



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0007457
(43) 공개일자 2012년01월20일

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01) A61B 8/14 (2006.01)

G06F 19/00 (2011.01)

(21) 출원번호 10-2011-0069275

(22) 출원일자 2011년07월13일

심사청구일자 없음

(30) 우선권주장

JP-P-2010-159470 2010년07월14일 일본(JP)

(71) 출원인

지이 메디컬 시스템즈 글로벌 테크놀로지 캄파니
엘엘씨

미국 위스콘신주 53188 위케샤 노오스 그랜드뷰
블루바드 3000

(72) 발명자

미야마 고지

일본 도쿄도 히노시 아사히가오카 4쵸메 7-127 지
이 헬스케어 재팬 코퍼레이션

(74) 대리인

제일특허법인

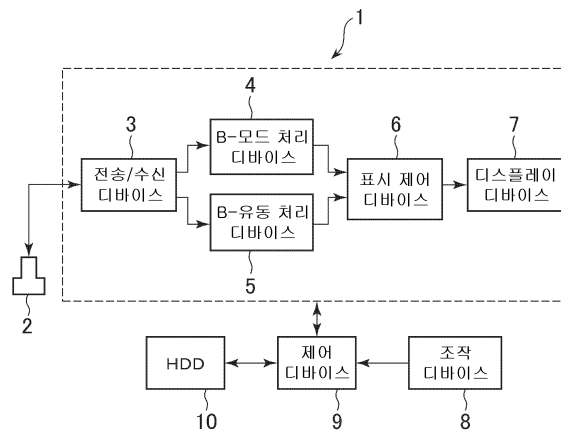
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 초음파 진단 장치

(57) 요약

초음파 진단 장치는 동일한 음향 광선 상의 초음파의 다수회 전송/수신에 의해 얻어진 에코 신호에 기초하여 혈류 이미지의 프레임 데이터를 생성하기 위한 프레임 데이터 생성 디바이스와, 상이한 시간 위상에서 복수의 프레임 데이터 내에서 서로 대응하는 화소 데이터 내의 표준 데이터보다 높은 밝기, 빠른 혈액 속도, 또는 높은 혈류 파워인 에러 데이터를 제외하고 현재 데이터를 사용하여 처리된 프레임 데이터를 생성하기 위한 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스와, 처리된 프레임 데이터에 기초하여 혈류 이미지를 표시하기 위한 이미지 표시 제어 디바이스를 포함한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

초음파 진단 장치에 있어서,

동일한 음향 광선 상의 초음파의 다수회 전송/수신에 의해 얻어진 에코 신호에 기초하여 혈류 이미지의 프레임 데이터를 생성하기 위한 프레임 데이터 생성 디바이스와,

상기한 시간 위상에서 복수의 프레임 데이터 내에서 서로 대응하는 화소 데이터 내의 표준 데이터보다 높은 밝기, 빠른 혈액 속도, 또는 높은 혈류 파워(blood flow power)인 에러 데이터를 제외하고 현재 데이터를 사용하여 처리된 프레임 데이터를 생성하기 위한 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스와,

상기 처리된 프레임 데이터에 기초하여 혈류 이미지를 표시하기 위한 이미지 표시 제어 디바이스를 포함하는

초음파 진단 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스는 최대 밝기 데이터 또는 밝기의 감소하는 순서의 사전 결정된 수의 데이터를 추정된 에러 데이터로서 결정하고, 상기 추정된 에러 데이터를 제외한 데이터로부터 표준 데이터를 선택하는

초음파 진단 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스는 최대 혈액 속도 데이터 또는 혈류의 감소하는 순서의 사전 결정된 수의 데이터를 추정된 에러 데이터로서 결정하고, 상기 추정된 에러 데이터를 제외한 데이터로부터 표준 데이터를 선택하는

초음파 진단 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스는 최대 혈류 파워 데이터 또는 혈류 파워의 감소하는 순서의 사전 결정된 수의 데이터를 추정된 에러 데이터로서 결정하고, 상기 추정된 에러 데이터를 제외한 데이터로부터 표준 데이터를 선택하는

초음파 진단 장치.

청구항 5

초음파 진단 장치에 있어서,

동일한 음향 광선 상의 초음파의 복수의 전송/수신에 의해 얻어진 에코 신호에 기초하여 혈류 이미지의 프레임 데이터를 생성하기 위한 프레임 데이터 생성 디바이스와,

프레임 데이터에 기초하여 처리된 프레임 데이터를 생성하기 위한 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스와,

상기 처리된 프레임 데이터에 기초하여 혈류 이미지를 표시하기 위한 이미지 표시 제어 디바이스를 포함하고,

상기 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스는,

상이한 시간 위상에 복수의 프레임 데이터 내의 서로 대응하는 화소 데이터의 추정된 에러 데이터로서 최대 밝기 데이터 또는 밝기의 감소하는 순서의 사전 결정된 수의 데이터를 결정하고,

상기 추정된 에러 데이터가 현재 프레임의 데이터가 아닐 때 상기 처리된 프레임 데이터에 대한 데이터로서 현재 프레임의 데이터를 사용하고,

상기 추정된 에러 데이터가 상기 현재 프레임의 데이터일 때 상기 추정된 에러 데이터의 표준 데이터보다 밝은 에러 데이터를 제외하고 상기 현재 프레임의 데이터를 사용하여 처리된 프레임 데이터를 생성하는

초음파 진단 장치.

청구항 6

초음파 진단 장치에 있어서,

동일한 음향 광선 상의 초음파의 복수의 전송/수신에 의해 얻어진 에코 신호에 기초하여 혈류의 프레임 데이터를 생성하기 위한 프레임 데이터 생성 디바이스와,

프레임 데이터에 기초하여 처리된 프레임 데이터를 생성하기 위한 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스와,

상기 처리된 프레임 데이터에 기초하여 혈류 이미지를 표시하기 위한 이미지 표시 제어 디바이스를 포함하고,

상기 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스는,

상이한 시간 위상에 복수의 프레임 데이터 내의 서로 대응하는 화소 데이터의 추정된 에러 데이터로서 최대 혈류 속도 데이터 또는 혈류 속도의 감소하는 순서의 사전 결정된 수의 데이터를 결정하고,

상기 추정된 에러 데이터가 현재 프레임의 데이터가 아닐 때 상기 처리된 프레임 데이터에 대한 데이터로서 현재 프레임의 데이터를 사용하고,

상기 추정된 에러 데이터가 상기 현재 프레임의 데이터일 때 상기 추정된 에러 데이터의 표준 데이터보다 높은 혈류 속도인 에러 데이터를 제외하고 상기 현재 프레임의 데이터를 사용하여 처리된 프레임 데이터를 생성하는

초음파 진단 장치.

청구항 7

초음파 진단 장치에 있어서,

동일한 음향 광선 상의 초음파의 복수의 전송/수신에 의해 얻어진 에코 신호에 기초하여 혈류의 프레임 데이터를 생성하기 위한 프레임 데이터 생성 디바이스와,

프레임 데이터에 기초하여 처리된 프레임 데이터를 생성하기 위한 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스와,

상기 처리된 프레임 데이터에 기초하여 혈류 이미지를 표시하기 위한 이미지 표시 제어 디바이스를 포함하고,

상기 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스는,

상이한 시간 위상에 복수의 프레임 데이터 내의 서로 대응하는 화소 데이터의 추정된 에러 데이터로서 최대 혈류 파워 데이터 또는 혈류 파워의 감소하는 순서의 사전 결정된 수의 데이터를 결정하고,

상기 추정된 에러 데이터가 현재 프레임의 데이터가 아닐 때 상기 처리된 프레임 데이터에 대한 데이터로서 현재 프레임의 데이터를 사용하고,

상기 추정된 에러 데이터가 상기 현재 프레임의 데이터일 때 상기 추정된 에러 데이터의 표준 데이터보다 높은 혈류 속도인 에러 데이터를 제외하고 상기 현재 프레임의 데이터를 사용하여 처리된 프레임 데이터를 생성하는

초음파 진단 장치.

청구항 8

초음파 진단 장치에 있어서,

동일한 음향 광선 상의 초음파의 복수의 전송/수신에 의해 얻어진 에코 신호에 기초하여 혈류의 프레임 데이터를 생성하기 위한 프레임 데이터 생성 디바이스와,

그 밝기, 혈액 속도 또는 혈류 파워가 상이한 시간 위상에서 복수의 프레임 데이터 내의 서로 대응하는 화소 데이터의 중간점인 데이터를 사용하여 처리된 프레임 데이터를 생성하기 위한 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스와,

처리된 프레임 데이터에 기초하여 혈류 이미지를 표시하기 위한 이미지 표시 제어 디바이스를 포함하는

초음파 진단 장치.

청구항 9

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

상이한 시간 위상에서 복수의 프레임 데이터는 현재 데이터로부터 현재 데이터로부터 후방의 사전 결정된 수의 프레임의 데이터인 프레임 데이터인

초음파 진단 장치.

청구항 10

제 1 항 내지 제 9 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 처리된 프레임 데이터를 생성하는 대상인 프레임 데이터의 수를 입력하기 위한 프레임수 입력 디바이스를 추가로 포함하는

초음파 진단 장치.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 혈류 이미지를 표시하기 위한 초음파 진단 장치에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 혈류 이미지에 있어서, B-유동 이미지, 컬러 도플러 이미지 및 파워 도플러 이미지가 예로서 열거된다. (일본 미심사 특허 출원 제 2004-129967호 및 제 2010-125203호와, 참조 문헌 1이 참조된다.) 이들 혈류 이미지는 동일한 음향 광선(acoustic ray) 상의 초음파 다중 전송/수신으로부터 얻어지는 에코 신호에 기초하여 발생된다.

