(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2008년06월16일
(11) 등록번호 10-0836146
(24) 등록일자 2008년06월02일

(51) Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2006-0080522
(22) 출원일자 2006년08월24일
심사청구일자 2006년08월24일
(65) 공개번호 10-2007-0023600
(43) 공개일자 2007년02월28일
(30) 우선권주장
1020050077740 2005년08월24일 대한민국(KR)
(56) 선행기술조사문헌
US20050033123 A1
US20050049502 A1
전체 청구항 수 : 총 16 항

(73) 특허권자
주식회사 메디슨
강원 홍천군 남면 양덕원리 114
(72) 발명자
김남철
대구 수성구 범물동 67번지 우방미진하이츠 104-1103
김상현
부산 해운대구 좌동 동부아파트 103-603
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
백만기, 주성민

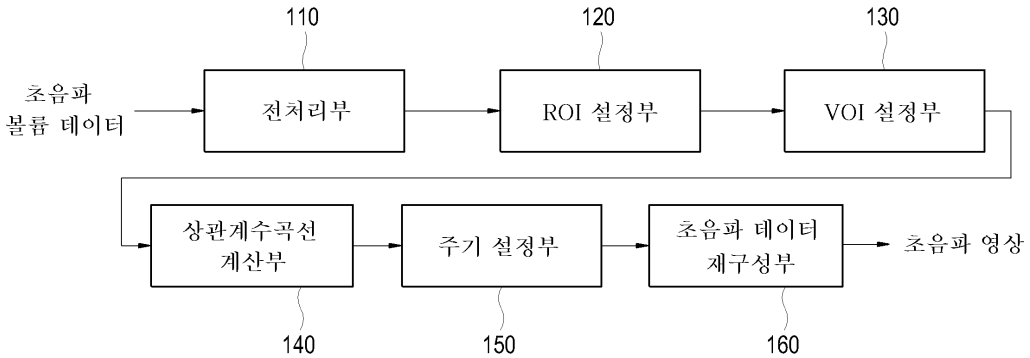
심사관 : 김태훈

(54) 3차원 초음파 영상 처리 장치 및 방법

(57) 요 약

본 발명은 초음파 볼륨 데이터 내에 움직이는 대상체의 움직임 주기를 검출하고, 움직임 주기에 근거하여 대상체의 움직임을 시각화할 수 있는 3차원 초음파 영상 처리 장치에 관한 것이다. 본 발명에 따른 3차원 초음파 영상 처리 장치는 상기 대상체로부터 획득한 초음파 볼륨 데이터를 구성하는 각 프레임에 ROI(region of interest)를 설정하기 위한 ROI 설정부; 상기 초음파 볼륨 데이터에서 소정 개수의 제 1 기준 프레임을 선택하고, 각 기준 프레임의 ROI와 기준 프레임에 인접한 프레임에 설정된 ROI를 조합하여 소정 개수의 VOI(volume of interest)를 설정하기 위한 VOI 설정부; 상기 대상체의 움직임을 보상하기 위해서 상기 VOI를 영상 처리하기 위한 움직임 보상부; 상기 각 VOI에 대해서 시간축 상으로 일정 구간 동안 상관 계수 곡선을 계산하기 위한 상관 계수 곡선 계산부; 상기 상관 계수 곡선을 이용하여 대상체 내에 움직이는 물체의 움직임 주기를 설정하는 주기 설정부; 및 상기 설정된 움직임 주기를 이용하여 상기 초음파 볼륨 데이터를 재구성하여 초음파 영상을 제공하기 위한 초음파 볼륨 데이터 재구성부를 포함한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

곽종인

대구 서구 비산동 93-25

권의철

서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서앤메디슨빌딩

최도영

서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서앤메디슨빌딩

특허청구의 범위

청구항 1

주기적으로 움직이는 물체를 포함하는 대상체의 초음파 영상 처리 장치에 있어서,

상기 대상체로부터 획득한 초음파 볼륨 데이터를 구성하는 각 프레임에 ROI(region of interest)를 설정하기 위한 ROI 설정부;

상기 초음파 볼륨 데이터에서 소정 개수의 제 1 기준 프레임을 선택하고, 각 기준 프레임의 ROI와 기준 프레임에 인접한 프레임에 설정된 ROI를 조합하여 소정 개수의 VOI(volume of interest)를 설정하기 위한 VOI 설정부;

상기 대상체의 움직임을 보상하기 위해서 상기 VOI를 영상 처리하기 위한 움직임 보상부;

상기 각 VOI에 대해서 시간축 상으로 일정 구간 동안 상관 계수 곡선을 계산하기 위한 상관 계수 곡선 계산부;

상기 상관 계수 곡선을 이용하여 대상체 내에 움직이는 물체의 움직임 주기를 설정하는 주기 설정부; 및

상기 설정된 움직임 주기를 이용하여 상기 초음파 볼륨 데이터를 재구성하여 초음파 영상을 제공하기 위한 초음파 볼륨 데이터 재구성부

를 포함하는 초음파 영상 처리 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 움직임 보상부는 이전에 설정된 VOI와 현재 설정한 VOI 간의 픽셀 밝기 값의 절대차를 이용하여 대상체의 움직임 벡터를 추정하고, 추정된 움직임 벡터를 이용하여 대상체의 움직임을 보상하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 처리 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 주기 설정부는,

