



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2008년12월31일
(11) 등록번호 10-0876721
(24) 등록일자 2008년12월23일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2002-0024795

(22) 출원일자 2002년05월06일

심사청구일자 2007년05월07일

(65) 공개번호 10-2002-0085819

(43) 공개일자 2002년11월16일

(30) 우선권주장

JP-P-2001-00136481 2001년05월07일 일본(JP)

(56) 선행기술조사문헌

KR1019970073525 A

KR1020010024868 A

전체 청구항 수 : 총 7 항

(73) 특허권자

지이 메디컬 시스템즈 글로벌 테크놀러지 캄파니 엘엘씨

미국 위스콘신주 53188 위케샤 노오스 그랜드뷰 블루바드 3000

(72) 발명자

스즈키요이치

일본도쿄도히노시아사히가오카4초메7-127

(74) 대리인

김창세, 장성구

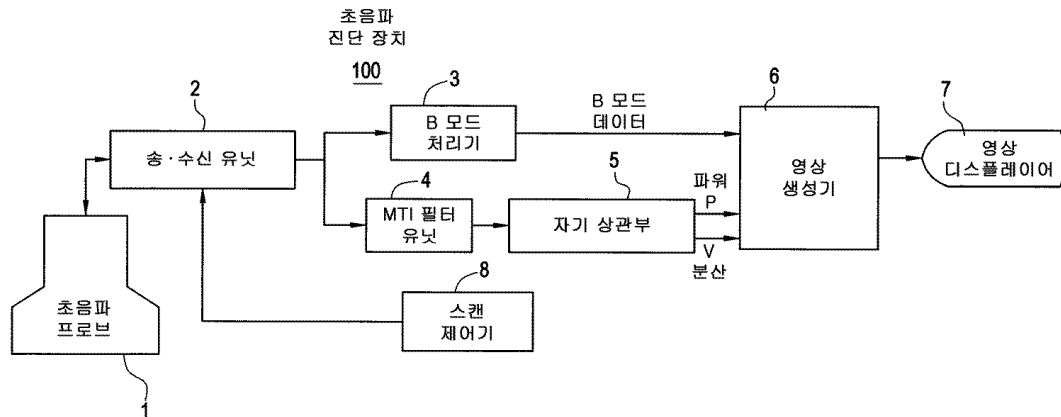
심사관 : 박미정

(54) 초음파 진단 장치

(57) 요약

본 발명은 초음파 진단 장치에 관한 것으로 얇은 혈관의 추출 능력 저하를 막고 초점 번짐을 막기 위해, 파워 P가 강해짐에 따라 휘도도 기본적으로 증가한다. 그러나, 파워 P가 약한 영역($P \leq P_1$)에 파워 P는 같으나 분산 V가 다른 두 개의 표본점이 있을 때, 분산이 상대적으로 큰 표본점에 대응하는 픽셀의 휘도는 분산 V가 상대적으로 작은 표본점에 대응하는 픽셀의 휘도보다 더 높게 설정된다.

대표도



특허청구의 범위

청구항 1

초음파 프로브와,

상기 초음파 프로브로부터 피검체내에 초음파를 전송하여 상기 피검체내로부터의 초음파 에코 신호를 수집하는 송수신 장치와,

상기 초음파 에코 신호로부터 다수의 2차원적으로 분포하는 표본점(two-dimensionally distributed sampling point)에서의 파워와 분산을 취득하는 파워/분산 취득 장치와,

파워가 상대적으로 강한 표본점에 대응하는 픽셀일수록 휘도를 높게 설정하고, 파워는 같으나 분산이 다르고 파워가 상대적으로 약한 두 개의 표본점이 있을 때 분산이 상대적으로 큰 표본점의 휘도를 분산이 상대적으로 작은 표본점의 휘도보다 높게 설정하는 초음파 영상을 생성하는 초음파 영상 생성 장치와,

상기 초음파 영상을 디스플레이하는 영상 디스플레이 장치를 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 2

초음파 프로브와,

상기 초음파 프로브로부터 피검체내에 초음파를 전송하여 상기 피검체내로부터의 초음파 에코 신호를 수집하는 송수신 장치와,

상기 초음파 에코 신호로부터 다수의 2차원적으로 분포하는 표본점에서의 파워와 분산을 취득하는 파워/분산 취득 장치와,

주어진 표본점의 파워의 세기를 상기 표본점에 대응하는 픽셀의 휘도, 채도, 색상 중의 적어도 하나에 반영하고, 파워는 같으나 분산이 다르고 파워가 상대적으로 약한 두 개의 표본점이 있을 때 분산이 상대적으로 큰 표본점에 대응하는 픽셀이 분산이 상대적으로 작은 표본점에 대응하는 픽셀보다 상대적으로 파워를 높게 설정하는 초음파 영상을 생성하는 초음파 영상 생성 장치와,

상기 초음파 영상을 디스플레이하는 영상 디스플레이 장치를 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 3

초음파 프로브와,

상기 초음파 프로브로부터 피검체내에 초음파를 전송하여 상기 피검체내로부터의 초음파 에코 신호를 수집하는 송수신 장치와,

상기 초음파 에코 신호로부터 다수의 2차원적으로 분포하는 표본점에서의 파워와 분산을 취득하는 파워/분산 취득 장치와,

분산과 파워의 부하합을 결정하기 위해 분산이 상대적으로 작을 때는 분산의 부하보다 파워의 부하를 더 높게 설정하고, 분산이 상대적으로 클 때는 분산의 부하보다 파워의 부하를 더 낮게 설정하고, 부하합이 큰 표본점에 대응하는 픽셀일수록 휘도를 높게 설정하는 초음파 영상을 생성하는 초음파 영상 생성 장치와,

상기 초음파 영상을 디스플레이하는 영상 디스플레이 장치를 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

파워가 P로, 분산이 V로, 부하 합이 D로, 부하 파라메타가 a로 정의될 때,

$$D = P \cdot a + V \cdot (1 - a)$$

이고, 여기서 a는 분산이 최고일 때는 0, 분산이 최저일 때는 1, 분산이 중간일 때는 평탄하게(smoothly) 또는 단계적으로 변하는 초음파 진단 장치.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

a는 분산이 최고일 때는 0이며, 분산이 최저일 때는 1이며, a=0 근처에서는 a는 천천히(gently) 변하고 a=1 근처에서는 a는 급격히 변화하는 초음파 진단 장치.