[0003] 참조 문헌 1은 "리차드 와이. 치아오(Richard Y. chiao), 래리 와이. 모(Larry Y. Mo) 등의 B-모드 혈류(B-유동) 영상화[B-mode Blood Flow(B-flow) Imaging, Ultrasonics Symposium], 초음파 심포지엄(Ultrasonics Symposium), 2000년, IEEE, US, vol.2, pp. 1469-1472"이다.

[0004] [특허 문헌 1] 일본 미심사 특허 출원 제 2004-129967호

[0005] [특허 문헌 2] 일본 미심사 특허 출원 제 2010-125203호

[0006] [비특허 문헌 1] 리차드 와이. 치아오, 래리 와이. 모 등의 B-모드 혈류(B-유동) 영상화, 초음파 심포지엄,

2000년, IEEE, US, vol.2, pp. 1469-1472

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0007] 예를 들어, 초음파가 송신/수신되거나 초음파 프로브가 이동하는 동안 환자가 움직이는 경우에 순간적으로 매우 밝은 이미지가 표시될 수 있도록 이동 물체의 밝기가 B-유동 이미지 내에서 더 밝게 표시된다. 또한, 심장에 근접한 B-유동 이미지에서, 심장 주위의 조직이 이동할 때, 이러한 부분이 심장의 박동에 따라 높은 밝기를 갖고 표시되는 프레임이 존재할 수 있다. 이러한 이미지는 프레임이 혈류 이미지 내에 순간적으로 높은 밝기를 가질 때 표시되기 어렵다. 또한, 높은 혈액 속도 및 높은 혈류 파워를 순간적으로 표시하는 프레임이 존재하는 경우에 컬러 도플러 이미지 및 파워 도플러에 있어서 표시되기가 어렵다.

과제의 해결 수단

- [0008] 제 1 양태의 발명은 동일한 음향 광선 상의 초음파의 다수회 전송/수신에 의해 얻어진 에코 신호에 기초하여 혈류 이미지의 프레임 데이터를 생성하기 위한 프레임 데이터 생성 디바이스와, 상이한 시간 위상에서 복수의 프레임 데이터 내에서 서로 대응하는 화소 데이터 내의 표준 데이터보다 높은 밝기, 빠른 혈액 속도, 또는 높은 혈류 파워인 에러 데이터를 제외하고 현재 데이터를 사용하여 처리된 프레임 데이터를 생성하기 위한 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스와, 처리된 프레임 데이터에 기초하여 혈류 이미지를 표시하기 위한 이미지 표시 제어 디바이스를 포함하는 초음파 진단 장치이다.
- [0009] 제 2 양태의 발명은 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스가 최대 밝기 데이터 또는 밝기의 감소하는 순서의 사전 결정된 수의 데이터를 추정된 에러 데이터로서 결정하고, 추정된 에러 데이터를 제외한 데이터로부터 표준 데이터를 선택하는 초음파 진단 장치이다.
- [0010] 제 3 양태의 발명은 에러 데이터가 추정된 에러 데이터 내의 표준 데이터보다 높은 사전 결정된 밝기 데이터를 갖는 밝기를 갖는 제 2 양태의 초음파 진단 장치이다.
- [0011] 제 4 양태의 발명은 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스가 최대 혈액 속도 데이터 또는 혈류의 감소하는 순서의 사전 결정된 수의 데이터를 추정된 에러 데이터로서 결정하고, 추정된 에러 데이터를 제외한 데이터로부터 표준 데이터를 선택하는 제 1 양태의 초음파 진단 장치이다.
- [0012] 제 5 양태의 발명은 에러 데이터가 추정된 에러 데이터 내의 표준 데이터보다 빠른 사전 결정된 속도를 갖는 속도 데이터를 갖는 제 4 양태의 초음파 진단 장치이다.
- [0013] 제 6 양태의 발명은 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스가 최대 혈류 파워 데이터 또는 혈류 파워의 감소하는 순서의 사전 결정된 수의 데이터를 추정된 에러 데이터로서 결정하고, 추정된 에러 데이터를 제외한 데이터로부터 표준 데이터를 선택하는 제 1 양태의 초음파 진단 장치이다.
- [0014] 제 7 양태의 발명은 에러 데이터가 추정된 에러 데이터 내의 표준 데이터보다 높은 사전 결정된 혈류 파워를 갖는 혈류 파워인 데이터인 제 6 양태의 초음파 진단 장치이다.
- [0015] 제 8 양태의 발명은 동일한 음향 광선 상의 초음파의 복수의 전송/수신에 의해 얻어진 에코 신호에 기초하여 혈류 이미지의 프레임 데이터를 생성하기 위한 프레임 데이터 생성 디바이스와, 프레임 데이터에 기초하여 처리된 프레임 데이터를 생성하기 위한 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스와, 처리된 프레임 데이터에 기초하여 혈류 이미지를 표시하기 위한 이미지 표시 제어 디바이스를 포함하고, 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스는, 상이한 시간 위상에 복수의 프레임 데이터 내에서 서로 대응하는 화소 데이터의 추정된 에러 데이터로서 최대 밝기 데이터 또는 밝기의 감소하는 순서의 사전 결정된 수의 데이터를 결정하고, 추정된 에러 데이터가 현재 프레임의 데이터가 아닐 때 처리된 프레임 데이터에 대한 데이터로서 현재 프레임의 데이터를 사용하고, 추정된 에러 데이터가 현재 프레임의 데이터일 때 추정된 에러 데이터의 표준 데이터보다 밝은 에러 데이터를 제외하고 현재 프레임의 데이터를 사용하여 처리된 프레임 데이터를 생성하는 초음파 진단 장치이다.
- [0016] 제 9 양태의 발명은 에러 데이터가 추정된 에러 데이터 내의 표준 데이터보다 높은 사전 결정된 밝기 데이터를 갖는 밝기를 갖는 제 8 양태의 초음파 진단 장치이다.

- [0017] 제 10 양태의 발명은 동일한 음향 광선 상의 초음파의 복수의 전송/수신에 의해 얻어진 에코 신호에 기초하여 혈류의 프레임 데이터를 생성하기 위한 프레임 데이터 생성 디바이스와, 프레임 데이터에 기초하여 처리된 프레임 데이터를 생성하기 위한 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스와, 처리된 프레임 데이터에 기초하여 혈류 이미지를 표시하기 위한 이미지 표시 제어 디바이스를 포함하고, 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스는, 상이한 시간 위상에 복수의 프레임 데이터 내의 서로 대응하는 화소 데이터의 추정된 에러 데이터로서 최대 혈류 속도 데이터 또는 혈류 속도의 감소하는 순서의 사전 결정된 수의 데이터를 결정하고, 추정된 에러 데이터가 현재 프레임의 데이터가 아닐 때 처리된 프레임 데이터에 대한 데이터로서 현재 프레임의 데이터를 사용하고, 추정된 에러 데이터가 현재 프레임의 데이터일 때 추정된 에러 데이터의 표준 데이터보다 높은 혈류 속도인 에러 데이터를 제외하고 현재 프레임의 데이터를 사용하여 처리된 프레임 데이터를 생성하는 초음파 진단 장치이다.
- [0018] 제 11 양태의 발명은 에러 데이터가 추정된 에러 데이터 내의 표준 데이터보다 빠른 사전 결정된 속도를 갖는 속도 데이터를 갖는 제 10 양태의 초음파 진단 장치이다.
- [0019] 제 12 양태의 발명은 동일한 음향 광선 상의 초음파의 복수의 전송/수신에 의해 얻어진 에코 신호에 기초하여 혈류의 프레임 데이터를 생성하기 위한 프레임 데이터 생성 디바이스와, 프레임 데이터에 기초하여 처리된 프레임 데이터를 생성하기 위한 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스와, 처리된 프레임 데이터에 기초하여 혈류 이미지를 표시하기 위한 이미지 표시 제어 디바이스를 포함하고, 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스는, 상이한 시간 위상에 복수의 프레임 데이터 내의 서로 대응하는 화소 데이터의 추정된 에러 데이터로서 최대 혈류 파워 데이터 또는 혈류 파워의 감소하는 순서의 사전 결정된 수의 데이터를 결정하고, 추정된 에러 데이터가 현재 프레임의 데이터가 아닐 때 처리된 프레임 데이터에 대한 데이터로서 현재 프레임의 데이터를 사용하고, 추정된 에러 데이터가 현재 프레임의 데이터일 때 추정된 에러 데이터의 표준 데이터보다 높은 혈류 속도인 에러 데이터를 제외하고 현재 프레임의 데이터를 사용하여 처리된 프레임 데이터를 생성하는 초음파 진단 장치이다.
- [0020] 제 13 양태의 발명은 에러 데이터가 추정된 에러 데이터 내의 표준 데이터보다 높은 사전 결정된 혈류 파워를 갖는 혈류 파워인 데이터를 갖는 제 12 양태의 초음파 진단 장치이다.
- [0021] 제 14 양태의 발명은 에러 데이터가 추정된 에러 데이터 내의 표준 데이터보다 높은 사전 결정된 혈류 파워를 갖는 혈류 파워인 데이터를 갖는 제 8 내지 제 13 양태 중 임의의 하나의 초음파 진단 장치이다.
- [0022] 제 15 양태의 발명은 추정된 에러 데이터인 수를 입력하기 위한 추정된 에러 데이터수 입력 디바이스를 추가로 포함하는 제 2 내지 제 14 양태의 초음파 진단 장치이다.
- [0023] 제 16 양태의 발명은 동일한 음향 광선 상의 초음파의 복수의 전송/수신에 의해 얻어진 에코 신호에 기초하여 혈류의 프레임 데이터를 생성하기 위한 프레임 데이터 생성 디바이스와, 그 밝기, 혈액 속도 또는 혈류 파워가 상이한 시간 위상에서 복수의 프레임 데이터 내의 서로 대응하는 화소 데이터의 중간점인 데이터를 사용하여 처리된 프레임 데이터를 생성하기 위한 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스와, 처리된 프레임 데이터에 기초하여 혈류 이미지를 표시하기 위한 이미지 표시 제어 디바이스를 포함하는 초음파 진단 장치이다.
- [0024] 제 17 양태의 발명은 상이한 시간 위상에서 복수의 프레임 데이터가 현재 데이터로부터 현재 데이터로부터 후방의 사전 결정된 수의 프레임의 데이터인 프레임 데이터인 제 1 내지 제 16 양태 중 임의의 하나의 초음파 진단 장치이다.
- [0025] 제 18 양태의 발명은 처리된 프레임 데이터를 생성하는 대상인 프레임 데이터의 수를 입력하기 위한 프레임수 입력 디바이스를 추가로 포함하는 제 1 내지 제 17 양태 중 임의의 하나의 초음파 진단 장치이다.
- [0026] 제 19 양태의 발명은 프레임 데이터가 주사 컨버터에 의해 주사 변환되기 전의 원본 데이터인 제 1 내지 제 18 양태 중 임의의 하나의 초음파 진단 장치이다.
- [0027] 제 20 양태의 발명은 혈류 이미지가 B-유동 이미지인 제 1, 제 2, 제 3, 제 8 또는 제 9 양태 중 임의의 하나의 초음파 진단 장치이다.
- [0028] 제 21 양태의 발명은 혈류 이미지가 컬러 도플러 이미지인 제 1, 제 4, 제 5, 제 6, 제 7, 제 10, 제 11, 제 12 또는 제 13 양태 중 임의의 하나의 초음파 진단 장치이다.
- [0029] 제 22 양태의 발명은 혈류 이미지가 파워 도플러 이미지인 제 1, 제 6, 제 7, 제 12 또는 제 13 양태 중 임의의 하나의 초음파 진단 장치이다.