상관 계수 곡선 계산부에서 계산된 상관 계수 곡선에서 잡음을 줄이기 위해서 필터링(filtering)을 실시하기 위한 필터링부;

필터링을 실시한 상관 계수 곡선에 대해서 기울기를 계산하기 위한 기울기 계산부; 및

기울기가 양에서 음으로 변하는 부호 변환점(zero crossing point)들을 구하고, 부호 변환점들 사이의 간격에 근거하여 상기 움직이는 물체의 전역 주기로 설정하기 위한 부호 변환점 검출부

를 포함하는 초음파 영상 처리 장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 주기 설정부는 상기 전역 주기만큼 상기 제 1 기준 프레임에서 떨어진 곳에 위치하는 프레임을 제 2 기준 프레임으로 설정하고, 제 2 기준 프레임과 이웃하는 프레임간의 상관계수를 계산하여 가장 큰 상관계수를 갖는 프레임과 상기 제 2 기준 프레임간의 간격을 국부 주기로 설정하는 초음파 영상 처리 장치.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 초음파 볼륨 데이터 재구성부는 상기 국부 주기와 상기 전역 주기의 비를 이용하여 각 국부 주기 내에 포함된 프레임들에 대해서 선형 보간을 실시하는 초음파 영상 처리 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 프레임에 ROI를 설정하기 전에 상기 초음파 볼륨 데이터로부터 잡음을 줄이기 위해서 전처리를 실시하기 위한 전처리부를 더 포함하는 초음파 영상 처리 장치.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 전처리부는 웨이블릿 영역(wavelet domain)에서 상기 초음파 볼륨 데이터를 소프트-스레스홀딩(soft-thresholding)을 실시하는 초음파 영상 처리 장치.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 ROI 설정부는 수평 투영을 이용하여 ROI를 설정하기 위한 ROI 경계를 설정하는 초음파 영상 처리 장치.

청구항 9

주기적으로 움직이는 물체를 포함하는 대상체의 초음파 영상 처리 방법에 있어서,

a) 상기 대상체로부터 획득한 초음파 볼륨 데이터를 구성하는 각 프레임에 ROI(region of interest)를 설정하는 단계;

b) 상기 초음파 볼륨 데이터에서 소정 개수의 제 1 기준 프레임을 선택하고, 각 기준 프레임의 ROI와 기준 프레임에 인접한 프레임에 설정된 ROI를 조합하여 소정 개수의 VOI(volume of interest)를 설정하는 단계;

c) 상기 대상체의 움직임을 보상하기 위해서 상기 VOI를 영상 처리하는 단계;

d) 상기 각 VOI에 대해서 시간축 상으로 일정 구간 동안 상관 계수 곡선을 계산하는 단계;

e) 상기 상관 계수 곡선을 이용하여 대상체 내에 움직이는 물체의 움직임 주기를 설정하는 단계; 및

f) 상기 설정된 움직임 주기를 이용하여 상기 초음파 볼륨 데이터를 재구성하여 초음파 영상을 제공하는 단계

를 포함하는 초음파 영상 처리 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 단계 c)는,

c1) 이전에 설정된 VOI와 현재 설정한 VOI 간의 픽셀 밝기 값의 절대차를 이용하여 대상체의 움직임 벡터를 추정하는 단계; 및

c2) 추정된 움직임 벡터를 이용하여 대상체의 움직임을 보상하는 단계

를 포함하는 초음파 영상 처리 방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 e) 단계는,

e1) 상관 계수 곡선 계산부에서 계산된 상관 계수 곡선에서 잡음을 줄이기 위해서 필터링(filtering)을 실시하는 단계;

e2) 필터링을 실시한 상관 계수 곡선에 대해서 기울기를 계산하는 단계; 및

e3) 기울기가 양에서 음으로 변하는 부호 변환점(zero crossing point)들을 구하는 단계; 및

e4) 부호 변환점들 사이의 간격에 근거하여 상기 움직이는 물체의 전역 주기로 설정하는 단계

를 포함하는 초음파 영상 처리 방법.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 단계 e)는,

e5) 상기 주기 설정부는 상기 전역 주기만큼 상기 제 1 기준 프레임에서 떨어진 곳에 위치하는 프레임을 제 2 기준 프레임으로 설정하는 단계;

e6) 상기 제 2 기준 프레임과 이웃하는 프레임간의 상관계수를 계산하는 단계;

e7) 가장 큰 상관계수를 갖는 프레임과 상기 제 2 기준 프레임간의 간격을 국부 주기로 설정하는 단계; 및

e8) 상기 단계 e5) 내지 단계 e7)를 상기 초음파 볼륨 데이터에서 모든 국부 주기가 설정될 때까지 반복하는 단계

를 더 포함하는 초음파 영상 처리 방법.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 단계 f)는 상기 국부 주기와 상기 전역 주기의 비를 이용하여 각 국부 주기 내에 포함된 프레임들에 대해서 선형 보간을 실시하는 초음파 영상 처리 방법.