청구항 6

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

실시간 스캔 또는 간헐적인 스캔(an intermittent scan)이 이루어지는 초음파 진단 장치.

청구항 7

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 영상 생성 장치는 초음파 영상과 B 모드 영상을 서로 오버랩시킴으로써 얻어낸 초음파 영상을 생성하는 초음파 진단 장치.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

- <13> 본 발명은 초음파 영상 디스플레이 방법 및 초음파 진단 장치에 관련된 것으로, 더 상세히 말하면 실제 관 벽으로부터 바깥쪽으로 빠져 나와서 두꺼운 혈관이 표현되는 초점 번짐을 억제하고 얇은 혈관의 추출 능력 저하를 막아주는 성능을 갖춘 초음파 영상 디스플레이 방법과 초음파 진단 장치를 말한다.
- <14> 종래의 초음파 진단 장치에어서는, 파워 도플러 촬상(Power Doppler Imaging)의 실행에 있어서 초점 번짐을 억제하기 위해 이득(파워를 픽셀 값으로 변환하는 변환 계수의 크기)감소 조절이 수행되어 왔다.
- <15> 이득 감소는 초점 번짐을 억제하지만, 얇은 혈관을 표현하는 능력도 역시 저하된다.
- <16> 이것은 조영제(contrast agents)가 투여되는 경우에도 마찬가지다. 다시 말하면, 조영제를 투여하여 파워가 세진 두꺼운 혈관의 초점 번짐을 억제하려 하면, 이득을 많이 줄일 필요가 있다. 그러면 얇은 혈관의 추출 능력은 조영제가 투여되어 파워가 상승할지라도 결국은 저하된다.
- <17> 이 때문에, 이득 조정이 어렵다는 문제점이 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

- <18> 그러므로 본 발명의 목적은 얇은 혈관의 추출 능력 저하를 막고 초점 번짐을 억제하는 성능을 갖춘 초음파 진단 장치 및 초음파 영상 디스플레이 방법을 제공하는 것이다.
- <19> 제 1 관점에서, 본 발명은 초음파를 피검체 내로 전송하여 피검체 내로부터 초음파 에코 신호를 수집하는 단계와, 2차원적으로 분포된 다수의 표본점에서 파워와 분산을 구하는 단계와, 파워가 강한 표본점에 대응하는 픽셀(pixels)일수록 휘도를 높게 하는 단계와, 파워가 같으나 분산은 다르고 파워가 약한 두 개의 표본점이 있을 때 분산이 상대적으로 큰 표본점의 휘도가 분산이 상대적으로 작은 표본점의 휘도보다 높게 하는 초음파 영상을 생성하고 디스플레이 하는 단계를 특징으로하는 초음파 영상 디스플레이 방법을 제공한다.
- <20> 제 1 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법에서, 종래에 알려진 파워 디스플레이와 유사한 방식으로 강한 파워를 갖는 각각의 표본점에 대응하는 픽셀일수록 휘도가 높게 만들어진다. 그러나 이뿐 아니라 파워가 약한 영역에서 상대적으로 분산이 큰 각각의 표본점의 휘도가 증가한다.
- <21> 파워를 증가시키기 위해 조영제를 투여하면, 이득을 많이 감소시킴으로써 초점 번짐을 방지할 수 있다. 한편,

큰 이득 감소 때문에 얇은 혈관의 파워 디스플레이에서의 표현 성능 역시 떨어진다. 그러나, 조영제가 투여되면, 파워가 증가할 뿐만 아니라 분산도 커진다. 그러므로, 초점 번짐이 문제가 되는 파워 P가 약한 영역에서는 상대적으로 분산이 큰 각각의 표본점의 휘도가 증가하여 높아진다. 그 결과로, 얇은 혈관의 추출 능력은 강화된다. 즉, 얇은 혈관의 추출 능력의 감소를 막아주고 초점 번짐을 억제할 수 있는 것이다.