발명의 효과

- [0030] 전술된 양태의 발명에 따르면, 복수의 프레임 데이터 내에서 서로 대응하는 화소 데이터의 에러 데이터를 제외한 처리된 프레임 데이터에 기초하여 혈류 이미지를 표시함으로써, 순간적으로 높은 휘도, 빠른 혈액 속도 또는 혈류 유동 파워를 표시하는 이미지의 표시가 방지될 수 있다. 또한, 처리된 B-유동 프레임 데이터는 에러 데이터를 제외한 현재 데이터를 포함하여 혈류의 상태를 손실하지 않는 혈류 이미지가 표시될 수 있다.
- [0031] 전술된 양태의 발명에 따르면, 추정된 에러 데이터는 복수의 프레임 데이터 내에서 서로 대응하는 화소 데이터의 현재 프레임의 데이터가 아닐 때, 현재 프레임의 데이터는 처리된 프레임 데이터의 데이터에 대해 사용되고, 반면에 추정된 에러 데이터가 현재 프레임의 데이터일 때, 에러 데이터를 제외한 현재 프레임의 데이터가 처리된 프레임 데이터의 데이터에 대해 사용된다. 그 결과, 에러 데이터를 제외한 처리된 프레임 데이터에 기초하는 혈류 이미지가 표시되어 이미지가 순간적인 높은 밝기, 빠른 혈액 속도 또는 높은 혈류 파워를 표시하는 것이 방지될 수 있게 된다. 또한, 처리된 B-유동 프레임 데이터는 에러 데이터를 제외한 현재 데이터를 포함하여, B-유동 이미지가 혈류의 상태의 손실 없이 표시될 수 있게 된다.
- [0032] 더욱이, 전술된 양태의 발명에 따르면, 순간적으로 높은 밝기를 표시하는 이미지의 표시는 밝기, 혈액 속도 또는 혈류 파워가 중간점인 데이터를 사용하여 처리된 프레임 데이터에 기초하여 혈류 이미지를 표시함으로써 방지될 수 있다.
- [0033] 본 명세서에 설명된 실시예의 다른 목적 및 장점은 첨부 도면에 도시된 바와 같은 본 발명의 실시예의 이하의 설명으로부터 명백해질 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0034] 도 1은 본 발명의 초음파 진단 장치의 제 1 실시예의 개략 구성의 일 예를 도시하는 블록 다이어그램.
- 도 2는 도 1에 도시된 초음파 진단 장치 내의 표시 제어 디바이스의 구성을 도시하는 블록 다이어그램.
- 도 3은 처리된 B-유동 프레임 데이터를 생성하기 위한 프로세스를 도시하는 흐름도.
- 도 4는 B-유동 프레임 데이터에 기초하여 처리된 B-유동 프레임 데이터를 생성하는 설명도.
- 도 5는 3개의 프레임에 대해 B-유동 프레임 데이터에서 서로 대응하는 화소 데이터의 밝기의 예인 B-유동 프레임 데이터에 기초하여 처리된 B-유동 프레임 데이터를 생성하는 프로세스를 설명하기 위한 도면.
- 도 6은 3개의 프레임에 대해 B-유동 프레임 데이터에서 서로 대응하는 화소 데이터의 밝기의 다른 예인 B-유동 프레임 데이터에 기초하여 처리된 B-유동 프레임 데이터를 생성하는 프로세스를 설명하기 위한 도면.
- 도 7은 3개의 프레임에 대해 B-유동 프레임 데이터에서 서로 대응하는 화소 데이터의 밝기의 다른 예인 B-유동 프레임 데이터에 기초하여 처리된 B-유동 프레임 데이터를 생성하는 프로세스를 설명하기 위한 도면.
- 도 8은 제 1 실시예의 제 2 변형 실시예에 있어서 B-유동 프레임 데이터에 기초하여 처리된 B-유동 프레임 데이터의 생성을 설명하기 위한 도면.
- 도 9는 제 1 실시예의 제 2 변형 실시예에 있어서 B-유동 프레임 데이터를 생성하기 위한 프로세스를 도시하는 흐름도.
- 도 10은 제 1 실시예의 제 2 변형 실시예에 있어서 4개의 프레임에 대한 B-유동 프레임 데이터에서 서로 대응하는 화소 데이터의 밝기의 예인 B-유동 프레임 데이터에 기초하여 처리된 B-유동 프레임 데이터를 생성하는 프로세스를 설명하기 위한 도면.
- 도 11은 제 1 실시예의 제 2 변형 실시예에 있어서 4개의 프레임에 대한 B-유동 프레임 데이터에서 서로 대응하는 화소 데이터의 밝기의 다른 예인 B-유동 프레임 데이터에 기초하여 처리된 B-유동 프레임 데이터를 생성하는 프로세스를 설명하기 위한 도면.
- 도 12는 제 1 실시예의 제 2 변형 실시예에 있어서 4개의 프레임에 대한 B-유동 프레임 데이터에서 서로 대응하는 화소 데이터의 밝기의 다른 예인 B-유동 프레임 데이터에 기초하여 처리된 B-유동 프레임 데이터를 생성하는 프로세스를 설명하기 위한 도면.

도 13은 제 2 실시예에 있어서 처리된 B-유동 프레임 데이터를 생성하기 위한 프로세스를 도시하는 흐름도.