청구항 14

제 9 항에 있어서,

상기 단계 a) 전에 상기 초음파 볼륨 데이터로부터 잡음을 줄이기 위해서 전처리를 실시하는 단계를 더 포함하는 초음파 영상 처리 방법.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 전처리는 웨이블릿 영역(wavelet domain)에서 상기 초음파 볼륨 데이터를 소프트-스레스홀딩(soft-thresholding)을 실시하는 초음파 영상 처리 방법.

청구항 16

제 9 항에 있어서,

ROI를 설정하기 위한 ROI 경계는 수평 투영을 이용하는 초음파 영상 처리 방법.

명 세 서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

<13> 본 발명은 초음파 영상 처리 장치에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 주기적으로 움직이는 물체를 포함하는 대상체로부터 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터에서 움직이는 물체의 움직임 주기를 검출하고, 검출된 움직임 주기에 근거하여 초음파 볼륨 데이터를 재구성함으로써 움직이는 물체를 시각화할 수 있는 초음파 영상 처리 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

<14> 일반적으로, 스태틱(static) 3차원 이미지는 3차원 프로브(probe)를 통해 시간에 관계없이 3차원 로우 데이터(raw data; x, y, z 좌표상의 데이터)를 획득한 후, 연속하는 프레임들을 합성하고 이를 3차원 렌더링(rendering) 기법을 통해 구성되는 이미지이다. 이러한 스태틱 3차원 이미지는 초음파 진단에 이용하여 외과

수술과 같은 번거로운 절차 없이 인체 내부를 관찰하며 진단할 수 있기 때문에 최근에 널리 사용되고 있다.

<15> 그러나, 스태틱 3차원 이미지는 정지된 이미지이므로, 예컨대 태아와 같이 움직이는 대상체를 실시간으로 관찰하기가 어렵다는 단점이 있다. 따라서, 전술한 바와 같은 문제점을 해결하기 위해, 최근에는 스태틱 3차원 이미지가 아닌 3차원 동영상을 제공하기 위한 방법으로서 라이브 3차원 이미징(live 3-dimensional imaging) 기법이 사용되고 있다. 라이브 3차원 이미징을 통하여 어느 정도의 대상체에 대한 움직임을 나타낼 수 있다.

<16> 한편, 태아의 발육 상태나 질병의 유무 등을 조기 진단하기 위하여 태아 심장에 대한 관심이 높아지고 있다. 태아의 심장과 같이 매우 빠른 속도로 수축과 팽창을 하는 대상체에 대해서는 현재의 3차원 초음파 프로브로 태아의 심장을 움직임을 모두 스캐닝하는 데는 하드웨어적으로 제안 따른다. 따라서, 심장이 실질적으로 박동하는 움직임을 초음파 영상으로 보여줄 수 없는 문제점이 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

<17> 따라서, 본 발명은 상기 문제점을 해결하기 위한 것으로, 주기적으로 움직이는 물체를 포함하는 대상체로부터 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터에서 움직이는 물체의 움직임 주기를 검출하고, 검출된 주기를 근거로 초음파 볼륨 데이터를 재구성하여 움직이는 물체를 시각화하기 위한 3차원 초음파 영상 처리 장치 및 방법을 제공한다.

발명의 구성 및 작용

<18> 상술한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 특징에 따르면, 주기적으로 움직이는 물체를 포함하는 대상체의 초음파 영상 처리 장치는, 상기 대상체로부터 획득한 초음파 볼륨 데이터를 구성하는 각 프레임에 ROI(region of interest)를 설정하기 위한 ROI 설정부; 상기 초음파 볼륨 데이터에서 소정 개수의 제 1 기준 프레임을 선택하고, 각 기준 프레임의 ROI와 기준 프레임에 인접한 프레임에 설정된 ROI를 조합하여 소정 개수의 VOI(volume of interest)를 설정하기 위한 VOI 설정부; 상기 대상체의 움직임을 보상하기 위해서 상기 VOI를 영상 처리하기 위한 움직임 보상부; 상기 각 VOI에 대해서 시간축 상으로 일정 구간 동안 상관 계수 곡선을 계산하기 위한 상관 계수 곡선 계산부; 상기 상관 계수 곡선을 이용하여 대상체 내에 움직이는 물체의 움직임 주기를 설정하는 주기 설정부; 및 상기 설정된 움직임 주기를 이용하여 상기 초음파 볼륨 데이터를 재구성하여 초음파 영상을 제공하기 위한 초음파 볼륨 데이터 재구성부를 포함한다.

<19> 본 발명의 특징에 따르면, 주기적으로 움직이는 물체를 포함하는 대상체의 초음파 영상 처리 방법은, a) 상기 대상체로부터 획득한 초음파 볼륨 데이터를 구성하는 각 프레임에 ROI(region of interest)를 설정하는 단계; b) 상기 초음파 볼륨 데이터에서 소정 개수의 제 1 기준 프레임을 선택하고, 각 기준 프레임의 ROI와 기준 프레임에 인접한 프레임에 설정된 ROI를 조합하여 소정 개수의 VOI(volume of interest)를 설정하는 단계; c) 상기 대상체의 움직임을 보상하기 위해서 상기 VOI를 영상 처리하는 단계; d) 상기 각 VOI에 대해서 시간축 상으로 일정 구간 동안 상관 계수 곡선을 계산하는 단계; e) 상기 상관 계수 곡선을 이용하여 대상체 내에 움직이는 물체의 움직임 주기를 설정하는 단계; 및 f) 상기 설정된 움직임 주기를 이용하여 상기 초음파 볼륨 데이터를 재구성하여 초음파 영상을 제공하는 단계를 포함한다.