- <22> 제 2 관점에서, 본 발명은 초음파를 피검체 내로 전송하여 피검체 내에서부터 초음파 에코 신호를 수집하는 단계와, 2차원적으로 분포된 다수의 표본점이 파워와 분산을 구하는 단계와, 파워가 강한 표본점에 대응하는 픽셀(pixels)일수록 휘도를 증가시키는 단계와, 주어진 표본점에서의 파워 세기를 그 표본점에 대응하는 픽셀의 휘도, 채도, 색상 중에 적어도 하나에 반영하는 단계와, 파워가 같으나 분산이 다르고 파워가 약한 두 개의 표본점이 있을 때 분산이 상대적으로 작은 표본점에 대응하는 픽셀보다 파워가 더 크게 보이도록 분산이 상대적으로 큰 표본점에 대응하는 픽셀을 디스플레이하는 단계를 특징으로 하는 초음파 영상 디스플레이 방법을 제공한다.
- <23> 제 2 관점을 따른 초음파 영상 디스플레이 방법에서, 파워의 세기는 각각의 픽셀의 휘도, 채도, 색상 중 적어도 하나에 반영된다. 이에 더하여, 그러나, 파워가 약한 영역에서 상대적으로 파워가 높게 보이도록 분산이 상대적으로 큰 각각의 표본점이 디스플레이된다.
- <24> 파워를 증가시키기 위해 조영제를 투여하면, 이득을 많이 감소시킴으로써 초점 번짐을 억제할 수 있다. 한편, 큰 이득 감소 때문에 얇은 혈관의 파워 디스플레이에서의 표현 성능 역시 떨어진다. 그러나, 조영제가 투여되면, 파워가 증가할 뿐만 아니라 분산도 커진다. 그러므로 초점 번짐이 문제가 되는 파워가 약한 영역에서는 분산이 상대적으로 큰 각각의 표본점의 파워가 상승하여 확연히 높게 디스플레이된다. 그 결과로, 얇은 혈관의 추출 능력은 강화된다. 즉, 얇은 혈관의 추출 능력 저하를 막고 초점 번짐을 억제할 수 있다.
- <25> 제 3 관점에 있어서, 본 발명은 초음파를 피검체 내로 전달하여 피검체 내로부터 초음파 에코 신호를 수집하는 단계와, 2차원적으로 분포된 다수의 표본점에서 파워와 분산을 구하는 단계와, 파워가 강한 영역에서 파워가 강한 표본점에 대응하는 픽셀일수록 휘도를 증가시키는 단계와, 파워가 약한 영역에서 분산이 작을 때는 분산의 부하보다 파워의 부하를 더 높게 설정하고 분산이 클 때는 분산의 부하보다 파워의 부하를 더 낮게 설정해서 파워와 분산의 부하합을 결정하는 단계와, 부하합이 큰 표본점에 대응하는 픽셀일수록 휘도를 높게하는 초음파 영상을 생성하고 디스플레이 하는 단계를 특징으로하는 초음파 영상 디스플레이 방법을 제공한다.
- <26> 제 3 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법에서, 파워가 강한 영역에서 파워가 강한 각각의 표본점에 대응하는 픽셀일수록 휘도는 증가한다. 한편, 파워가 약한 영역에서, 분산과 파워의 부하합이 큰 표본점에 대응하는 픽셀에 대하여는 휘도가 상승한다. 분산이 작을 때는, 파워의 부하가 분산의 부하보다 더 크게 만들어진다. 분산이 클 때는 파워의 부하가 분산의 부하보다 작게 설정된다.
- <27> 파워를 증가시키기 위해 조영제를 투여하면, 이득을 많이 감소시킴으로써 초점 번짐을 억제 할 수 있다. 한편, 큰 이득 감소 때문에 얇은 혈관의 파워 디스플레이에서의 표현 성능 역시 떨어진다. 그러나, 조영제가 투여되면, 파워가 증가할 뿐만 아니라 분산도 커진다. 그러므로 초점 번짐이 문제가 되는 파워가 약한 영역에서 분산이 상대적으로 큰 표본점의 휘도가 상승하여 증가한다. 그 결과로, 얇은 혈관의 추출 능력은 강화된다. 즉, 얇은 혈관의 추출 능력의 저하방지와 초점 번짐 억제가 가능하다는 것이다.
- <28> 제 4 관점에서, 본 발명은 초음파를 피검체 내로 전달하여 피검체 내로부터 초음파 에코 신호를 수집하는 단계와, 2차원적으로 분포된 다수의 표본점이 파워와 분산을 구하는 단계와, 파워가 강한 영역에서 대응 픽셀의 휘도, 채도, 색상 중 적어도 하나에 파워의 세기를 반영하는 단계와, 파워가 약한 영역에서 분산이 작을 때는 분산의 부하보다 파워의 부하를 더 높게 설정하고 분산이 클 때는 분산의 부하보다 파워의 부하를 낮게 설정해서 파워와 분산의 부하합을 결정하는 단계와, 부하합의 크기가 대응하는 픽셀의 휘도, 채도, 색상 중에 적어도 하나에 반영되는 초음파 영상을 생성하고 디스플레이하는 단계를 특징으로 하는 초음파 영상 디스플레이 방법을 제공하고 있다.
- <29> 제 4 관점에 따른 초음파 디스플레이 방법에서, 파워의 세기는 파워가 강한 영역에 있는 각각의 픽셀의 휘도, 채도, 색상 중에 적어도 하나에 반영된다. 한편, 파워와 분산의 부하합의 크기가 파워가 약한 영역에 있는 각각의 픽셀의 휘도, 채도, 색상 중 적어도 하나에 반영된다. 분산이 작을 때, 파워의 부하는 분산의 부하보다 크게 설정된다. 분산이 클 때, 파워의 부하는 분산의 부하보다 작게 만들어진다.
- <30> 파워를 키우기 위해 조영제를 투여하면 이득을 많이 감소시킴으로써 초점 번짐을 억제할 수 있다. 한편, 큰 이득 감소 때문에 얇은 혈관의 파워 디스플레이에서의 표현 성능 역시 떨어진다. 그러나, 조영제가 투여되면, 파워가 증가할 뿐만 아니라 분산도 커진다. 그러므로 초점 번짐이 문제가 되는 파워가 약한 영역에서 분산이 상대

적으로 큰 표본점의 부하합이 상승하여 증가한다. 그 결과로, 얇은 혈관의 추출 능력은 강화된다. 즉, 얇은 혈관의 추출 능력의 저하를 막고 초점 번짐을 억제할 수 있다.

