 바와 같이, 이미지 재구성 장치(200)를 별도의 장치로 표시하였지만, 임베디드 시스템 형식으로 펄스 레이저(100)를 포함하는 초음파 의료 기기 내에 장착될 수 있다. 또한, 이미지 재구성 장치(200)를 구성하는 신호 측정부(210)와 변환부(220)는 초음파 신호 수신기와 같은 장치로 형성되고, 영상 처리부(230)는 PC 등과 같은 단말로 형성되어 각각 분리되어 형성될 수 있다.
- [0037] 이처럼 이미지 재구성 장치(200)는 각각 서버, 단말, 또는 이들이 결합된 형태일 수 있다.
- [0038] 단말은 각각 메모리(memory), 프로세서(processor)를 구비함으로써 연산 처리 능력을 갖춘 장치를 통칭하는 것이다. 예를 들어, 퍼스널 컴퓨터(personal computer), 핸드헬드 컴퓨터(handheld computer), PDA(personal digital assistant), 휴대폰, 스마트 기기, 태블릿(tablet) 등이 있다.
- [0039] 서버는 복수개의 모듈(module)이 저장되어 있는 메모리, 그리고 메모리에 연결되어 있고 복수개의 모듈에 반응하며, 단말에 제공하는 서비스 정보 또는 서비스 정보를 제어하는 액션(action) 정보를 처리하는 프로세서, 통신 수단, 그리고 UI(user interface) 표시 수단을 포함할 수 있다.
- [0040] 메모리는 정보를 저장하는 장치로, 고속 랜덤 액세스 메모리(high-speed random access memory, 자기 디스크 저장 장치, 플래시 메모리 장치, 기타 비휘발성 고체 상태 메모리 장치(non-volatile solid-state memory device) 등의 비휘발성 메모리 등 다양한 종류의 메모리를 포함할 수 있다.
- [0041] 통신 수단은 단말과 서비스 정보 또는 액션 정보를 실시간으로 송수신한다.