<20> 도 1은 본 발명에 따른 초음파 영상 처리 장치를 보여주는 블록도이다.

<21> 본 발명에 따른 초음파 영상 처리장치(100)는 전처리부(110), ROI(region of interest) 설정부(120), VOI(volume of interest) 설정부(130), 상관 계수 곡선 계산부(140), 주기 설정부(150) 및 초음파 데이터 재구성부(160)를 포함한다.

<22> 전처리부(110)는 3차원 프로브를 통하여 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터에서 잡음을 줄이거나 제거한다. 우선, 전처리부(110)는 도 2에서 보이는 바와 같이 대상체로부터 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터의 중심을 기준으로 수평으로 절단한 수평 절단면(horizontal cutting plane, 210) 영상 또는 수직으로 절단한 수직 절단면(vertical cutting plane, 220) 영상을 얻는다. 이하, 설명의 편의상 수평 절단면 영상을 예로 설명한다.

<23> 전처리부(110)는 초음파 볼륨 데이터로부터 얻은 수평 절단면 영상을 웨이블릿 영역(wavelet domain)에서 분해하여 웨이블릿 계수를 계산한다. 만약에 계산된 웨이블릿 계수가 임계값(threshold) 보다 작으면, 웨이블릿 계수를 0으로 하고, 웨이블릿 계수가 임계값보다 크면, 임계값만큼을 웨이블릿 계수에서 빼거나 다시 웨이블릿 계수를 계산하기 위해서 소프트-스레스홀딩(soft-thresholding)을 실시한다. 웨이블릿 변환(wavelet transform)을 통하여 분해된 영역들(HH, HL, LH 및 LL) 중에서 가장 작은 스케일의 LL영역에 대해서는 소프트-스레스홀

딩을 실시하지 않는다. 본 발명에 따른 소프트-스레스홀딩은 다음 수학식1에 의해서 실시될 수 있다.

수학식 1

$$W_j \hat{f}(t) = sign(W_j f(t))[|W_j f(t)| - Th]_+ , \qquad [x]_+ = \begin{cases} x, & x > 0 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

<24>

<25> 여기서, $W_j f(t)$는 Wavelet 영역에서 분해한 j번째 레벨에서의 고주파수 신호의 계수를 나타내고; $sign()$은 계수들의 부호를 나타내며; Th는 일정한 양의 값을 갖는 임계값를 나타내고; $W_j \hat{f}(t)$는 소프트-스레스홀딩을 수행한 결과 계수를 나타낸다.

<26> 전처리부(110)는 수학식1을 이용하여 웨이블릿 계수에 대해서 소프트-스레스홀딩을 실시한 후 역 웨이블릿 변환(inverse wavelet transform)을 통하여 초음파 볼륨 데이터를 재구성한다. 도 3a는 대상체로부터 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터에서 얻은 수평 절단면 영상을 보여주는 도면이고, 도 3b는 수평 절단면 영상을 전처리부(110)에서 소프트-스레스홀딩을 실시한 결과 영상을 보여주는 도면이다.

<27> ROI 설정부(120)는 전처리부(110)에서 전처리된 수평 절단면 영상에 대해서 수평방향의 픽셀 라인(pixel line) 단위로 모든 픽셀을 밝기 값을 합산하여 투영 신호값을 얻는 수평 투영을 한다. 도 4a는 수평 절단명 영상에 대해서 수평 투영하여 얻은 투영 신호 값을 보여주는 도면이다. 수평 투영을 통하여 얻어진 투영 신호 값의 평균값을 이용하여 ROI 경계들(boundaries; n_T, n_B)을 다음 수학식2를 이용하여 계산한다.

수학식 2

$$n_T = \min_n \{n \mid f_n < \text{Mean}\}, \qquad 0 \le n < \frac{N}{2}$$

$$n_B = \max_n \{n \mid f_n < \text{Mean}\}, \qquad \frac{N}{2} \le n < N$$

<28>

<29> 여기서, f_n은 수평 투영된 신호를 나타내고; $Mean$은 투영된 신호들의 평균값을 나타내며; n_T는 각 투영된 신호가 신호들의 평균값보다 작은 신호들 중에서 가장 왼쪽에 위치하는 것이고; n_B는 각 투영된 신호가 신호들의 평균값보다 작은 신호들 중에서 가장 오른쪽에 위치하는 것이다. ROI 설정부(120)는 수학식2를 통하여 얻어진 ROI 경계들(n_T, n_B)를 이용하여 수평 절단면 영상을 마스크한다. 즉, ROI 경계들(n_T, n_B) 외곽에 존재하는 영상은 마스크하여 제거한다. 도 4b는 수학식2를 통하여 얻어진 ROI 경계들(n_T, n_B)를 이용하여 수평 절단면 영상을 마스크한 결과를 보여주며, 도 4c는 초음파 볼륨 데이터의 프레임에서 ROI를 보여주는 도면이다.