- <31> 제 5 관점에서, 본 발명은 전술한 구조를 갖는 초음파 영상 디스플레이 방법에서 파워가 P로, 분산은 V로, 부하합은 D로 정의될 때,
- <32> $D = P \cdot a + V \cdot (1 - a)$
- <33> 이고, 여기서 부하 파라메타 a는 분산이 작을 때는 1이고 분산이 클 때는 0이며 분산이 중간일 때는 천천히 또는 단계적으로 변하는 것을 특징으로하는 초음파 영상 디스플레이 방법을 제공한다.
- <34> 제 5 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법에 있어서, 분산이 작을 때, 파워의 부하(1)은 분산의 부하(0)보다 커진다. 한편, 분산이 클 때 파워의 부하(0)는 분산의 부하(1)보다 작아진다. 분산이 중간일 때, 부하는 서서히 또는 단계적으로 변한다. 그 결과로, 제 3 또는 제 4 관점에서 본 초음파 영상 디스플레이 방법이 적절하게 수행될 수 있다.
- <35> 제 6 관점에서 있어서, 본 발명은 전술한 구조를 갖는 초음파 영상 디스플레이 방법에서, 부하 파라메타 a는 분산이 작을 때는 1이고 분산이 클 때는 0이며 분산이 증가할 때는 급격히 변하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 디스플레이 방법을 제공한다.
- <36> 제 6 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법에서, 분산이 작을 때 파워의 부하가 지배적이지만 분산이 증가할수록 분산의 부하는 급격히 증가한다. 그 결과로, 제 3, 4 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법은 적절하게 수행될 수 있다.
- <37> 제 7 관점에서, 본 발명은 전술한 구조를 가지고 있는 초음파 영상 디스플레이 방법에 있어서, 실시간 스캔(scan) 또는 간헐적 스캔이 이루어지는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 디스플레이 방법을 제공하고 있다.
- <38> 제 7 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법에서, 조영제에서 나오는 신호의 세기가 세고 실시간 스캔에 있어서 실시간 특성을 개선할 수 있기 때문에 패킷 크기는 줄어들 수 있다. 조영제가 사용되기 때문에, 본 방법은 음영 조직에 대해서도 간헐적 스캔에 의해 사용된다.
- <39> 제 8 관점에서, 본 발명은 전술한 구조를 갖는 초음파 영상 디스플레이 방법에 있어서, 초음파 영상과 B 모드 영상은 서로 오버랩 되도록 디스플레이 하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 디스플레이 방법을 제공하고 있다.
- <40> 제 8 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법에서, 제 8 관점 내지 제 7 관점에서 사용된 초음파 영상과 B 모드 영상은 초음파 영상을 조직 구조상으로 매핑시키도록 서로 오버랩 되는 것이다.
- <41> 첨언하면, B 모드 영상 역시 포괄적인 의미에서 초음파 영상이다. 그러나 본 명세서에서 단순히 초음파 영상이라고 지칭할 때는, 본 발명에 따른 초음파 영상만을 의미한다.
- <42> 제 9 관점에서, 본 발명은 전술한 구조를 갖는 초음파 영상 디스플레이 방법에 있어서, 피검체가 조영제가 스며든 간인 것을 특징으로 하는 초음파 영상 디스플레이 방법을 제공하고 있다.
- <43> 제 9 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법에서, 간의 두꺼운 혈관의 초점 번짐이 억제될 수 있고 얇은 혈관은 적절하게 투영될 수 있다.
- <44> 제 10 관점에서, 본 발명은 초음파 프로브(probe)와, 초음파 프로브로부터 나오는 초음파를 피검체 내에 전달하여 피검체 내로부터 초음파 에코 신호를 수집하는 송수신 수단과, 초음파 에코 신호부터 2차원적으로 분포된 다수의 표본점의 파워와 분산을 구하는 파워/분산 산출 수단과, 파워가 강한 표본점에 대응하는 픽셀일수록 휘도를 높게하고 파워는 같으나 분산이 다르고 파워가 약한 두 개의 표본점이 있을 때 분산이 상대적으로 큰 표본점의 휘도가 상대적으로 분산이 작은 표본점의 휘도보다 높게 하는 초음파 영상을 생성하는 초음파 영상 생성 수단과 초음파 영상을 자체 상에 디스플레이 하는 영상 디스플레이 수단을 포함하는 것을 특징으로하는 초음파 진단 장치를 제공한다.
- <45> 제 10 관점에 따른 초음파 진단 장치는, 제 1 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법을 수행하기에 적합하다.
- <46> 제 11 관점에서, 본 발명은 초음파 프로브와, 초음파 프로브로부터 나오는 초음파를 피검체 내로 전달하여 피검체 내로부터 초음파 에코 신호를 수집하는 송수신 수단과 초음파 에코 신호부터 2차원적으로 분포된 다수의 표

본점의 파워와 분산을 구하는 파워/분산 산출 수단과, 주어진 표본점에서의 파워 세기를 그 표본점에 대응하는 픽셀의 휘도, 채도, 색상중에 적어도 하나에 반영하고, 파워가 같으나 분산이 다르고 파워가 약한 두 개의 표본점이 있을때 분산이 상대적으로 큰 표본점에 대응하는 픽셀이 분산이 상대적으로 작은 표본점에 대응하는 픽셀보다 파워가 높게 보이도록 하는 초음파 영상을 생성하는 초음파 영상 생성 수단과, 초음파 영상을 자체 상에 디스플레이하는 영상 디스플레이 수단을 포함하는 것을 특징으로하는 초음파 진단 장치를 제공한다.