도 14는 제 2 실시예에 있어서 3개의 프레임에 대한 B-유동 프레임 데이터에서 서로 대응하는 화소 데이터의 밝기의 예인 B-유동 프레임 데이터에 기초하여 처리된 B-유동 프레임 데이터를 생성하는 프로세스를 설명하기 위한 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0035] 본 발명의 실시예가 도 1 내지 도 7에 기초하여 이하에 설명된다. 초음파 진단 장치(1)는 초음파 프로브(2), 전송/수신 디바이스(3), B-모드 처리 디바이스(4), B-유동 처리 디바이스(5), 표시 제어 디바이스(6), 디스플레이 디바이스(7), 조작 디바이스(8), 제어 디바이스(9) 및 HDD(하드 디스크 드라이브)(10)를 포함한다.
- [0036] 초음파 프로브(2)는 어레이(미도시)로서 배치된 복수의 초음파 트랜스듀서를 갖고, 초음파 트랜스듀서는 환자에 초음파를 전송하고, 반사된 에코 신호를 수신한다.
- [0037] 전송/수신 디바이스(3)는 음향 광선의 순서로 초음파 빔으로 주사면을 주사하기 위해 사전 결정된 전송 조건 하에서 초음파 프로브(2)를 구동한다. 전송/수신 디바이스(3)는 제어 디바이스(9)로부터의 제어 신호에 의해 초음파 프로브(2)를 구동한다. 전송/수신 디바이스(3)는 동일한 음향 광선 상의 초음파의 다중 전송 및 수신을 실행하기 위해 초음파 프로브(2)를 구동한다.
- [0038] 전송/수신 디바이스(3)는 초음파 프로브(2)에 의해 수신된 에코 신호 상에서 페이징 추가(phasing addition)와 같은 신호 처리를 실행하고, B-모드 처리 디바이스(4) 및 B-유동 처리 디바이스(5)에 신호 처리된 에코 데이터를 출력한다.
- [0039] B-모드 처리 디바이스(4)는 전송/수신 디바이스(3)로부터의 데이터 출력 상에 로그함수 압축 프로세스 또는 포락선 검출 프로세스와 같은 사전 결정된 프로세스에 의해 B-모드 데이터를 생성한다. B-모드 데이터는 각각의 화소의 밝기에 대응하는 데이터이다. 하나의 프레임에 대한 B-모드 데이터는 B-모드 프레임 데이터(BFD)라 칭한다. B-모드 프레임 데이터(BFD)는 하나의 프레임에 대한 각각의 음향 광선의 B-모드 데이터를 포함한다. B-모드 처리 디바이스로부터의 B-모드 프레임 데이터(BFD) 출력은 표시 제어 디바이스(6)에 입력된다.
- [0040] B-유동 처리 디바이스(5)는 동일한 음향 광선 상의 초음파의 다중 전송/수신으로부터 얻어진 에코 신호 상에 B-유동 처리를 수행하고, B-유동 데이터를 생성한다. B-유동 데이터는 각각의 화소의 밝기에 대응하는 데이터이다. 하나의 프레임에 대한 B-유동 데이터는 B-유동 프레임 데이터(ffd)라 칭한다. 따라서, B-유동 처리 디바이스(5)는 B-유동 프레임 데이터(ffd)의 생성을 수행한다(B-유동 프레임 데이터 생성 기능). B-유동 프레임 데이터(ffd)는 하나의 프레임에 대한 각각의 음향 광선의 B-유동 데이터를 포함한다. B-유동 처리 디바이스(5)로부터의 B-유동 프레임 데이터(ffd) 출력은 표시 제어 디바이스(6)에 입력된다. B-유동 프레임 처리 디바이스(5)는 본 발명의 프레임 데이터 생성 디바이스의 실시예의 일 예이다. B-유동 데이터에 기초하여 표시된 B-유동 이미지는 혈류의 이미지의 실시예의 일 예이고, B-유동 프레임 데이터(ffd)는 혈류의 이미지의 프레임 데이터의 실시예의 일 예이다.
- [0041] 표시 제어 디바이스(6)는 도 2에 도시된 바와 같이, 메모리(61), B-모드 데이터 생성 디바이스(62), 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63), B-유동 이미지 데이터 생성 디바이스(64) 및 이미지 표시 제어 디바이스(65)를 포함한다. 메모리(61)는 RAM(임의 접근 메모리) 또는 ROM(판독 전용 메모리)와 같은 반도체 메모리를 포함한다. B-모드 프레임 데이터(BFD) 또는 B-유동 프레임 데이터(ffd)는 예를 들어 메모리(61) 내에 저장된다. B-모드 프레임 데이터(BFD) 및 B-유동 프레임 데이터(ffd)는 HDD(10) 내에 저장될 수 있다.
- [0042] B-모드 이미지 데이터 생성 디바이스(61)는 주사 컨버터에 의한 B-모드 프레임 데이터(BFD)의 주사 변환에 의해 B-모드 이미지 데이터를 생성한다.
- [0043] 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 상이한 시간 위상에서 복수의 B-유동 프레임 데이터(ffd)에서 서로 대응하는 화소 데이터로부터의 표준 데이터보다 높은 밝기인 에러 데이터를 제외하고 현재 데이터를 사용하여 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD)를 생성한다(처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 기능). 상세는 이하에 설명될 것이다. 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 본 발명의 처리된 프레임 데이터 생성 디바이스의 실시예의 일 예이다. 또한, 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD)는 본 발명의 처리된 프레임 데이터의 실시예의 일 예이다.
- [0044] B-유동 이미지 데이터 생성 디바이스(64)는 주사 컨버터에 의해 처리된 B-모드 프레임 데이터(FFD)를 주사 변환

함으로써 B-유동 이미지 데이터를 생성한다.

- [0045] 이미지 표시 제어 디바이스(65)는 B-모드 이미지 데이터 및 B-유동 이미지 데이터를 추가하고 B-모드 이미지 및 B-유동 이미지의 조합된 초음파 이미지를 표시한다(이미지 표시 기능). 즉, 이 실시예에서, B-유동 이미지인 혈류 이미지는 B-모드 이미지와 조합된 후에 디스플레이(7)에서 표시된다. 이미지 표시 제어 디바이스(65)는 본 발명의 이미지 표시 제어 디바이스의 실시예의 일 예이다.
- [0046] 디스플레이 디바이스(7)는 예를 들어 LCD(액정 디스플레이) 또는 CRT(음극선관)을 포함한다. 조작 디바이스(8)는 조작자가 명령 또는 정보를 입력하게 하기 위한 키보드 또는 포인팅 디바이스(미도시)를 포함한다. 조작 디바이스(8)에 의해, 조작자는 이하에 설명되는 바와 같이 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD)의 생성이 목적인 추정된 에러 데이터 또는 프레임 데이터의 수를 입력한다. 조작 디바이스(8)는 본 발명의 프레임수 입력 디바이스 또는 추정된 에러 데이터수 입력 디바이스의 실시예의 일 예이다.
- [0047] 제어 디바이스(9)는 CPU(중앙 처리 유닛)를 포함한다. 제어 디바이스(9)는 HDD(10) 내에 저장된 제어 프로그램을 판독하고, 초음파 진단 장치의 각각의 디바이스에서 B-유동 프레임 데이터 생성 기능, 처리된 B-유동 프레임 데이터 처리 기능 및 이미지 표시 기능을 포함하는 기능을 실행한다.
- [0048] 이 실시예의 초음파 진단 장치(1)의 동작이 설명된다. B-모드 처리 디바이스(4)는 B-모드 프레임 데이터(BFD)를 생성하고, B-유동 처리 디바이스(5)는 초음파 프로브(2)를 통한 초음파의 전송/수신에 의해 얻어진 에코 신호에 기초하여 B-유동 프레임 데이터(ffd)를 생성한다. 다음, B-모드 프레임 데이터(BFD) 및 B-유동 프레임 데이터(ffd)가 메모리(61) 내에 저장된다.
- [0049] B-모드 이미지 데이터 생성 디바이스(62)는 B-모드 프레임 데이터(BFD)에 기초하여 B-모드 이미지 데이터를 생성한다. 한편, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 B-유동 프레임 데이터(ffd)에 기초하여 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD)를 생성한다. 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD)의 생성이 도 3의 흐름도에 기초하여 상세히 설명된다.
- [0050] 도 4에 도시된 바와 같이, B-유동 프레임 데이터(ffdn)가 프레임 Fn의 시간 위상에 대해 얻어지고, 프레임 Fn에 대한 초음파 이미지가 표시된다. 도 3의 단계 S1 내지 S5는 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFDn)를 생성하기 위해 현재 프레임(Fn)과 현재 프레임(Fn)으로부터 후방의 2개의 프레임[F(n-1) 및 F(n-2)]인 3개의 프레임의 B-유동 프레임 데이터[ffdn, ffd(n-1), ffd(n-2)] 상에 수행된다.
- [0051] 단계 S1 내지 S5의 프로세스 및 프로세스 B-유동 프레임 데이터(FFD)의 생성의 대상인 프레임의 수는 전송된 바와 같이 3개의 프레임에 한정되는 것은 아니라는 것을 주목하라. 더욱이, 프레임의 수는 조작 디바이스(8)에서 조작자에 의해 임의의 수로 설정될 수 있다.
- [0052] 단계 S1 내지 S5가 설명된다. 단계 S1 내지 S5는 하나의 화소에 대한 프로세스이고, 따라서 단계 S1 내지 S5는 하나의 프레임에 대한 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFDn)를 생성하기 위해 각각의 화소 상에 수행된다.
- [0053] 먼저, 단계 S1에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 B-유동 프레임 데이터[ffdn, ffd(n-1), ffd(n-2)] 내에서 서로 대응하는 화소 데이터의 최대 밝기(본 명세서에서, 이하 "최대 밝기 데이터"라 칭함)를 갖는 데이터를 식별하고, 추정된 에러 데이터로서 데이터를 정의한다. 이 실시예에서, 추정된 에러 데이터의 수는 "1"이지만, 복수의 데이터가 제 2 변형 실시예에 설명된 바와 같이 밝기의 감소하는 순서의 추정된 에러 데이터로서 정의될 수 있다. 또한, 추정된 에러 데이터의 수는 조작 디바이스(8)를 통해 입력함으로써 수정될 수 있다.
- [0054] 다음, 단계 S2에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 최대 밝기 데이터가 현재 프레임의 B-유동 프레임 데이터인지 여부를 판정한다. 여기서, 현재 시간 위상은 프레임 Fn이고, 프레임 Fn은 현재 프레임이어서 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 최대 밝기 데이터가 B-유동 프레임 데이터(ffdn)의 데이터인지 여부를 판정한다.
- [0055] 단계 S2에서, 최대 밝기 데이터가 B-유동 프레임 데이터(ffdn)의 데이터로서 판정되지 않을 때(단계 S2에서 아니오), 이는 단계 S3로 진행한다. 한편, 최대 밝기 데이터가 B-유동 프레임 데이터(ffdn)의 데이터로서 판정될 때(단계 S2에서 예), 이는 단계 S4로 진행한다.
- [0056] 예를 들어, 도 5 내지 도 7에서, 데이터 dn은 프레임 Fn의 B-유동 프레임 데이터(ffdn) 내의 하나의 화소의 데이터이고, 데이터 d(n-1)은 프레임 F(n-1)의 B-유동 프레임 데이터[(ffd(n-1))] 내의 하나의 화소의 데이터이고, 데이터 d(n-2)는 프레임 F(n-2)의 B-유동 프레임 데이터[(ffd(n-2))] 내의 하나의 화소의 데이터이다. 도

5에서, 데이터 $d(n-1)$ 은 최대 밝기 데이터이고, 데이터 d_n 은 도 6 및 도 7의 최대 밝기 데이터이다. 따라서, 이는 도 5에 도시된 경우에 단계 S3로 진행하고, 도 6 및 도 7에 도시된 경우에 단계 S4로 진행한다.