<30> VOI 설정부(130)는 ROI 설정부(120)에서 ROI 경계로 마스크된 수평 절단면 영상에서 수직 라인들의 밝기 값의 표준 편차를 이용하여 대상체 내에 움직이는 물체가 존재하는 프레임을 선택한다. 예를 들어, 움직이는 물체가 태아의 심장일 경우, 일반적으로 심장은 밝기가 밝은 부분인 판막들과 어두운 부분인 심방과 심실로 구성되어 있기 때문에 콘트라스트(contrast)가 크다. 따라서, 수직 라인에 대한 밝기 값의 표준편차를 이용하여 심장 영역이 포함되는 수직 라인을 찾을 수 있다. 또한, 심장 영역에 포함되는 수직 라인과 이웃하는 수직 라인들의 콘트라스트가 급격하게 변하기 때문에 이웃하는 수직 라인과의 표준 편차 차이가 큰 것을 찾아 좀 더 정밀하게 심장 영역에 포함되는 수직 라인을 구함으로써 심장 영역에 포함되지 않는 수직라인이 큰 콘트라스트를 가지더라도 이를 심장 영역에 포함된 수직 라인들로부터 배제할 수 있다.

<31> 우선, VOI 설정부(130)는 VOI를 설정을 위한 기준 프레임들을 검출하기 위해서 이웃하는 수직 라인들의 표준 편차 차이 중에서 가장 큰 차이를 갖는 세 개의 수직라인을 찾는다. 수직 라인을 찾는 알고리즘의 의사 코드(pseudo code)는 다음과 같다.

DO $i = 0,1,2$

Step 1. $\hat{k}_i = \arg\max_k (|\sigma_k - \sigma_{k-1}|), \quad (0 \le k \le K)$

Step 2. reject the range of $[\hat{k}_i - C, \hat{k}_i + C]$ in the search range

<32> END DO

<33> 여기서, σ_{k_i}는 수평 단면 영상에 존재하는 수직 라인의 표준편차를 나타내고; k_i는 수직 라인의 순서를 나타내며 볼륨에서 프레임의 순서와 동일하고; K는 전체 프레임의 수이며 전체 수직 라인의 수와 동일하고; C는 상수이다. 이렇게 구한 세 개의 수직 라인을 포함하는 세 개의 프레임은 세 개의 VOI를 설정하기 위한 기준 프레임으로 각각 사용된다.

<34> VOI 설정부(130)는 세 개의 기준 프레임을 각각 기준으로 하여 이웃하는 프레임을 수집한다. 이렇게 수집된 프레임에 존재하는 ROI들을 이용하여 VOI들을 설정한다. 도 5에서 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터 내에 VOI의 설정예를 보여주며, 여기서 VOI의 시간축 방향으로의 폭은 기준 프레임과 좌우에 존재하는 프레임에 의해서 결정되며, VOI의 넓이는 ROI 설정부(120)에서 설정된 ROI의 폭에 의해서 정의 된다. VOI 설정부(130)에서 설정된 VOI는 수학식3으로 표현될 수 있다.

수학식 3

<35> $V_{\hat{k}} = \{f_{ROI}(k), \hat{k}_i - 1 \le k \le \hat{k}_i + 1\}$ for each $\hat{k}_i$

<36> 여기서, $\hat{k}_i$는 수평 절단면 영상에서 표준 편차가 가장 큰 3개의 라인들의 위치 즉, 프레임 위치를 나타내고; $f_{ROI}(k)$는 k번째 프레임에서의 ROI영역을 나타내며; $V_{\hat{k}_i}$는 기준 프레임에서의 좌우 2개의 프레임 내 ROI 영역들을 조합해서 만들어진 VOI 볼륨을 나타낸다.

<37> VOI 설정부(130)는 세 개의 기준 프레임에 대한 세 개의 VOI를 설정한다.

<38> 상관 계수 곡선 계산부(140)는 VOI 설정부(130)에서 설정된 세 개의 VOI들을 이용하여 시간축 상으로 일정구간 동안 상관 계수 곡선(correlation coefficient curve)들을 구한다. 상관 계수는 수학식4를 통하여 계산된다.

수학식 4

<39> $\rho_i(V_k, V_{\hat{k}_i}) = \dfrac{E[V_k V_{\hat{k}_i}] - E[V_k]E[V_{\hat{k}_i}]}{\sigma_V \sigma_V}, \quad (\hat{k}_i - 200 \le k \le \hat{k}_i + 200)$ for each $\hat{k}_i$

<40> 여기서, $E[V_k]$ 및 $E[V_{\hat{k}_i}]$는 각각 k 및 $\hat{k}_i$위치에서 VOI내의 평균을 나타내며; σ_{V_k} 및 $\sigma_{V_{\hat{k}_i}}$는 k 및 $\hat{k}_i$위치에서 VOI내의 평균 표준편차를 나타내고; $\rho(V_k, V_{\hat{k}_i})$는 상관계수 k 위치에서 VOI와 $\hat{k}_i$위치에서 VOI와의 상관계수를 나타낸다. 상관 계수 곡선 계산부(140)는 VOI 설정부(130)에서 설정된 세 개의 VOI에 대해서 세 개의 상관 계수 곡선을 구한다.