- <47> 제 11 관점에 따른 초음파 진단 장치는, 제 2 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법을 수행하기에 적합하다.
- <48> 제 12 관점에서, 본 발명은 초음파 프로브와, 초음파 프로브로부터 나오는 초음파를 피검체 내로 전달하여 피검체 내로부터 초음파 에코 신호를 수집하는 송수신 수단과, 초음파 에코 신호부터 2차원적으로 분포된 다수의 표본점의 파워와 분산을 구하는 파워/분산 산출 수단과, 분산이 작을 때는 파워의 부하를 분산의 부하보다 높게 하고 분산이 클 때는 파워의 부하를 분산의 부하보다 낮게해서 분산과 파워의 부하함을 결정하고, 부하함이 큰 표본점에 대응하는 픽셀일수록 휘도를 높게하는 초음파 영상을 생성하는 초음파 영상 생성 수단을 포함하는 것을 특징으로하는 초음파 진단 장치를 제공하고 있다.
- <49> 제 12 관점에 따른 초음파 진단 장치는, 3 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법을 수행하기에 적합하다.
- <50> 제 13 관점에 있어서, 본 발명은 초음파 프로브와, 초음파 프로브로부터 나오는 초음파를 피검체 내로 전달하여 피검체 내로부터 초음파 에코 신호를 수집하는 송수신 수단과, 초음파 에코 신호부터 2차원적으로 분포된 다수의 표본점의 파워와 분산을 구하는 파워/분산 산출 수단과, 분산이 작을 때는 파워의 부하를 분산의 부하보다 높게 하고 분산이 클 때는 파워의 부하를 분산의 부하보다 낮게 설정해서 분산과 파워의 부하 함을 결정하고, 부하 함의 크기가 대응하는 픽셀의 휘도, 채도, 색상중 적어도 하나에 반영되는 초음파 영상을 생성하는 초음파 영상 생성 수단, 초음파 영상을 자체 상에 디스플레이 하는 영상 디스플레이 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 진단 장치를 제공하고 있다.
- <51> 제 13 관점에 따른 초음파 영상 진단 장치는 있어서, 4 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법을 수행하는데 적합하다.
- <52> 제 14 관점에서, 본 발명은 전술한 구조를 갖는 초음파 영상 진단 장치에 있어서, 파워는 P, 분산은 V, 부하함은 D로 정의 될 때
- <53>
$$D = P \cdot a + V \cdot (1-a)$$
- <54> 이고, 여기서 a는 분산이 클 때는 0, 분산이 작을 때는 1, 분산이 중간일 때는 서서히 또는 단계적으로 변하는 것을 특징으로 하는지는 초음파 진단 장치를 제공하고 있다.
- <55> 제 14 관점에 따른 초음파 영상 진단 장치는, 제 5 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법을 수행하기에 적합하다.
- <56> 제 15 관점에서, 본 발명은 전술한 구조를 갖는 초음파 영상 진단 장치에 있어서, a는 분산이 클 때는 0이고 분산이 작을 때는 1, a=0 근처에서는 천천히 변하고 a=1 근처에서는 급격히 변하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 진단 장치를 제공하고 있다.
- <57> 제 15 관점에 따른 초음파 영상 진단 장치에 제 6 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법을 수행하기에 적합하다.
- <58> 제 16 관점에서 본 발명은 전술한 구조를 갖는 초음파 영상 진단 장치에 있어서, 실시간 스캔 또는 간헐적인 스캔이 이루어지는 것을 특징으로하는 초음파 영상 진단 장치를 제공하고 있다.
- <59> 제 16 관점에 따른 초음파 영상 장치는, 제 7 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법을 수행하기에 적합하다.
- <60> 제 17 관점에서, 본 발명은 전술한 구조를 갖는 초음파 영상 장치에 있어서, 초음파 영상 생성 수단이 초음파 영상과 B 모드 영상을 서로 오버랩시킴으로써 얻어진 초음파 영상을 생성하는 것을 특징으로하는 초음파 영상 진단 장치를 제공하고 있다.
- <61> 제 17 관점을 따른 초음파 영상 진단 장치는, 제 8 관점에 따른 초음파 영상 디스플레이 방법을 수행하기에 적합하다.

- <62> 본 발명의 초음파 진단 장치와 초음파 영상 디스플레이 방법에 따르면, 얇은 혈관 추출 능력의 감소를 막고 초점 번짐을 방지 할 수 있다.
- <63> 본 발명의 또 다른 목적과 이점은 첨부하는 도면에 도시되어 있듯이 후속하는 본 발명의 바람직한 실시예의 설명에서 잘 나타나져 있다.

발명의 구성 및 작용

- <64> 이하에서는, 본 발명의 실시예를 통해 본 발명을 더 상세하게 설명할 것인데, 이는 첨부하는 도면에 잘 묘사되어 있다.
- <65> - 제 1 실시예 -
- <66> 도 1은 본 발명의 제 1 실시예를 따른 초음파 진단 장치를 도시하는 구성도이다.
- <67> 초음파 진단 장치(100)는 초음파 프로브(1), 송수신 유닛(2), B 모드 프로세서(3), MTI(Moving Target Indicator) 필터 유닛(4), 자기 상관부(autocorrelator)(5), 영상 생성기(6), 영상 디스플레이(7), 스캔 제어기(8)를 포함하도록 구성되어 있다.
- <68> 초음파 프로브(1)와 송수신기 유닛(2)은 표본의 내부 공간에 2차원적으로 분포된 다수의 표본점으로부터 초음파 에코 신호를 수집한다.
- <69> B 모드 프로세서(3)은 2차원적으로 분포된 다수의 표본점에서의 초음파 에코 신호로부터 B 모드 데이터를 생성한다.
- <70> MTI 필터 유닛(4)은 2 차원으로 분포된 다수의 표본점에서의 초음파 에코 신호로부터 움직임 성분(moving component)을 분리해 낸다.
- <71> 자기 상관부(5)는 2차원적으로 분포된 다수의 표본점에서의 움직임의 파워 P와 움직임의 분산 V를 결정한다.
- <72> 영상 생성기(6)는 B 모드 데이터로부터 B 모드 영상을 만들어 낸다. 다음에 설명될 초음파 영상은 파워 P와 분산 V로부터 생성된다.
- <73> 이미지 디스플레이어(7)는 자체 상에 B 모드 영상과 초음파 영상을 디스플레이한다. 더 나아가 영상 디스플레이어(7)는 단색 B 모드 영상과 채색 컬러(예컨대, 적색)의 초음파 영상이 서로 오버랩되도록 디스플레이한다.
- <74> 스캔 제어기(8)는 조작자의 지시에 따라 실시간 또는 간헐적인 스캔을 수행한다.
- <75> 실시간 스캔의 경우, 패킷 크기는 4부터 8까지이고, 예를 들어, 프레임 레이트는 초당 30 프레임이다.
- <76> 간헐적인 스캔의 경우, 패킷 크기는 8부터 10까지이고, 예를 들어, 프레임 레이트는 초당 1 프레임이다.
- <77> 파워 P와 분산 V로부터 초음파 영상을 생성하는 과정은 다음에 설명할 것이다.
- <78> 도 2는 주어진 표본점에서의 파워 P와 분산 V를 대응 픽셀의 휘도로 변환하는 휘도 특성 입체이다.
- <79> 기본적으로, 휘도는 파워 P가 높아짐에 따라 증가한다. 색상은 유채색 또는 무채색 중 하나로 설정되고 채도 역시 일정하게 유지된다.
- <80> 그러나, 파워 P가 약한 영역($P \leq P_1$)에서 파워 P는 같으나 분산 V가 다른 두 개의 표본점이 있을 때, 분산이 상대적으로 큰 표본점에 대응하는 픽셀의 휘도는 분산이 상대적으로 작은 표본점에 대응하는 픽셀의 휘도보다 높게 설정된다.
- <81> 예를 들어, 간의 사진을 찍기 위해 간으로 연결된 혈류 속으로 조영제가 투여 되면, 생성된 초음파 영상의 신호 세기가 증가하기 때문에 초점 번짐을 방지하도록 이득은 급격히 감소된다. 이득이 급격히 감소하면, 얇은 혈관의 추출 능력은 저하된다. 그러나, 조영제가 혈류 속에 투여되면, 분산 V가 증가한다. 그러므로, 초점 번짐이 문제가 되는 파워 P가 약한 영역에서는 분산이 상대적으로 큰 표본점에 대응하는 픽셀의 휘도는 상승하여 올라가게 된다. 그 결과로, 얇은 혈관의 추출 능력은 강화된다. 즉, 얇은 혈관의 추출 능력의 저하를 막고 초점 번짐을 방지할 수 있다는 것이다.
- <82> - 제 2 실시예 -