- [0042] UI 표시 수단은 시스템의 서비스 정보 또는 액션 정보를 실시간으로 출력한다. UI 표시 수단은 UI를 직접적 또는 간접적으로 출력하거나 표시하는 독립된 장치일 수도 있으며, 또는 장치의 일부분일 수도 있다.
- [0043] 다음으로 도 2 내지 도 10를 이용하여 초음파 의료 진단을 위한 이미지를 재구성하여 제공하는 이미지 재구성 장치에 대해서 상세하게 설명한다.
- [0044] 도 2는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 이미지 재구성 장치를 나타낸 구성도이고, 도 3은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 64채널의 멀티칩 모듈을 가지는 이미지 재구성 장치를 설명하기 위한 예시도이다. 도 4는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 멀티칩 모듈의 시간별 출력을 나타내는 예시도이고, 도 5는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 맞춤형 IP 코어를 나타내는 예시도이다.
- [0045] 도 2에 도시한 바와 같이, 이미지 재구성 장치(200)는 신호 측정부(210), 변환부(220) 그리고 영상 처리부(230)를 포함한다.
- [0046] 먼저, 신호 측정부(210)는 레이저 전파 신호가 사용자 몸에 닿아 방출되는 광대역 초음파 신호를 다채널 아날로그 신호로 측정한다. 도 3의 (a)와 (b)에서와 같이, 초음파 탐침 기기(L14-5/38)를 통해 신호 측정부(210)는 초음파 선형 검사법을 초음파 선형 검사법을 사용하여 초음파 신호를 측정할 수 있으며, 64채널의 아날로그 신호로 측정이 가능하다.
- [0047] 다음으로 변환부(220)는 측정된 다채널 아날로그 신호를 복수 개의 멀티칩 모듈을 이용하여 디지털 신호로 변환한다. 변환부(220)는 16개의 채널을 가지는 멀티칩 모듈 4개를 이용할 수 있다.
- [0048] 변환부(220)는 멀티칩 모듈의 시간별 구성을 도 4와 같이 설정할 수 있다.
- [0049] 이에, 변환부(220)는 도 4에 도시한 멀티칩 모듈의 시간별 구성과 변환부(220)가 포함하는 필드 프로그래머블 게이트 어레이(Field Programmable Gate Array, FPGA)의 기능을 기반으로 복수개의 멀티칩 모듈을 제어하기 위한 맞춤형 IP 코어를 포함할 수 있다.
- [0050] 도 5에 도시한 바와 같이, 맞춤형 IP 코어는 고속 저전압 차등 시그널(LVDS)을 포착이 가능하도록 설계된다. 예를 들어, 맞춤형 IP 코어는 Slave AX14-Lite 인터페이스를 포함하여 사용자가 하드웨어를 수정하지 않고도 제어할 수 있도록 한다. 그리고 맞춤형 IP 코어는 7시리즈 FPGA의 BitSlip 기능을 사용하여 비트 클럭의 실수를 변경 가능하고, SoC용 비트 파일을 만들기 전에 일부 하드웨어 섹션이 구성되어 IP코어의 일부 신호도 제어할 수 있다.
- [0051] 멀티칩 모듈이 AFE5816 장치이라고 가정하면, 16채널 데이터 출력이 있기 때문에 맞춤형 IP 코어는 데이터 입력 레인이 16으로 구성된다. 한편, 멀티칩 모듈로 AFE5832나 AFE5809를 사용하게 되면 멀티칩 모듈은 각 멀티칩 모듈의 데이터 출력에 따라 32나 8의 입력 레인이 구성될 수 있다.
- [0052] 그리고 맞춤형 IP 코어는 수집된 데이터와 프레임 바이트가 맞으면 IP 블록인 BRAM으로 전송되며, 사용자가 제어할 수 있도록 제공할 수 있다. 이 경우 샘플링 주파수는 각 채널당 50MSPS로 구성될 수 있다.
- [0053] 본 발명에서 제안하는 맞춤형 IP 코어를 다음 16채널의 멀티칩 모듈을 포함하는 하드웨어를 구현하면 다음 도 6과 같다,
- [0054] 도 6은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 이미지 재구성 장치의 16채널 멀티칩 모듈을 구현하기 위한 예시도이다. 도 6의 (a)는 16채널 멀티칩 모듈을 구현한 하드웨어 섹션을 나타내고 (b)는 실제 구현된 모습을 나타낸 예시도이다.
- [0055] 도 6의 (a)는 맞춤형 IP 코어와 Cortex-A9 프로세서 및 기타 IP 코어를 SoC 내부에 연결하는 과정을 나타낸다.
- [0056] 맞춤형 IP 코어(LVDS receiver IP)는 원자료를 포착하여 캡처 모드로 구성된 IP 코어를 IP 블록 BRAM에 저장한다. 이러한 캡처 모드로 구성된 코어(IP Core for display interface)를 통해 미리보기를 제공할 수 있다.
- [0057] 그리고 IP 블록 BRAM에 저장된 데이터가 고성능(HP) 인터페이스를 통해 DDR3 RAM으로 전송된 후, 시스템을 실시간으로 실행하기 위해 외부 RAM에 4 개의 펌프 버퍼를 구현할 수 있다,
- [0058] 도 7은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 펌프 버퍼를 나타낸 예시도로, 변환부(220)는 입출력 데이터의 연속 스트림의 실현을 위해 이중 버퍼를 사용한다.
- [0059] 도 8은 맞춤형 IP 코어의 성능을 확인하기 위해 동일한 램프 신호를 각 채널에 적용한 상황에서 캡처한 신호의

구현 결과를 나타낸다.

[0060] 맞춤형 IP 코어의 성능을 확인하기 위해 Vivado Integrated Logic (ILA) IP 코어를 이용하였으며, 그 결과는 도 8의 (a)에서처럼 동일하게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 그리고 도 8의 (b)는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 캡처된 신호 및 미리 보기 화면을 나타낸 예시도이다.