<41> 도 6은 상관 계수 곡선 계산부(140)에서 구해진 세 개의 상관 계수 곡선들을 보여주는 그래프이다.

<42> 주기 설정부(150)는 상관 계수 곡선 계산부(140)에서 구해진 상관 계수 곡선들에 존재하는 정점들 중에서 비슷한 거리를 갖는 정점들을 이용하여 심장의 박동의 주기를 검출한다. 이때 검출된 주기를 전역 주기라고 한다. 도 7은 주기 설정부(150)에서 전역 주기를 검출하는 과정을 보여주는 블록도이다. 주기 설정부(150)는 필터링부(710), 기울기 계산부(720) 및 부호 변환점 검출부(730)를 포함한다. 필터링부(710)는 상관 계수 곡선 계산부(140)에서 구해진 상관 계수 곡선에서 잡음을 줄이기 위해서 필터링(filtering)을 실시한다. 본 발명에 따른 필터링은 저역 통과 필터(low pass filter)를 이용한다. 기울기 계산부(720)는 필터링을 실시한 상관 계수 곡

선에 대해서 기울기 계산한다. 부호 변환점 검출부(730)는 기울기 계산부(720)에서 계산된 기울기가 양에서 음으로 변하는 부호 변환점(zero crossing point)들을 구하고, 부호 변환점들 사이에서 유사한 거리를 갖는 부호 변환점들을 검출하여 부호 변환점의 주기를 심장의 박동 주기로 설정한다.

<43> 세 개의 상관 계수 곡선에 대하여 각각의 중심을 기준으로 하여 좌우 부분에 대하여 후보 주기를 찾음으로써 총 여섯 개의 후보 심장 박동 주기(Pn)를 계산할 수 있다. 도 8은 임의의 상관 계수 곡선에 대해서 전역 주기를 검출하는 과정을 보여주고 있다. 이렇게 구한 여섯 개의 후보 심장 박동 주기들에서 가장 공통적으로 나타나는 주기를 태아 심장 박동 주기로 설정하고, 이는 다음 수학식5로 표현 될 수 있다.

수학식 5

<44> $$p_{FHB} = \mathrm{mode}(p_n)$$

<45> 여기서, p_n는 각 VOI에 대해 만들어진 총 세 개의 상관계수 곡선에서 +, -방향으로 각각 주기를 검출하여 나타난 총 6개의 후보 주기를 나타내며, p_{FHB}는 6개의 후보 주기들 중 가장 빈도수가 높은 주기를 나타낸다. 가장 빈도수가 높은 주기를 전역 주기로 설정한다.

<46> 이어서, 주기 설정부(150)는 전역 주기를 찾은 기준 프레임에서 전역주기만큼 떨어진 곳에 위치한 프레임을 새로운 기준 프레임으로 설정한다. 주기 설정부(150)는 새롭게 설정된 기준 프레임을 기준으로 해서 좌우로 소정의 프레임을 포함하는 탐색영역을 설정한다. 이후, 새로운 기준 프레임의 VOI와 탐색 영역내의 프레임의 VOI간의 상관계수를 계산한다. 주기 설정부(150)는 탐색영역 내의 프레임 중에서 가장 큰 상관계수를 가지며 프레임의 평균 상관계수에 소정의 가중치를 곱한 값보다 큰 프레임과 기준 프레임간의 시간 간격을 국부 주기로 설정한다. 주기 설정부(150)는 이러한 과정을 볼륨 끝까지 반복을 하여 전체의 국부 주기를 검출한다.

<47> 초음파 데이터 재구성부(160)는 각 국부 주기들 내의 프레임들을 주기 설정부(150)에서 설정된 전역 주기를 이용하여 선형 보간(interpolation)한다. 선형 보간은 먼저, 각 국부 주기에 대한 전역 주기의 비를 다음 수학식6을 이용하여 계산한다.

수학식 6

<48> $$r = \frac{\text{국부 주기}}{\text{전역 주기}}$$

<49> 계산한 국부 주기와 전역 주기의 비를 이용하여 다음 수학식7과 같이 보간 프레임들을 계산한다.

수학식 7

<50> $$I' = \Delta_2 \times I_n + \Delta_1 \times I_{n+1}$$

<51> 여기서, In과 In+1은 찾고자 하는 보간 프레임에 인접한 프레임들이고 Δ_1 과 Δ_2는 인접한 프레임과의 거리를 나타내며 국부 주기와 전역 주기의 비에 의해서 결정된다. 모든 국부 주기에 대해 위의 보간 과정을 수행하여 볼륨 데이터의 각 국부 주기에서 동일한 개수의 프레임을 갖는 볼륨들을 가지도록 한다.