- <83> 도 3에 도시한 바와 같이 휘도, 채도, 색상 특성 입체를 사용해서, 주어진 표본점에서의 파워 P와 분산 V는 대응하는 픽셀의 휘도/채도/색상으로 변환될 수 있다.
- <84> 기본적으로, 파워 P가 약한 영역에서는 예를 들어, 청색이 설정되고, ($P \leq P_1$), 파워 P가 중간 영역($P_1 < P \leq P_2$)에서는 예를 들어 녹색이 설정되며, 파워가 강한 영역($P_2 < P$)에서는 예를 들어 적색이 설정된다. 같은 색상 내에서는 파워 P가 강해질수록, 휘도와 채도가 높아진다.
- <85> 단, 파워 P가 약한 영역($P \leq P_1$)에서 파워는 같으나 분산이 다른 두 개의 표본점이 있을 때 분산이 상대적으로 큰 표본점에 대응하는 픽셀의 휘도는 분산이 상대적으로 작은 표본점에 대응하는 픽셀의 휘도보다 높게 설정된다.
- <86> - 제 3 실시예 -
- <87> 영상 생성기(6)은 분산 V와 파워 P의 부하합 D를 결정하고 부하합 D로부터 초음파 영상을 생성한다.
- <88> 부하 합 D는 다음과 같다

수학식 1

- <89> $D = P \cdot a + V \cdot (1-a)$
- <90> 참언하면, 위 수학식은 기본 개념을 나타내고 있다. 실제로는 파워 P와 분산 V의 레벨을 조절할 필요가 있다.
- <91> 도 4에 도시한 바와 같이, 휘도는 부하합 D가 증가함에 따라 증가한다. 색상은 유채색나 무채색 중 하나로 설정되고, 채도 역시 일정하게 유지된다,
- <92> 부하 파라메타 a는 도 5에서 예시한 특성 입체의 부하 파라메타에 의해 결정된다.
- <93> 파워 P가 강한 영역($P_1 < P$)에서, 부하 파라메타 $a=1$ 이다. 이 경우에,
- <94> $D = P$
- <95> 이고, 파워 P가 휘도를 결정한다.
- <96> 파워 P가 약한 영역($P < P_1$)에서, 부하 파라메타 a는 분산 V가 작을 때 1에 가까워진다. 이 경우, 파워 P가 지배적으로 휘도를 결정한다. 분산 V가 클 때, 부하 파라메타 a는 0에 가까워진다. 이 경우, 분산 V가 지배적으로 휘도를 결정한다. 파워 P가 가장 작고 분산 V가 가장 클 때, 부하 파라메타 a는 0이다. 이 경우
- <97> $D = V$
- <98> 이고, 그러므로 분산 V가 휘도를 결정한다.
- <99> 예를 들어, 간의 사진을 찍기위해 간과 직접적으로 연결된 혈류 속으로 조영제가 투여되면 생성된 초음파 영상의 신호 세기가 증가하기 때문에, 초점 번짐을 방지하기 위해 이득은 급격히 감소한다. 이득이 급격히 감소될 때 얇은 혈관 추출 능력은 저하된다. 그러나 조영제가 혈류속에 투여되면, 분산 V가 증가한다. 그러므로, 초점 번짐의 문제가 되는 파워 P가 약한 영역에서, 분산 V가 상대적으로 큰 표본점에 대응하는 부하합 D는 커지고 이에 대응하는 픽셀의 휘도는 상승하여 증가한다. 결과로써, 얇은 혈관 추출력은 강화된다. 즉, 초점 번짐을 막고 얇은 혈관의 추출 능력의 저하를 막는것이 가능하다.
- <100> - 제 4 실시예 -
- <101> 도 6에 도시한 문자 a1은 제 3 실시예의 부하 파라메타 특성(도5 참조)을 개념적으로 설명하고 있다. 즉, 간단히 말하자면, 부하 파라메타 a는 분산이 작을 때는 1이고, 분산이 클 때는 0이다. 더 나아가, 분산이 중간일 때, 부하 파라메타 a는 선형적으로 변한다.
- 한편, 도 6에 도시한 a2의 경우의 특성이 사용될 수도 있는데 부하 파라메타 a는 분산이 작을 때는 1이고 분산이 클 때는 0이며, 분산이 커짐에 따라 갑자기 변한다.
- <102> 더 나아가, 도 6에 도시한 a3의 경우의 특성이 사용될 수도 있는데, 부하 파라메타 a는 분산이 작을 때는

1이고, 분산이 클 때는 0이며, 분산이 중간일 때는 단계적으로 변한다.

<103> - 제 5 실시예 -

<104> 도 7에 도시한 부하합-휘도/채도/색상을 사용하여, 주어진 표본점에서의 파워 P와 분산 V를 대응하는 픽셀의 휘도/채도/색상으로 변환할 수도 있다.

<105> 기본적으로, 예를 들어, 청색은 파워 P가 약한 영역($P \leq P1$)에 설정되고, 예를 들어, 녹색은 파워 P가 중간인 영역($P1 < P \leq P2$)에 설정되며, 예를 들어, 적색은 파워 P가 강한($P2 < P$) 영역에 설정된다. 같은 색상내에서는 파워 P가 강해질수록 휘도와 채도도 강해진다.