[0061] 다음으로 영상 처리부(230)는 변환부에서 변환된 디지털 신호를 시간 영역에 따른 신호 처리로 이미지를 재구성하는 알고리즘에 적용하여 광음향 이미지를 재구성한다. 영상 처리부(230)는 종래의 초음파 영상 처리에서 일반적으로 사용되는 이산적 데이터에 대한 고속 푸리에 변환(fast Fourier transform, FFT) 및 역이산적 데이터에 대한 고속 푸리에 변환(inverse fast fourier transform, IFFT)를 사용하지 않고 시간 영역의 신호 처리만으로 영상을 재구성한다.

[0062] 영상 처리부(230)는 재구성될 검색 영역을 회색 영역으로 표시하고, 영역을 $N1 \times N2$ 그리드 영역으로 나누어 각 그리드 영역을 알고리즘을 통해 초음파 소스의 가능성을 표현할 수 있다.

[0063] 도 9는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 이미지 재구성을 수행하는 알고리즘을 설명하기 위한 도면이다.

[0064] 도 9에 도시한 바와 같이, 영상 처리부(230)는 다음 수학적 식 1을 이용하여 광음향 이미지($m_0(i, j)$)를 재구성할 수 있다.

[0065] [수학적 식 1]

$$m_0(i, j, k) = \frac{1}{l(i, j, k)} \sum_{t_i=-N}^N |p(k, t(i, j, k) + t_i T)|$$

$$m_1(i, j, k) = \frac{t^2(i, j, k)}{1 + \alpha t^2(i, j, k)} m_0(i, j, k)$$

$$m_0(i, j) = \sum_{k=1}^{N_1} m_1(i, j, k)$$

[0066]

[0067] 여기서, $t(i, j, k)$ 는 i 에 의존하는 시간 함수이고, j 는 탐색 영역의 인덱스이고, k 는 음향 검출기의 요소이다. $l(i, j, k)$ 는 탐색 영역에서의 호 길이이며, 호의 반경은 탐색 영역에서의 해당 음향 대상과 음향 검출기의 k 번째 요소이다. $p(k, t)$ 는 k 번째 센서 요소의 음향 신호이고, T 는 음향 센서 신호의 샘플링 시간이다. 알파는 양의 상수이다.

[0068] 이때, 알파는 광음향 파의 감쇠 계수를 고려하여 선택될 수 있다.

[0069] 한편, 영상 처리부(230)는 재구성된 이미지를 그래픽처리, 볼륨 렌더링, 스테레오 기능 등을 접목하여 3D 이미지를 생성하여 제공할 수 있다.

[0070] 또한, 영상 처리부(230)는 심장 질환 관련 진단을 위한 연산 처리를 통해 재구성된 이미지에 대한 진단 확률을 연산하여 제공할 수 있다.

[0071] 도 10은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 알고리즘의 결과물을 나타낸 예시도이다.

[0072] 도 10에 도시한 바와 같이, 알고리즘을 통해 시간영역의 신호 처리만으로도 영상이 재구성되며, 재구성되는 영상의 품질이 높은 것을 확인할 수 있다.

[0073] 본 발명의 실시예에 따르면 고속 푸리에 변환(FFT, Fast Fourier Transform)에 기반한 Radon 변환 방법이 아닌 시간 영역에서 신호처리를 수행함으로써, 이미지를 분석 및 재구성하는 시간을 단축하고, 편차 문제를 해결하여 이미지 품질을 향상시킬 수 있다.

[0074] 본 발명에서 나열한 구체적인 제품의 명칭 및 세세한 부품들에 대한 구성은 이해를 돕기 위한 예시로 반드시 해당 제품 또는 부품에 한정하는 것이 아니며, 추후에 사용자에게 의해 용이하게 변경 및 설계 가능하다.