[0057] 단계 S3에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD_n)로서 프레임 F_n의 데이터를 결정한다. 즉, 데이터 d_n 은 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD_n)의 데이터이다. 한편, 단계 S4에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 데이터 d_n 이 사전 결정된 밝기를 갖는 표준 데이터보다 밝은 데이터인지 여부를 판정한다. 판정된 밝기의 정도는 조작 디바이스(8)를 통해 조작자에 의해 설정될 수 있고, HDD(10) 또는 메모리(61) 내에 미리 저장될 수 있다.

[0058] 여기서, 표준 데이터에 대해 설명된다. 표준 데이터는 B-유동 프레임 데이터[ffd_n, ffd($n-1$), ffd($n-2$)] 내의 데이터 d_n , $d(n-1)$, $d(n-2)$ 의 추정된 에러 데이터인 최대 밝기 데이터를 제외한 현재 프레임의 데이터이다. 즉, 프레임 f($n-1$)의 데이터 $d(n-1)$ 은 이 실시예에서 표준 데이터이다. 따라서, 단계 S4에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 데이터 d_n 이 사전 결정된 밝기를 갖는 데이터 $d(n-1)$ 보다 밝은지 여부를 판정한다. 특히, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 데이터 d_n 과 데이터 $d(n-1)$ 사이의 밝기의 차이(D)가 사전 결정된 임계값(DTH) 이상인지 여부를 판정한다. 데이터 d_n 과 데이터 $d(n-1)$ 의 차이가 임계값(DTH) 이상인 것으로 판정된 데이터 d_n 은 "에러 데이터"라 칭한다. 즉, 에러 데이터는 사전 결정된 밝기를 갖는 표준 데이터보다 밝은 데이터이다.

[0059] 단계 S4에서, 데이터 d_n 과 데이터 $d(n-1)$ 의 차이가 임계값(DTH) 미만일 때(단계 S4에서 아니오), 이는 단계 S3으로 진행한다. 한편, 데이터 d_n 과 데이터 $d(n-1)$ 의 차이가 임계값(DTH) 이상이면(단계 S4에서 예), 이는 단계 S5로 진행한다. 단계 S5에서, 에러 데이터로서 판정된 최대 밝기 데이터인 데이터를 제외한 데이터로부터의 현재 데이터인 데이터 $d(n-1)$ 은 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD_n)의 데이터이다.

[0060] 도 6에서, 데이터 d_n 과 데이터 $d(n-1)$ 의 밝기의 차이(D1)는 임계값(DTH) 미만이고 이는 단계 S3의 프로세스로 진행한다. 단계 S3에서, 데이터 d_n 은 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD_n)의 데이터이다.

[0061] 도 7에서, 데이터 d_n 과 데이터 $d(n-2)$ 의 밝기의 차이(D2)가 임계값(DTH) 이상이고 이는 단계 S5의 프로세스로 진행한다. 단계 S5에서, 데이터 $d(n-1)$ 은 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD_n)의 데이터이다.

[0062] 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 각각의 화소의 데이터에 대해 단계 S1 내지 S5에서 프로세스를 수행하고 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD_n)를 생성한다. 단계 S1 내지 S5의 프로세스에서, 현재 데이터인 데이터 d_n 이 추정된 에러 데이터(최대 밝기 데이터)가 아닐 때, 현재 프레임의 데이터 d_n 은 처리된 프레임 데이터(FFD_n)에 대한 데이터로서 사용되어 에러 데이터를 제외한 현재 데이터가 사용되게 된다. 한편, 데이터 d_n 이 추정된 에러 데이터일 때에도, 추정된 에러 데이터 내의 표준 데이터보다 높은 밝기인 에러 데이터를 제외한 현재 프레임의 데이터[도 6의 데이터 d_n 및 데이터 $d(n-1)$]가 처리된 프레임 데이터(FFD_n)에 대한 데이터에 사용되어 에러 데이터를 제외한 현재 데이터가 유사하게 사용되게 된다. 따라서, 단계 S1 내지 S5를 처리함으로써 생성된 처리된 B-유동 프레임 데이터는 에러 데이터를 제외한 현재 데이터를 사용한다.

[0063] 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD_n)가 생성될 때, B-유동 이미지 데이터 생성 디바이스(64)는 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD_n)에 기초하여 B-유동 이미지 데이터를 생성한다. B-유동 이미지 데이터가 생성된 후에, 이미지 표시 제어 디바이스(65)는 B-유동 이미지 데이터와 B-모드 이미지 데이터를 조합하고, 초음파 이미지(G)를 표시한다.

[0064] 프레임 F_n의 다음의 프레임 F($n+1$)의 처리된 B-유동 프레임 데이터[FFD($n+1$)]의 생성을 위해, 단계 S1 내지 S5가 프레임 F_n($n+1$) 및 프레임 F_n($n+1$)로부터 후방의 2개의 프레임 F_n 및 F($n-1$)인 3개의 프레임의 B-유동 프레임 데이터[ffd_n($n+1$), ffd_n, ffd($n-1$)] 상에서 수행된다. 또한, 프레임 F_n($n+1$) 다음의 프레임 F($n+2$)의 처리된 B-유동 프레임 데이터[FFD($n+2$)]의 생성을 위해, 단계 도 3의 S1 내지 S5가 프레임 F_n($n+2$) 및 프레임 F_n($n+2$)로부터 후방의 2개의 프레임 F_n($n+1$) 및 F_n인 3개의 프레임의 B-유동 프레임 데이터[ffd($n+2$), ffd($n+1$), ffd_n] 상에 수행된다.

[0065] 이 실시예의 전술된 초음파 진단 장치(1)에 따르면, 에러 데이터를 제외한 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD)에 기초하여 생성된 B-유동 이미지가 표시되어 이미지가 1개 또는 2개의 프레임 상에 순간적인 높은 밝기를 표시하는 것이 방지되게 되고, 용이하게 조망 가능한 이미지가 표시될 수 있게 된다. 또한, 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD)는 에러 데이터를 제외한 현재 데이터를 포함하여 혈류를 명확하게 표시하는 B-유동 이미지가 표시될 수 있게 된다.

[0066] 제 1 실시예의 변형예가 설명된다. 먼저, 제 1 변형 실시예가 설명된다. 표준 데이터는 처리된 B-유동 프레임

데이터(FFD)를 생성하기 위한 대상으로서 복수의 B-유동 프레임 데이터(ffd) 내의 대응 화소 데이터의 중앙 데이터일 수 있다. 예를 들어, 도 6에서, 중앙 데이터는 데이터 $d(n-1)$ 이고, 단계 S4에서 데이터 d_n 은 표준 데이터인 데이터 $d(n-1)$ 보다 밝은 사전 결정된 밝기를 갖는 데이터인지 여부가 판정된다. 도 7에서, 중앙 데이터는 데이터 $d(n-2)$ 이고, 단계 S4에서 데이터 d_n 은 표준 데이터인 데이터 $d(n-2)$ 보다 밝은 사전 결정된 밝기를 갖는 데이터인지 여부가 판정된다.

[0067] 다음, 제 2 변형 실시예가 설명된다. 제 2 변형 실시예에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD)를 생성하기 위한 대상인 프레임의 수는 4개의 프레임이다. 예를 들어, 도 8에 도시된 바와 같이, 프레임 F_n 의 시간 위상에 대한 초음파 이미지를 표시하기 위한 경우가 도 9의 흐름도에 기초하여 설명된다. 도 9에 도시된 단계 S11 내지 S15에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD $_n$)의 생성이 프레임 F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$, $F(n-3)$ 의 B-유동 프레임 데이터[ffd $_n$, ffd($n-1$), ffd($n-2$), ffd($n-3$)]에 기초하여 수행된다.

[0068] 먼저, 단계 S11에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 B-유동 프레임 데이터[ffd $_n$, ffd($n-1$), ffd($n-2$), ffd($n-3$)] 내에서 서로 대응하는 화소 데이터로부터 최대 밝기 데이터 및 제 2 최고 밝기 데이터를 결정하고, 이들은 추정된 에러 데이터로서 고려된다. 이 제 2 변형 실시예에서, 최대 밝기 데이터는 제 1 밝기 데이터라 칭하고, 제 2 최고 밝기 데이터는 제 2 밝기 데이터라 칭한다. 따라서, 제 1 밝기 데이터 및 제 2 밝기 데이터는 추정된 에러 데이터이다.

[0069] 다음에, 단계 S12에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 제 1 밝기 데이터 또는 제 2 밝기 데이터 중 어느 하나가 현재 프레임의 B-유동 프레임 데이터의 데이터인지 여부를 판정한다. 프레임 F_n 은 여기서 현재 프레임이고, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 제 1 밝기 데이터 또는 제 2 밝기 데이터 중 어느 하나가 B-유동 프레임 데이터(ffd $_n$)의 데이터인지 여부를 판정한다.

[0070] 단계 S12에서, 제 1 밝기 데이터 및 제 2 밝기 데이터 중 어느 하나가 B-유동 프레임 데이터(ffd $_n$)로서 판정되지 않을 때(단계 S12에서 아니오), 이는 다음 단계 S13으로 진행한다. 한편, 단계 S12에서, 제 1 밝기 데이터 및 제 2 밝기 데이터 중 어느 하나가 B-유동 프레임 데이터(ffd $_n$)로서 판정될 때(단계 S12에서 예), 이는 다음 단계 S14로 진행한다.