<106> 그러나, 초점 번짐이 문제가 되는 파워 P가 약한 영역에서는, 분산이 상대적으로 큰 표본점에 대응하는 부하합이 커지고, 그 표본점에서의 픽셀의 휘도와 채도도 상승하여 증가한다. 그 결과, 얇은 혈관의 추출 능력은 강화된다. 즉, 얇은 추출 능력의 저하를 막고 초점 번짐을 방지하는 것이 가능하다.

<107> 본 발명의 사상과 범주를 벗어나지 않으면서 본 발명의 상당히 다른 다수의 실시예를 형성할 수도 있다. 본 발명은 첨부한 청구항범위에서 정의된 것을 제외하고는, 명세서에 설명된 특정 실시예로 제한받지 않는다.

<108> 삭제

발명의 효과

<109> 본 발명에 따르면, 얇은 혈관의 추출 능력의 저하를 막고 초점 번짐을 억제하는 것이 가능하다.

도면의 간단한 설명

<1> 도 1은 본 발명의 제 1 실시예에 따른 초음파 진단 장치를 보여주는 구성도.

<2> 도 2는 파워와 분산을 휘도로 변환하는 특성 입체를 설명하는 개념도.

<3> 도 3은 파워와 분산을 휘도/채도/색상으로 변환하는 특성 입체를 보여주는 개념도.

<4> 도 4는 부하 합을 휘도로 변환하는 특성 곡선을 보여주는 설명도.

<5> 도 5는 파워와 분산을 부하 파라메타로 변환하는 특성 입체를 보여주는 개념도.

<6> 도 6은 파워와 분산을 부하 파라메타로 변환하는 또 다른 특성 입체를 설명하는 개념도.

<7> 도 7은 부하 합을 휘도/채도/색상으로 변환하는 특성 입체를 묘사한 개념도.