[0075] 본 발명의 하나의 실시예에 따른 방법을 실행시키기 위한 프로그램은 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체에 기록될 수 있다.

[0076] 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체는 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체, CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체, 플롭티컬 디스크와 같은 자기-광 매체, 및 롬, 램, 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 여기서 매체는 프로그램 명령, 데이터 구조 등을 지정하는 신호를 전송하는 반송파를 포함하는 광 또는 금속선, 도파관 등의 전송 매체일 수도 있다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드가 포함된다.

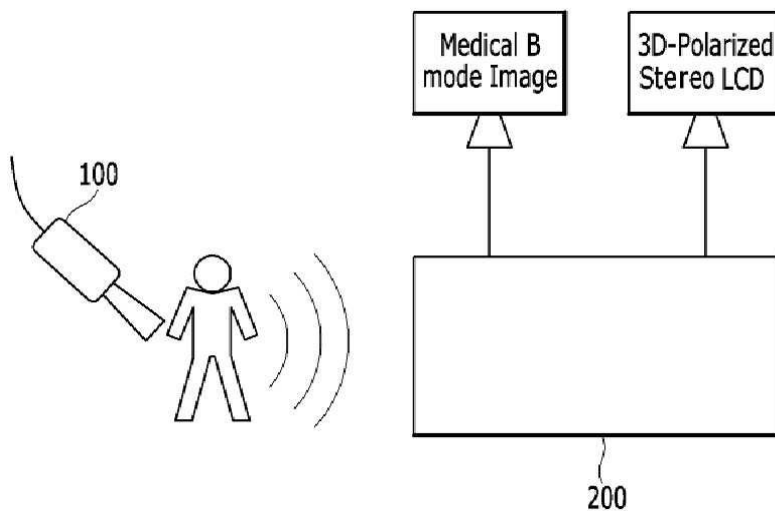
[0077] 이상에서 본 발명의 실시예에 대하여 상세하게 설명하였지만 본 발명의 권리범위는 이에 한정되는 것은 아니고 다음의 청구범위에서 정의하고 있는 본 발명의 기본 개념을 이용한 당업자의 여러 변형 및 개량 형태 또한 본 발명의 권리범위에 속하는 것이다.

부호의 설명

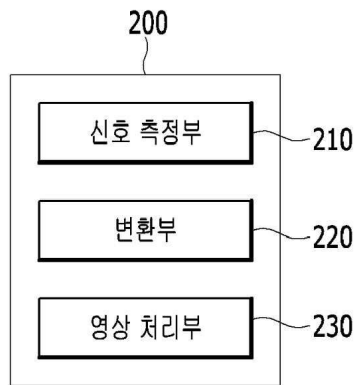
[0078]	100: 펄스 레이저	200: 이미지 재구성 장치
	210: 신호 측정부	220: 변환부
	230: 이미지 처리부	