[0071] 도 10에 도시된 바와 같이, 예를 들어 데이터 $d(n-2)$ 가 제 1 밝기 데이터이고 데이터 $d(n-1)$ 이 제 2 밝기 데이터일 때, 이는 단계 S13으로 진행한다. 다른 한편으로, 도 11에 도시된 바와 같이, 데이터 $d(n-1)$ 이 제 1 밝기 데이터이고 데이터 d_n 이 제 2 밝기 데이터일 때, 그리고 도 12에 도시된 바와 같이, 데이터 d_n 이 제 1 밝기 데이터이고 데이터 $d(n-1)$ 이 제 2 밝기 데이터일 때, 이는 단계 S14로 진행한다.

[0072] 단계 S13에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 단계 S3의 프로세스와 같이 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD $_n$)로서 프레임(F_n)의 데이터를 규정한다. 즉, 데이터 d_n 은 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD $_n$)이다. 한편, 단계 S14에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 데이터 d_n 이 사전 결정된 밝기를 갖는 표준 데이터보다 밝은지 여부를 판정한다.

[0073] 표준 데이터가 여기에 설명된다. 표준 데이터는 데이터 d_n , $d(n-1)$, $d(n-2)$, $d(n-3)$ 의 추정된 에러 데이터인 제 1 및 제 2 밝기 데이터를 제외한 데이터 내의 현재 프레임 데이터이다. 따라서, 도 11에서, 표준 데이터는 도 12의 데이터 $d(n-2)$ 이고, 데이터 $d(n-2)$ 이다. 따라서, 도 11에 도시된 예에서, 데이터 d_n 의 밝기가 표준 데이터보다 더 밝은 사전 결정된 밝기를 갖는지 여부를 판정하기 위해, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 데이터 d_n 과 데이터 $d(n-2)$ 사이의 밝기의 차이(D3)가 사전 결정된 임계값(DTH)보다 높은지 여부를 판정된다. 도 12에 도시된 예에서, 단계 S14에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 데이터 d_n 이 표준 데이터보다 더 밝은 사전 결정된 밝기를 갖는지 여부를 판정하기 위해, 데이터 d_n 과 데이터 $d(n-2)$ 사이의 밝기의 차이(D4)가 사전 결정된 임계값(DTH)보다 큰지의 여부를 판정한다.

[0074] 단계 S14에서, 데이터 d_n 이 표준 데이터보다 밝지 않은 사전 결정된 밝기를 갖는 것으로 판정될 때(단계 S14에서 아니오), 이는 단계 S13으로 진행한다. 한편, 단계 S14에서, 데이터 d_n 이 표준 데이터보다 밝은 사전 결정된 밝기를 갖는 것으로 판정될 때(단계 S14에서 예), 이는 단계 S15로 진행한다. 단계 S15에서, 제 1 및 제 2 밝기 데이터를 제외한 현재 데이터는 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD $_n$)이다.

[0075] 도 11에서, 데이터 d_n 과 데이터 $d(n-2)$ 사이의 밝기의 차이(D3)는 임계값(DTH) 미만이다. 따라서, 이는 단계 S13으로 진행하고, 데이터 d_n 은 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD $_n$)의 데이터이다.

[0076] 도 12에서, 데이터 d_n 과 데이터 $d(n-2)$ 사이의 밝기의 차이(D4)는 임계값(DTH) 이상이고, 데이터 d_n 은 에러 데이터이다. 따라서, 이는 단계 S15로 진행하고, 제 1 및 제 2 밝기 데이터를 제외한 현재 데이터인 데이터 $d(n-$

2)는 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD)의 데이터이다.

[0077] 또한 제 2 변형 실시예에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)가 각각의 화소의 데이터에 대해 단계 S11 내지 S15의 프로세스를 수행하고, 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFDn)를 생성한다. 단계 S11 내지 S15에서, 현재 프레임의 데이터인 데이터 dn이 추정된 에러 데이터(제 1 및 제 2 밝기 데이터)가 아닐 때, 현재 프레임의 데이터 dn이 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFDn)에 대한 데이터로서 사용되어 에러 데이터를 제외한 현재 데이터가 사용되게 된다. 한편, 데이터 dn이 추정된 에러 데이터일 때, 추정된 에러 프레임을 제외한 현재 프레임의 데이터[도 11의 데이터 dn 및 도 12의 데이터 d(n-1)]가 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFDn)에 대해 사용되어 에러 데이터를 제외한 현재 데이터가 사용되게 된다. 따라서, 단계 S11 내지 S15를 처리함으로써 생성된 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFDn)는 또한 에러 데이터를 제외한 현재 데이터를 사용하는 데이터이다.

[0078] 높은 밝기의 프레임의 수가 증가하더라도, 추정된 에러 데이터의 수가 단지 하나로 설정될 때, 데이터가 에러 데이터인지 여부의 판정이 표준 데이터로서 높은 밝기 데이터에 기초하여 수행되는 높은 가능성이 존재한다. 따라서, 에러 데이터로서 사용되는 것으로 추정되지 않는 데이터가 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD)에 대해 사용될 수 있는 가능성이 존재한다. 그러나, 제 2 변형 실시예에서, 제 1 및 제 2 밝기 데이터는 추정된 에러 데이터로서 사용되고, 2개의 프레임을 위한 데이터는 표준 데이터가 제외된다. 이것이 에러 데이터인지 여부에 대한 판정이 이러한 표준 데이터에 기초하여 수행되어 심지어 높은 밝기 프레임의 수가 증가하게 되고, 에러 데이터로 사용되는 것으로 추정되지 않는 데이터가 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD)에 대해 사용되는 것이 배제될 수 있다. 따라서, 순간적으로 높은 밝기를 표시하는 이미지의 표시가 더 효율적으로 방지될 수 있다.

[0079] 전술된 설명으로부터, 순간적으로 높은 밝기를 도시하는 이미지가 표시될 때, 조작자는 추정된 에러 데이터의 수를 제어하고, 이미지가 순간적인 높은 밝기를 표시하는 것을 방지한다.

[0080] 제 2 변형 실시예의 단계 S15에서, 데이터 dn이 도 12에 도시된 바와 같은 에러 데이터일 때, 제 2 밝기 데이터인 데이터 d(n-1)은 데이터가 표준 데이터인 데이터 d(n-2)보다 밝은 사전 결정된 밝기를 갖는 에러 데이터인지 여부를 판정할 수 있다. 데이터 d(n-1)이 에러 데이터일 때, 에러 데이터를 제외한 현재 데이터인 데이터 d(n-2)는 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFDn)이다. 한편, 데이터 d(n-1)이 에러 데이터가 아닐 때, 데이터 d(n-1)은 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFDn)로서 사용된다. 이에 따르면, 에러 데이터를 제외하고 현재 프레임 데이터를 사용하는 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD)가 생성될 수 있다.

[0081] 다음에, 제 3 변형 실시예가 설명된다. 혈류 이미지는 B-유동 이미지에 한정되는 것은 아니고, 컬러 도플러 이미지 또는 파워 도플러 이미지가 적용될 수 있다. 혈류 이미지가 컬러 도플러 이미지일 때, 이미지가 컬러 도플러 이미지 내에서 순간적인 높은 혈액 속도 또는 높은 파워를 표시하는 것을 방지하기 위해, 상이한 시간 위상에서 복수의 도플러 프레임에서, 서로 대응하는 화소 데이터로부터 표준 데이터보다 빠른 혈액 속도 또는 높은 파워인 에러 데이터를 제외하고 현재 데이터를 사용하여 처리된 도플러 프레임 데이터가 생성된다. 다음에, 처리된 도플러 프레임 데이터에 기초하는 컬러 도플러 이미지가 표시된다. 도플러 프레임 데이터 및 처리된 도플러 프레임 데이터는 도플러 처리된 에코 신호에 의해 생성된 혈액 속도 및/또는 혈류 파워의 데이터를 포함한다는 것을 주목하라. 혈류 이미지가 전술된 바와 같이 컬러 도플러 이미지일 때, 추정된 에러 데이터 및 에러 데이터는 표준으로서 밝기 대신에 혈류 또는 혈류 파워를 사용함으로써 결정되고, 처리된 도플러 프레임 데이터는 전술된 바와 같이 생성된다. 즉, 전술된 추정된 에러 데이터에 대해, 최대 혈액 속도 데이터 또는 혈액 속도의 감소하는 순서의 복수의 데이터가 최대 밝기 데이터 또는 밝기의 감소하는 순서의 복수의 데이터 대신에 사용되고, 이어서 전술된 바와 같은 에러 데이터가 결정되고, 처리된 도플러 프레임 데이터가 생성된다. 또는, 추정된 데이터로서, 최대 혈류 파워 데이터 또는 혈류 파워의 감소하는 순서의 복수의 데이터가 최대 밝기 데이터 또는 밝기의 감소하는 순서의 복수의 데이터 대신에 사용되고, 이어서 전술된 바와 같은 에러 데이터가 결정되고, 처리된 도플러 프레임 데이터가 생성된다.

[0082] 혈류 이미지가 파워 도플러 이미지일 때, 이미지가 파워 도플러 이미지 내에 순간적인 높은 파워를 표시하는 것을 방지하기 위해, 상이한 시간 위상에서 복수의 도플러 프레임 데이터에서, 서로 대응하는 화소 데이터로부터 표준 데이터보다 높은 혈류 파워인 에러 데이터를 제외하고 현재 데이터를 사용하여 처리된 도플러 프레임 데이터가 생성된다. 이 경우에, 추정된 에러 데이터 및 에러 데이터는 밝기 대신에 혈류 파워의 기준에 기초하여 결정되고, 처리된 도플러 프레임 데이터가 상기와 같이 생성된다.