<8> 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

<9> 1 : 초음파 프로브 2 : 송수신 유닛

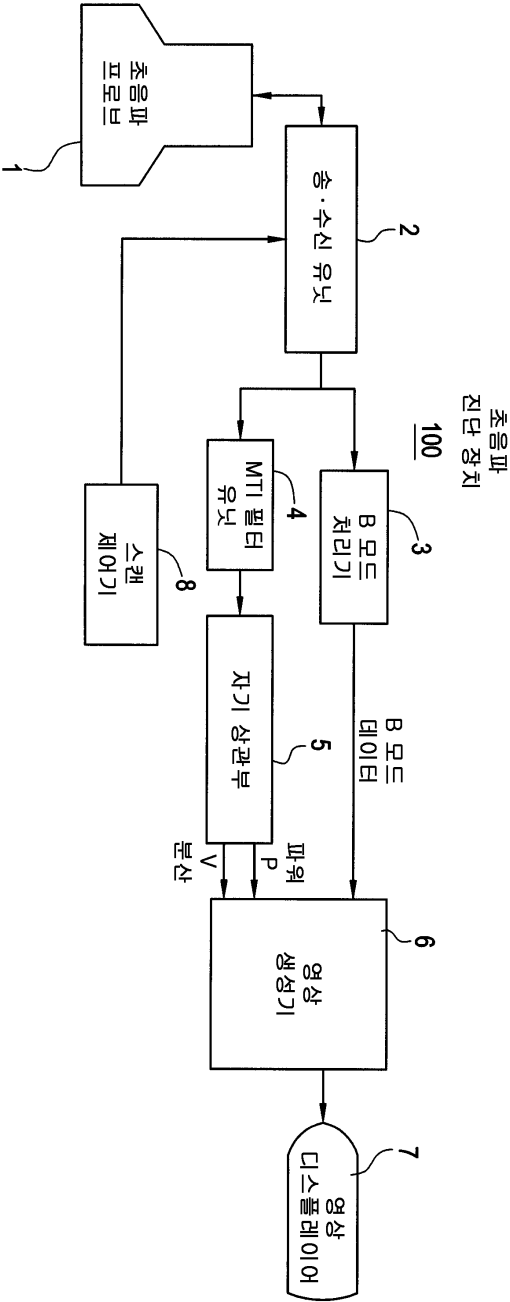
<10> 3 : B 모드 프로세서 4 : MTI 필터 유닛

<11> 5 : 자기 상관부 6 : 영상 생성기

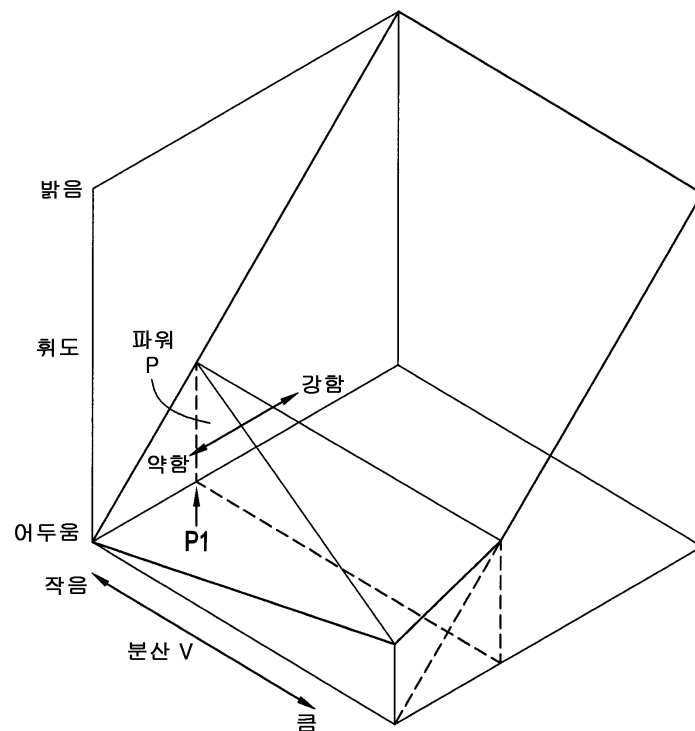
<12> 7 : 영상 디스플레이어 8 : 스캔 제어기

도면

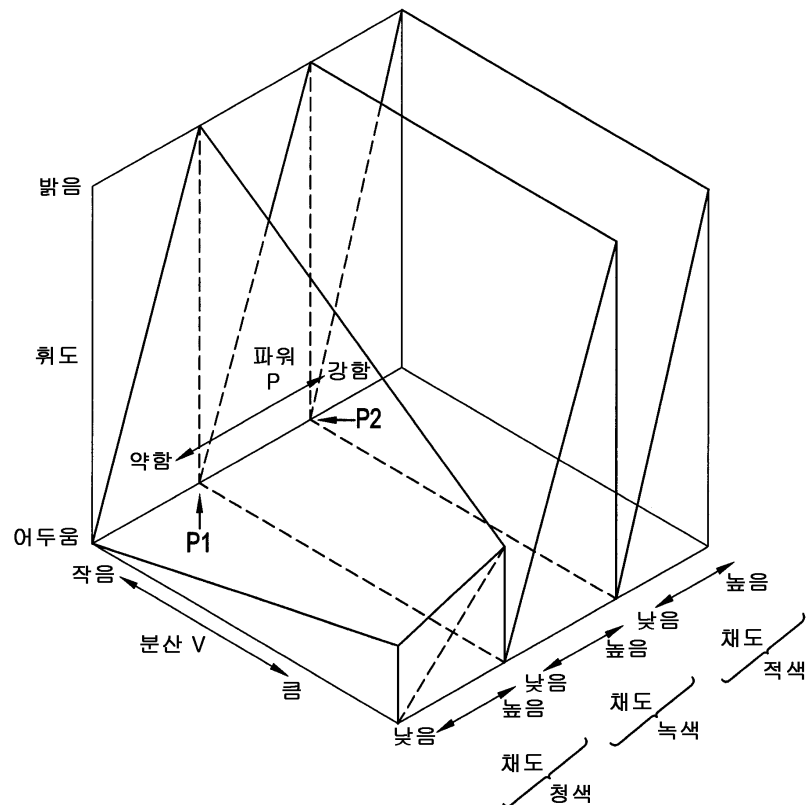
도면1



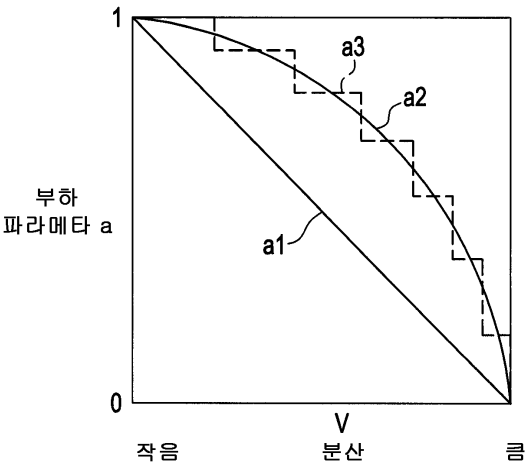
도면2



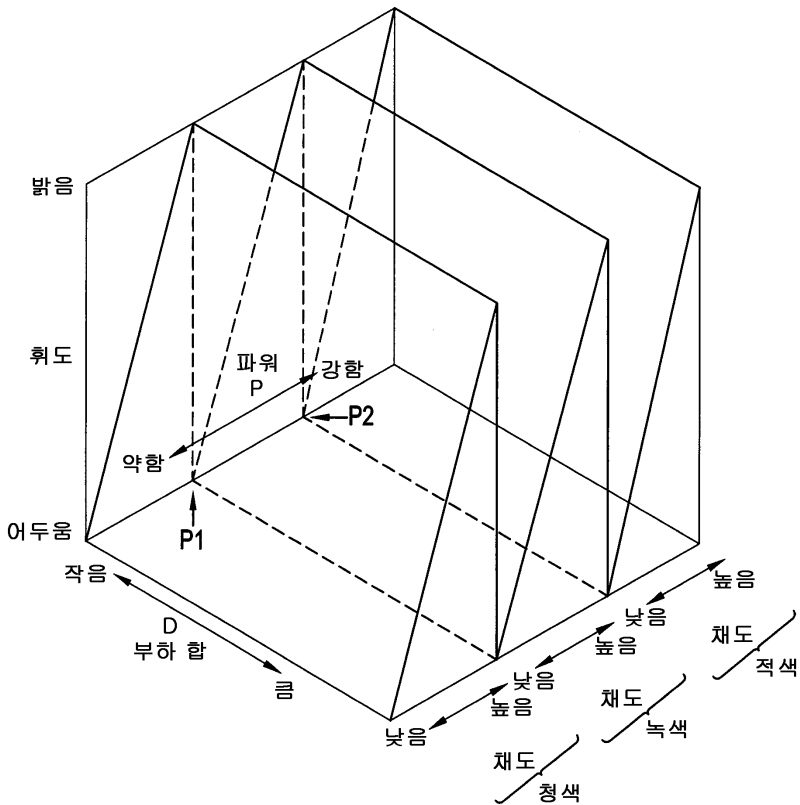
도면3



도면6



도면7



专利名称(译)	超声波诊断设备		
公开(公告)号	KR100876721B1	公开(公告)日	2008-12-31
申请号	KR1020020024795	申请日	2002-05-06
申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로벌테크놀로지컴파니엘엘씨		
当前申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로벌테크놀로지컴파니엘엘씨		
[标]发明人	SUZUKI YOICHI		
发明人	SUZUKI,YOICHI		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 G01S7/52 G03B42/06		
CPC分类号	G01S7/52071 G03B42/06		
代理人(译)	KIM, CHANG SE 张居正, KU SEONG		
优先权	2001136481 2001-05-07 JP		
其他公开文献	KR1020020085819A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及超声诊断设备。并且，为了防止薄血管的抽出能力下降并防止起霜，亮度随着功率P变强而逐渐增加。但是当它具有两个具有不同色散V的采样点时，功率P在功率P弱的区域 ($P \leq P_1$) 中相同，则在大采样点中设置的相对色散要高得多。对应于对应像素的亮度的像素的亮度是色散V，相对地，是小的采样点。