도면

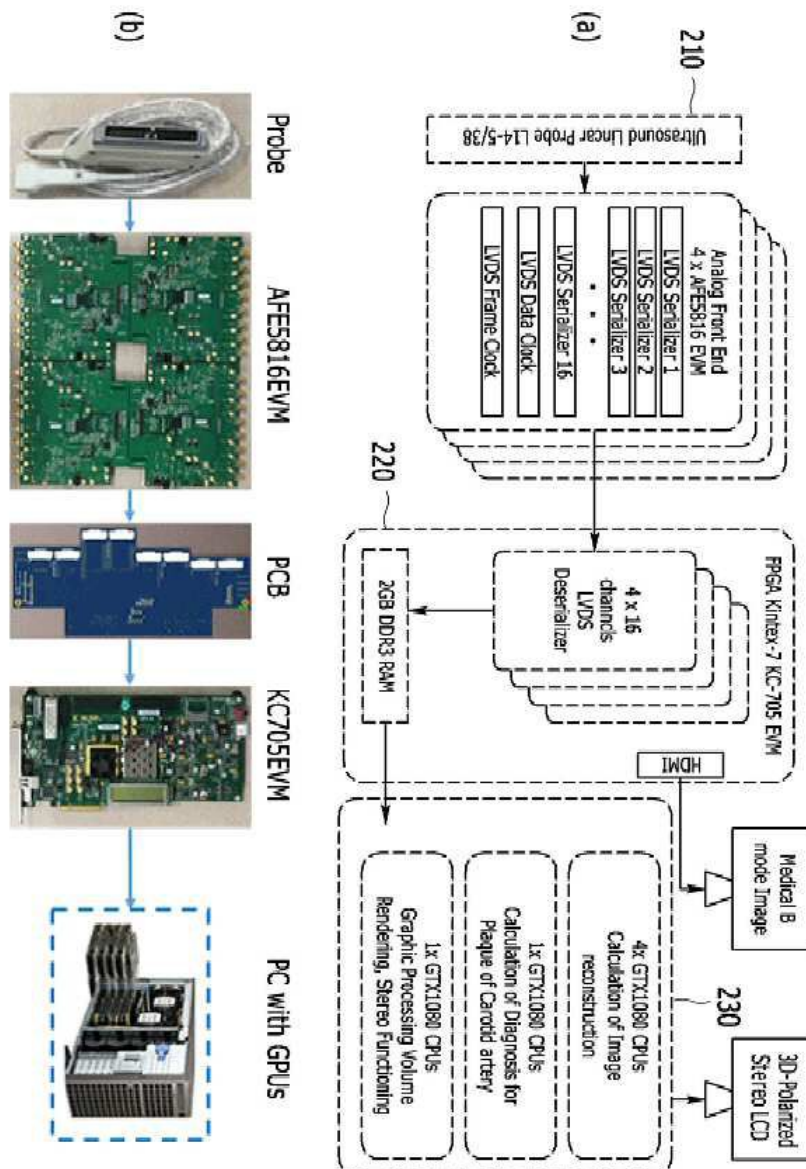
도면1



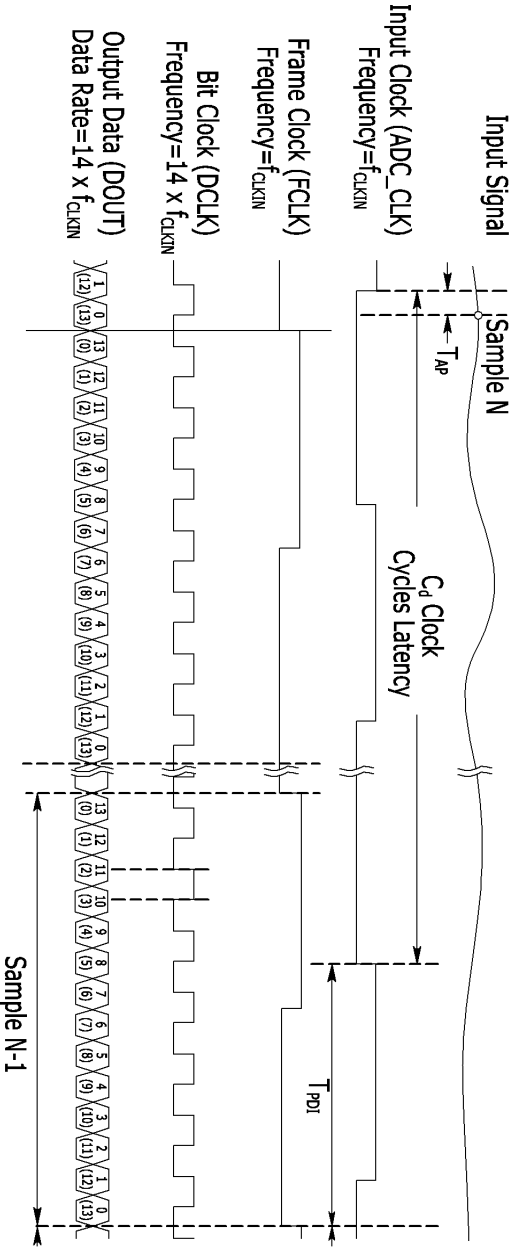
도면2



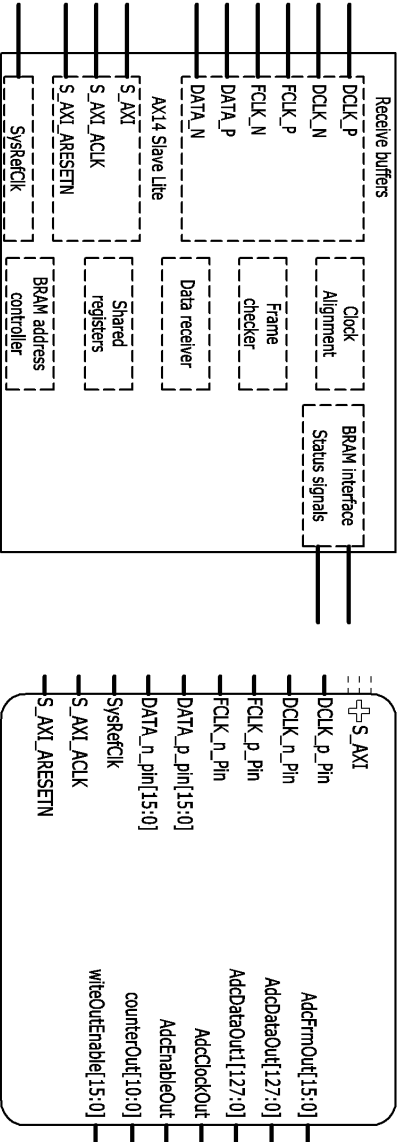
도면3



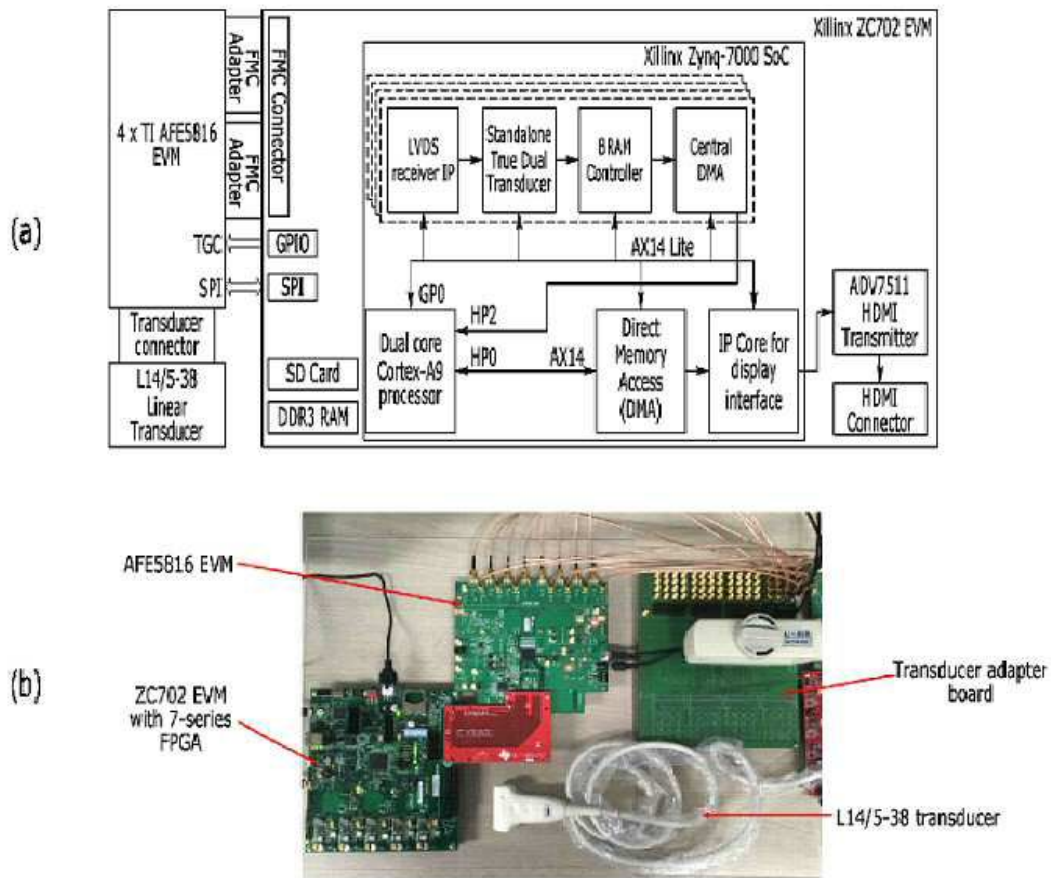
도면4