[0083] <제 2 실시예>

[0084] 다음에, 제 2 실시예가 설명된다. 단지 제 1 실시예와는 상이한 구성 및 동작이 이하에 설명된다.

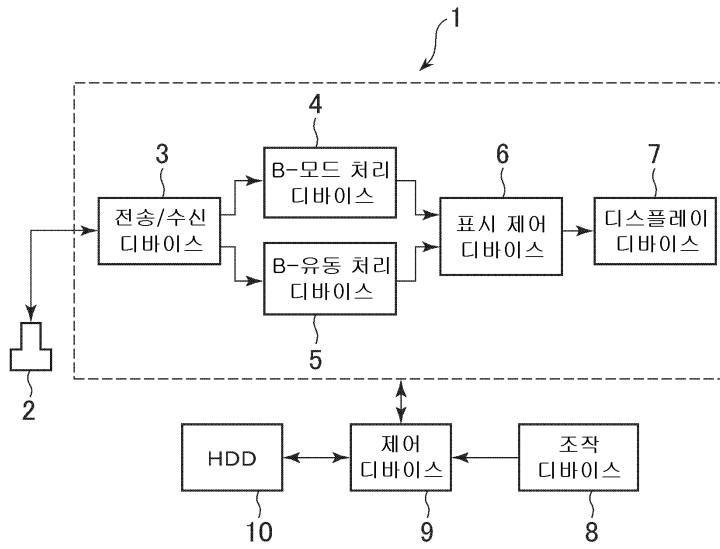
- [0085] 이 실시예에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 밝기가 상이한 시간 위상에서 복수의 B-유동 프레임 데이터(ffd) 내에서 서로 대응하는 화소 데이터의 중앙 데이터인 데이터를 사용하여 각각의 프레임에 대한 처리된 B-유동 프레임 데이터를 생성한다.
- [0086] 본 실시예에 있어서 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD)의 생성이 도 13의 흐름도에 기초하여 설명된다. 여기서, 프레임 F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$ 의 B-유동 프레임 데이터[ffd_n, ffd(n-1), ffd(n-2)]는 도 13의 단계 S21, S22의 처리를 위한 대상이고, 프레임 F_n 상의 표시가 설명된다.
- [0087] 먼저, 단계 S21에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 그 밝기가 B-유동 프레임 데이터[ffd_n, ffd(n-1), ffd(n-2)]에서 서로 대응하는 화소 데이터의 중간점인 데이터를 결정한다. 예를 들어, 도 14에 도시된 바와 같이, 밝기가 데이터 d_n , $d(n-1)$, $d(n-2)$ 의 순서로 감소될 때, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 데이터 $d(n-1)$ 을 밝기가 중간점인 데이터로서 결정한다.
- [0088] 다음에 단계 S22에서, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)는 데이터 $d(n-1)$ 을 프레임 F_n 에 대한 처리된 B-유동 프레임 데이터(FFD_n)로서 결정한다. 다음, 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스(63)가 각각의 화소의 데이터에 대해 단계 S21, S22를 수행하고, 처리된 B-프레임 데이터(FFD_n)를 생성한다.
- [0089] 본 실시예에 따르면, 그 밝기가 중간점인 데이터를 사용하여 처리된 B-유동 프레임 데이터에 기초하여 생성된 B-유동 이미지가 표시된다. 따라서, 제 1 실시예와 같이, 이미지가 순간적인 높은 밝기를 표시하는 것이 방지되고, 용이하게 조망된 이미지가 표시될 수 있다.
- [0090] 다음에, 제 2 실시예의 변형 실시예가 설명된다. 이 실시예에서, 혈류 이미지는 컬러 도플러 이미지 또는 파워 도플러 이미지일 수 있다. 혈류 이미지가 컬러 도플러 이미지일 때, 상이한 시간 위상에서 복수의 도플러 프레임 데이터에서, 중간점이 처리된 도플러 프레임 데이터를 생성하기 위해 밝기 대신에 혈액 속도 또는 혈류 파워에 기초하여 결정된다. 다음에, 처리된 도플러 프레임 데이터에 기초하여 컬러 도플러 이미지가 표시된다. 혈류 이미지가 파워 도플러 이미지일 때, 상이한 시간 위상에서 복수의 도플러 프레임 데이터에서, 중간점이 처리된 도플러 프레임 데이터를 생성하기 위해 밝기 대신에 혈류 파워에 기초하여 결정된다. 다음에, 처리된 도플러 프레임 데이터에 기초하여 파워 도플러 이미지가 표시된다.
- [0091] 본 발명의 다수의 광범위하게 상이한 실시예가 본 발명의 사상 및 범주로부터 벗어나지 않고 구성될 수 있다. 본 발명은 첨부된 청구범위에 규정된 바를 제외하고는 명세서에 설명된 특정 실시예에 한정되는 것은 아니라는 것이 이해되어야 한다.

부호의 설명

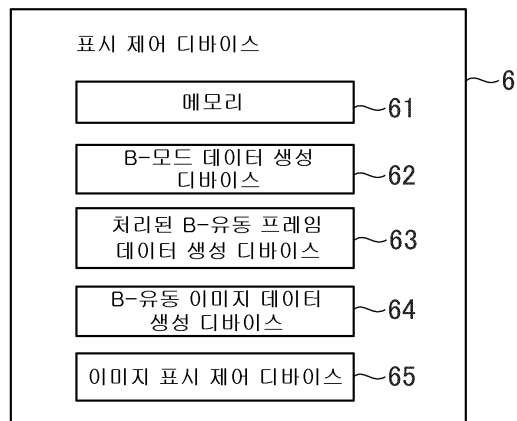
- [0092]
- | | |
|------------------------------|----------------------|
| 1: 초음파 진단 장치 | 2: 초음파 프로브 |
| 3: 전송/수신 디바이스 | 4: B-모드 처리 디바이스 |
| 5: B-유동 처리 디바이스 | 6: 표시 제어 디바이스 |
| 7: 디스플레이 디바이스 | 8: 조작 디바이스 |
| 9: 제어 디바이스 | 10: HDD |
| 61: 메모리 | 62: B-모드 데이터 생성 디바이스 |
| 63: 처리된 B-유동 프레임 데이터 생성 디바이스 | |
| 64: B-유동 이미지 데이터 생성 디바이스 | |
| 65: 이미지 표시 제어 디바이스 | |