<52> 초음파 데이터 재구성부(160)는 프레임을 보간하여 생성된 볼륨 데이터를 재구성하여 심장이 박동하는 모습을 보여주는 3차원 초음파 영상을 제공한다. 도 9는 볼륨 데이터의 재구성의 과정을 보여준다. 하나의 볼륨에 A부터 Z까지 26개의 주기가 존재하며, 하나의 주기는 6개의 프레임으로 구성되어 있다고 할 때, 재구성된 볼륨은 6개의 부-볼륨 (Sub-volume)이 생성되고 각각의 부-볼륨은 Ai에서 Zi까지 26개의 프레임으로 구성된다.

<53> 한편, 대상체를 스캐닝하여 3차원 볼륨데이터를 획득할 때, 대상체, 예를 들어 임신부 또는 태아의 움직임으로 태아의 심장 박동수를 검출하는데 어려움이 될 수 있다.

<54> 따라서, 본 발명에 따라서 태아나 임신부의 움직임을 이전 단계에서 설정한 VOI와 현재 설정한 VOI 간의 픽셀 밝기 값에 대한 매칭을 이용하여 대상체의 움직임 보상하기 위한 움직임 보상부를 더 포함하는 초음파 영상 처리장치를 제공한다. 움직임 보상부는 태아나 임신부의 움직임을 보상하기 위하여 움직임 벡터를 이전 단계에서 설정한 VOI와 현재 설정한 VOI 간의 픽셀 밝기 값의 절대차의 합(sum of absolute differences, SAD)을 통하여

구한다. 예를 들어, n번째 프레임에서 VOI를 $V^n(m)$라고 하면, 다음 프레임에서 VOI는 $V^n(m+1)$로 표현될 수 있다. 여기서 변수 m은 n-1, n, n+1의 조합을 의미한다. 움직임 보상부는 $V^n(m)$과 $V^n(m+1)$들 간 픽셀 밝기 값들의 차이에 대한 절대값을 계산한다. $V^n(m+1)$을 상하 좌우(i, j)로 이동하면서 절대 값을 계산하여 가장 작은 절대 값을 나타내는 위치를 움직임 벡터로 추정한다. 절대차의 합은 다음 수식으로 계산 될 수 있다.

수학식 8

$$SAD_n(i,j)=\sum_{m=-1}^{1}\sum_{l=0}^{M-1}\sum_{k=n}^{n}|V^n(m,k,l)-V_{i,j}^n(m+1,k,l)$$

<55> $for\ -W_i,j\quad W,\quad 1_n\quad K-1$

<56> 여기서, W는 미리 정의된 움직임 추정 범위를 나타내고; K는 프레임의 총 개수이며; i,j는 움직임 변위를 나타내고; k,l는 VOI내에서의 프레임 좌우상하 화소 위치를 나타내며; m은 프레임 번호를 나타낸다.

<57> 3차원 초음파 볼륨 데이터를 획득하기 위해서 대상체를 스캐닝할 때, 태아나 임산부의 움직임을 본 발명에 따라 추정된 움직임 벡터를 이용하여 보상해 줌으로써 개선된 초음파 영상을 제공할 수 있다.

발명의 효과

<58> 본 발명에 따른 초음파 영상 처리 장치는 연속적으로 대상체로부터 획득한 초음파 볼륨 데이터에서 태아의 심장과 같이 매우 빠른 속도로 움직이는 대상체의 움직임 주기를 검출하고, 검출된 움직임 주기에 근거하여 초음파 볼륨 데이터를 재구성 함으로써 대상체의 움직임을 초음파 영상으로 제공할 수 있다.

<59> 또한, 태아의 심장을 스캐닝할 때 태아나 임산부가 움직이는 것을 보상해 줌으로써 보다 선명한 초음파 영상을 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

<1> 도 1은 본 발명에 따른 초음파 영상 처리 장치를 보여주는 블록도.

<2> 도 2는 대상체로부터 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터에 대한 절단면 영상을 보여주는 도면.

<3> 도 3a는 대상체로부터 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터에서 얻은 수평 절단면 영상을 보여주는 도면.

<4> 도 3b는 수평 절단면 영상을 전처리부에서 소프트-스레스홀딩(soft-thresholding)을 실시한 결과 영상을 보여주는 도면.

<5> 도 4a는 수평 절단면 영상에 대해서 수평 투영을 실시하여 얻은 투영 신호 값을 보여주는 도면.

<6> 도 4b는 ROI 경계들을 이용하여 수평 절단면 영상을 마스크한 결과를 보여주는 도면.

<7> 도 4c는 초음파 볼륨 데이터의 프레임에서 ROI를 보여주는 도면.

<8> 도 5는 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터 내에 VOI의 설정한 예를 보여주는 도면.

<9> 도 6은 상관 계수 곡선 계산부에서 구해진 세 개의 상관 계수 곡선들을 보여주는 그래프.