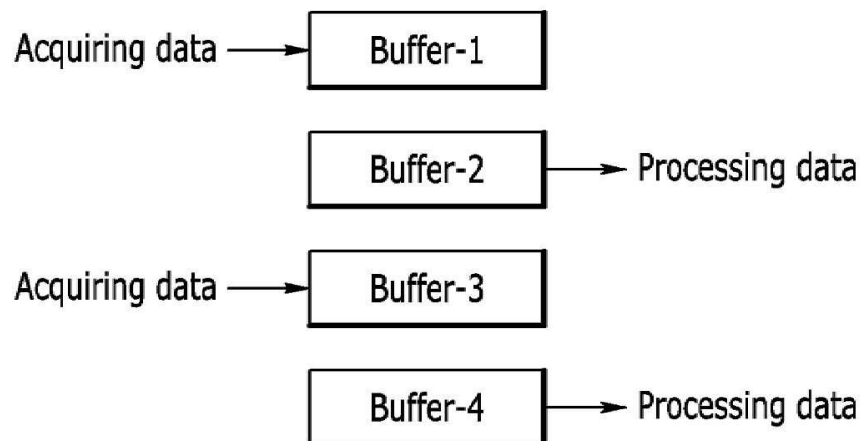
도면5



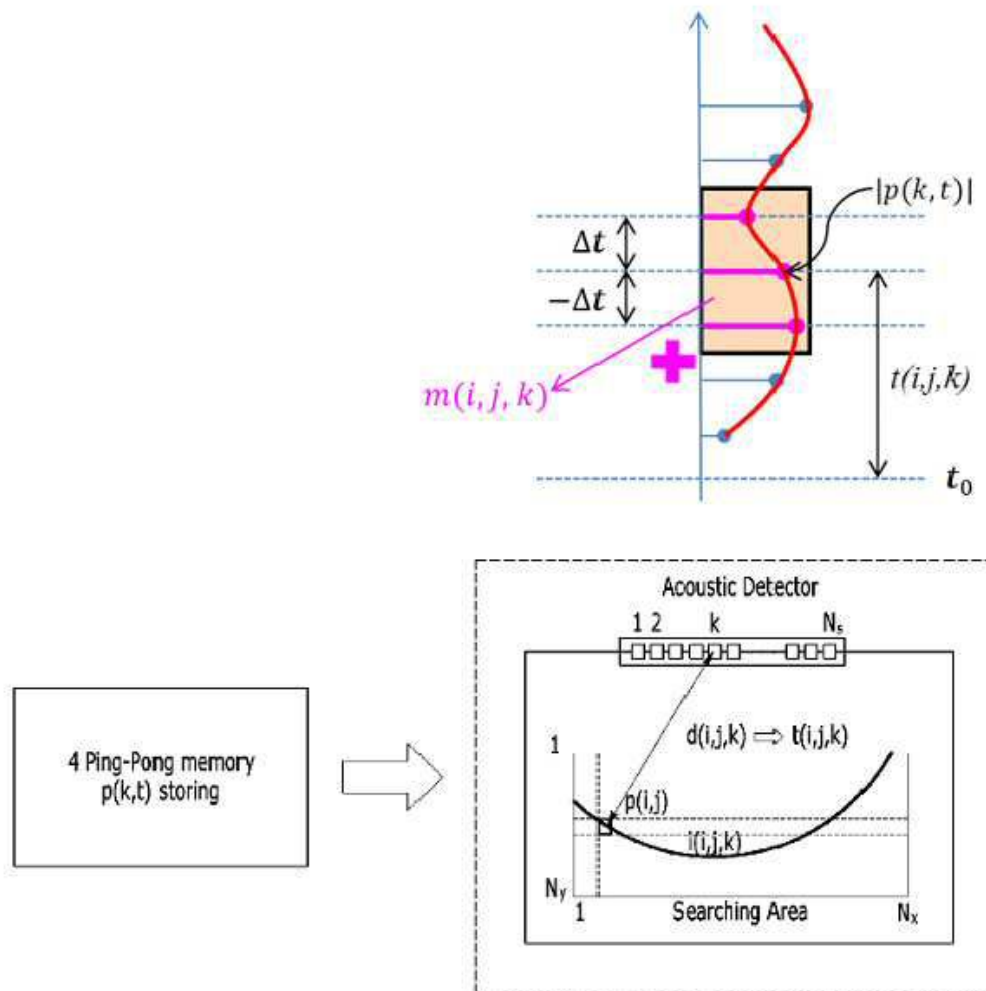
도면6



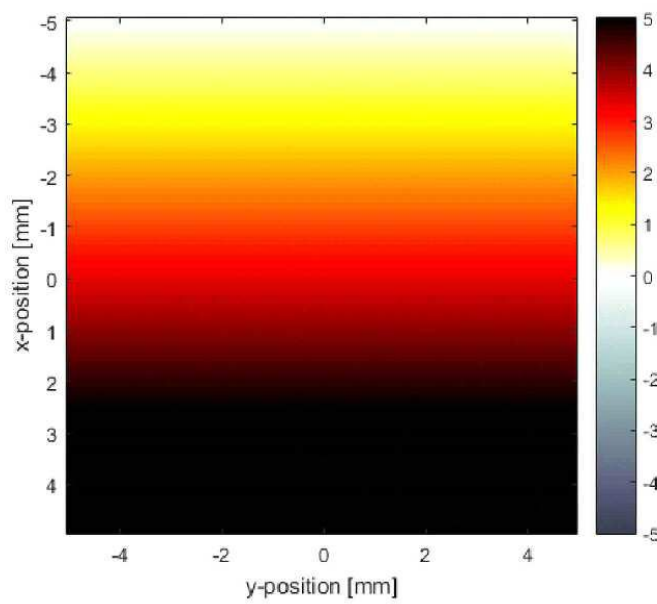
도면7



도면9



도면10



专利名称(译)	超声医学诊断的图像重建装置及方法		
公开(公告)号	KR1020200068356A	公开(公告)日	2020-06-15
申请号	KR1020180155239	申请日	2018-12-05
申请(专利权)人(译)	全北大学产学合作基金会		
[标]发明人	함운철		
发明人	함운철 바트바야르 엔크바트		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B5/0095 A61B8/54		
代理人(译)	专利法的优美		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

技术领域本发明涉及一种用于超声医学诊断的图像重建装置和方法，其中，图像重建设备是信号测量单元，其测量从互锁的超声医学设备发射的宽带超声信号作为多通道模拟信号，该信号由信号测量单元测量。通过使用多个多芯片模块将多通道模拟信号应用于数字信号，并通过一段时间的信号处理，将由转换器转换的数字信号应用于图像重建算法，从而重建图像。它包括一个图像处理单元。