도면

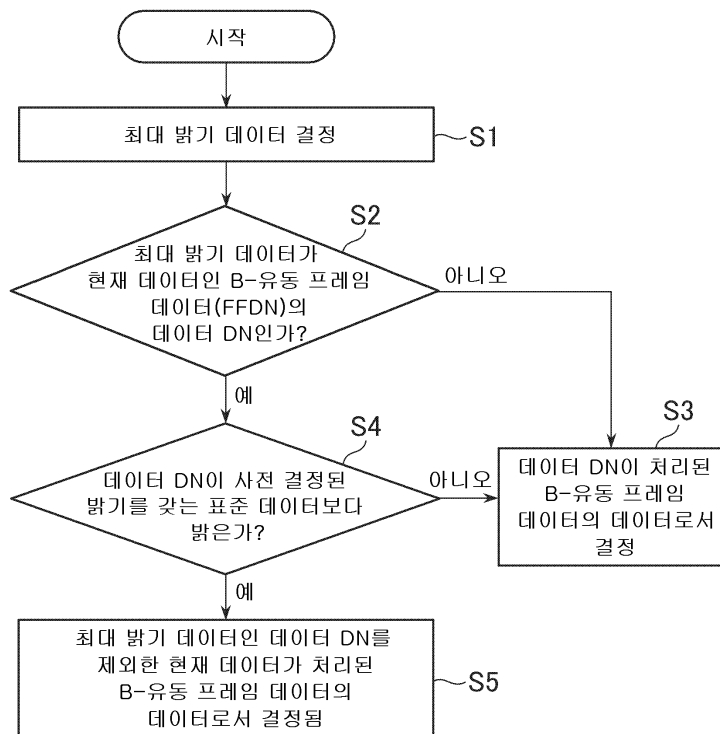
도면1



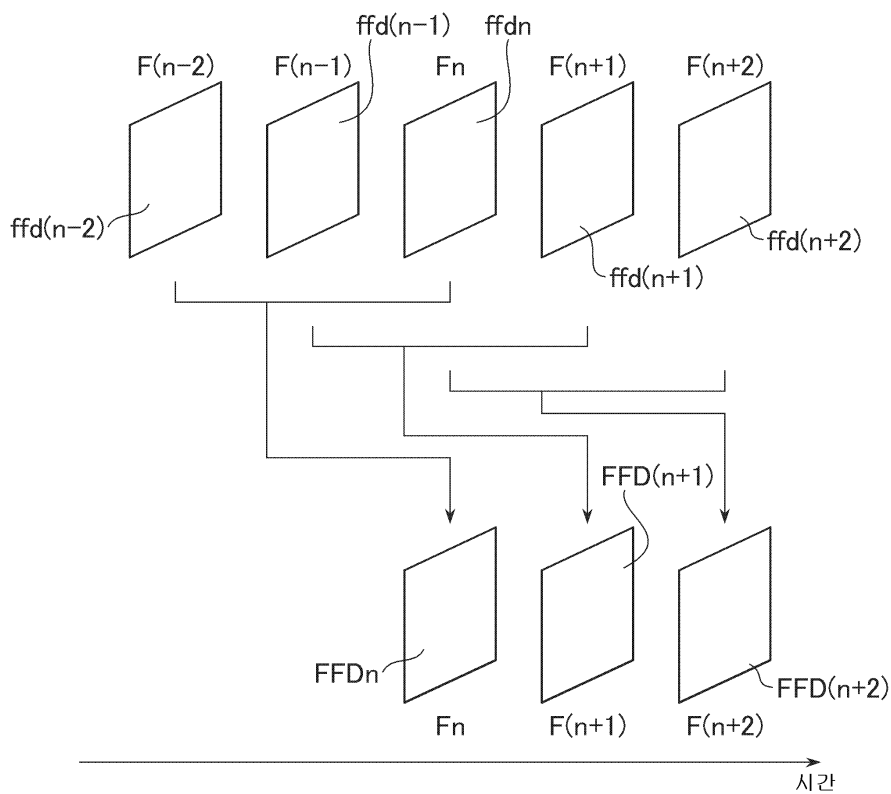
도면2



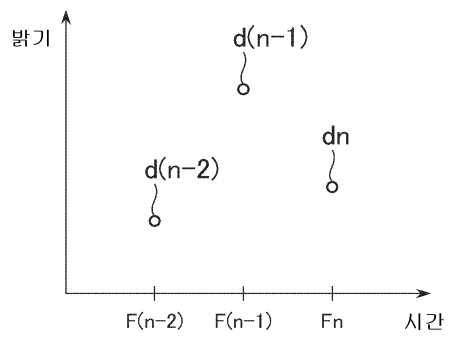
도면3



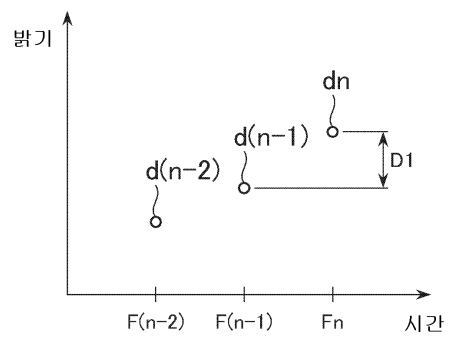
도면4



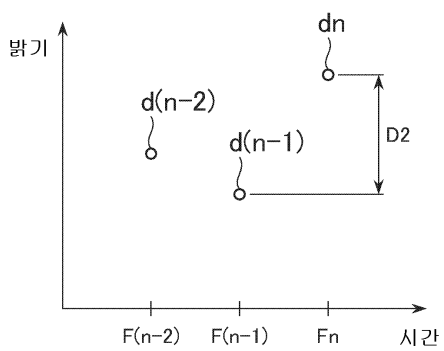
도면5



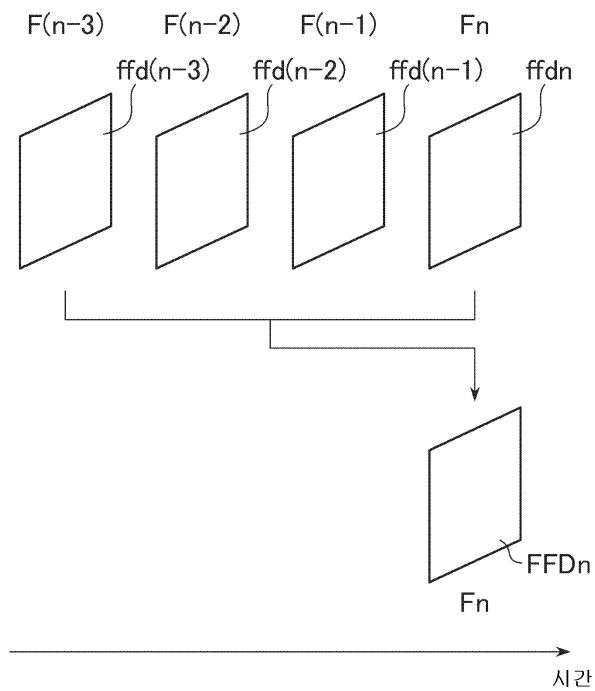
도면6



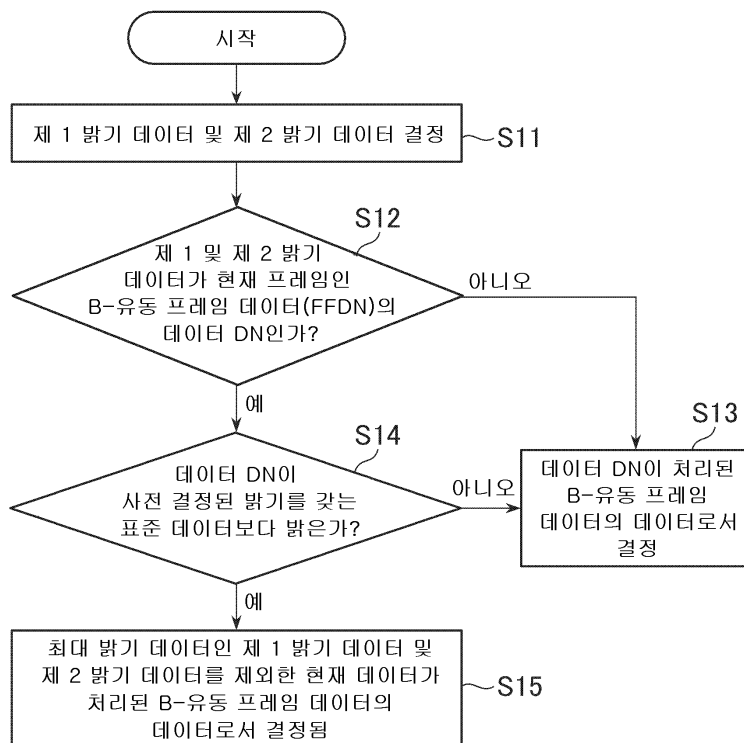
도면7



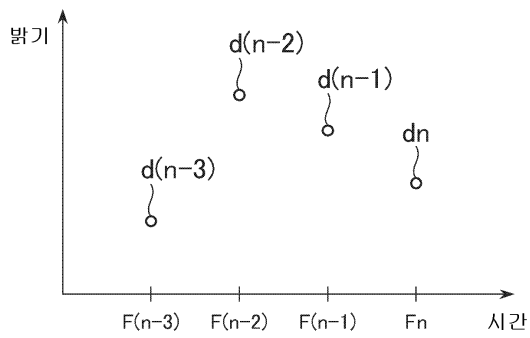
도면8



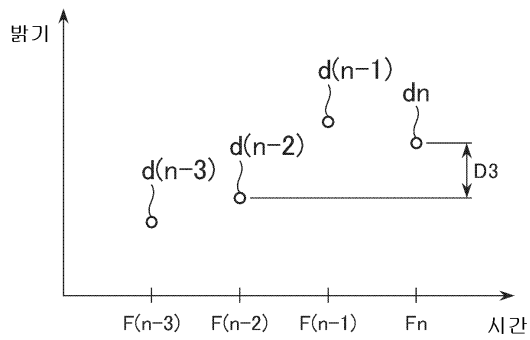
도면9



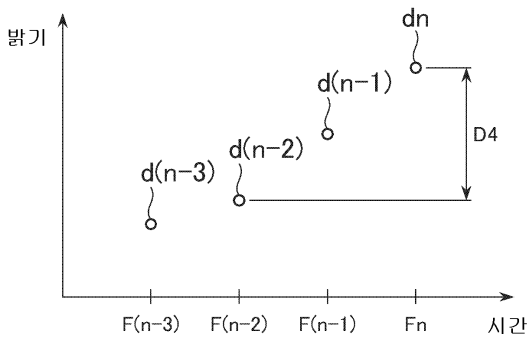
도면10



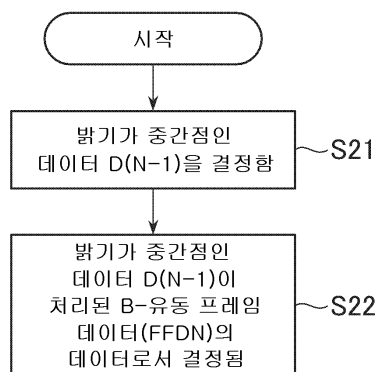
도면11



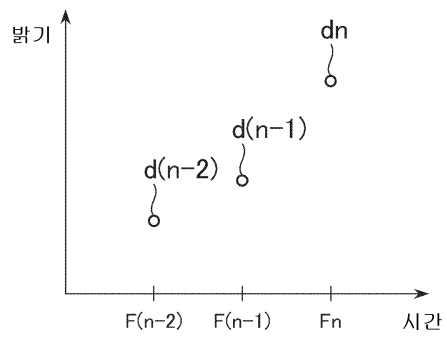
도면12



도면13



도면14



专利名称(译)	超声波诊断设备		
公开(公告)号	KR1020120007457A	公开(公告)日	2012-01-20
申请号	KR1020110069275	申请日	2011-07-13
申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로벌테크놀로지컴파니엘엘씨		
当前申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로벌테크놀로지컴파니엘엘씨		
[标]发明人	MIYAMA KOJI		
发明人	MIYAMA, KOJI		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14 G06F19/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/5269 A61B8/13 A61B8/14		
优先权	2010159470 2010-07-14 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断设备包括图像呈现控制装置，用于基于利用帧数据生成装置处理的帧数据来指示血流图像，用于基于利用相同的多次电力获得的回波信号来创建血流图像的帧数据。声学光学线上的超声波的发送/接收和处理的帧数据生成装置，用于在多个帧数据误差数据中创建在不同时间阶段处理的帧数据，该数据是相应像素数据内的标准数据的亮度，并且使用当前数据的快速血流速度或高血流功率。