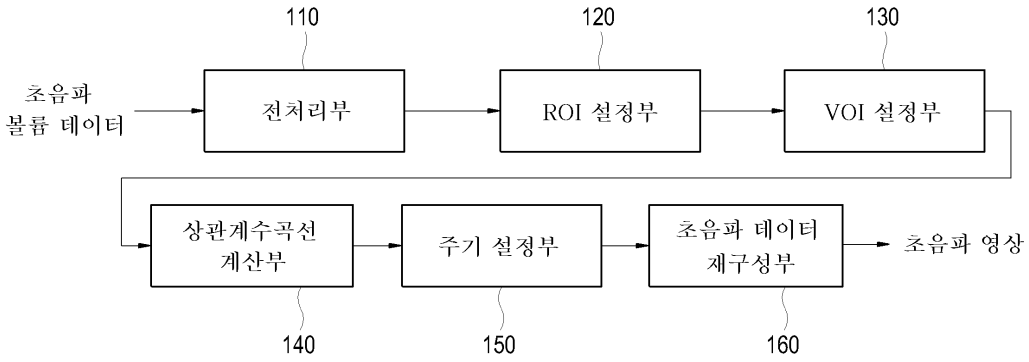
<10> 도 7은 본 발명에 따라 주기 설정부의 구성을 보여주는 블록도.

<11> 도 8은 임의의 상관 계수 곡선에 대해서 심장 박동의 전역 주기를 검출하는 과정을 보여주는 도면.

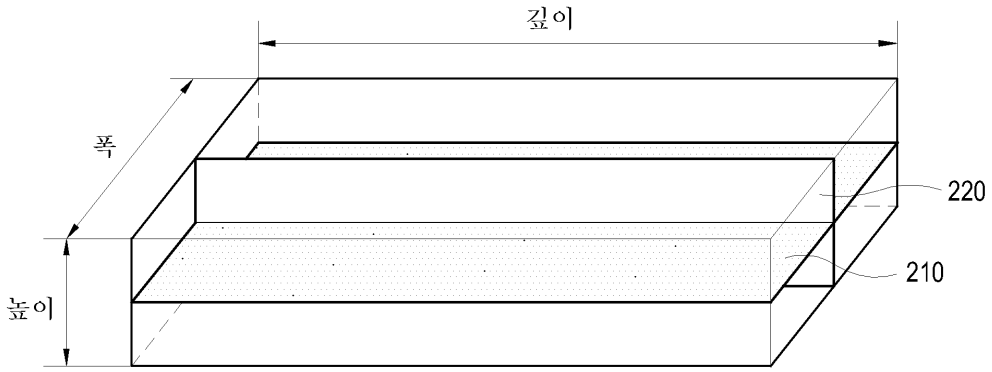
<12> 도 9는 주기 설정부에서 계산한 주기를 이용하여 3차원 초음파 볼륨 데이터를 재구성하는 과정을 보여주는 도면.

도면

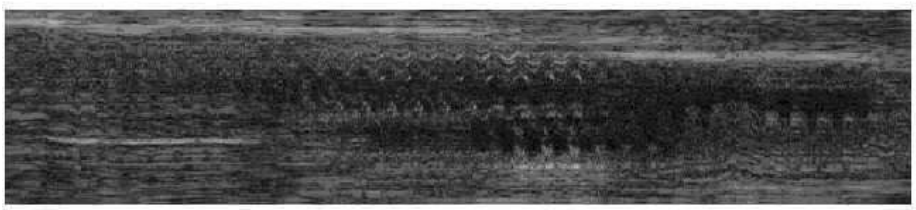
도면1



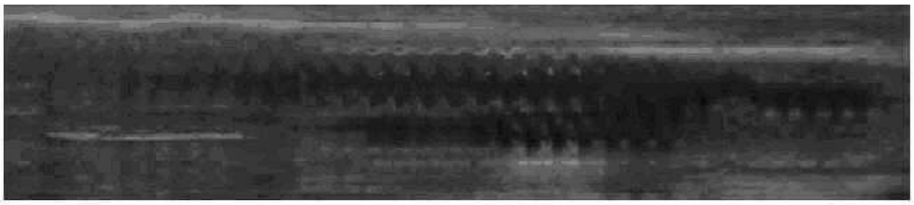
도면2



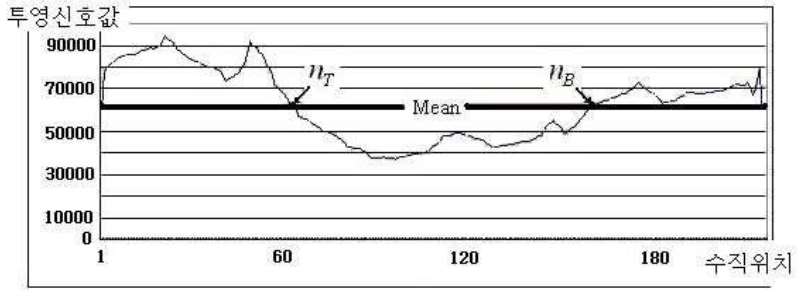
도면3a



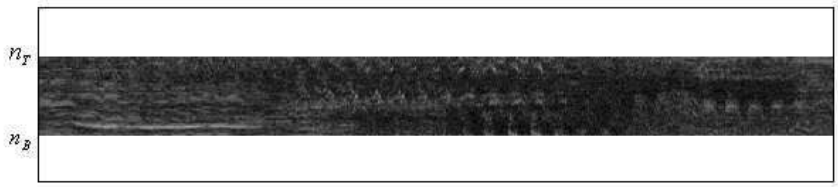
도면3b



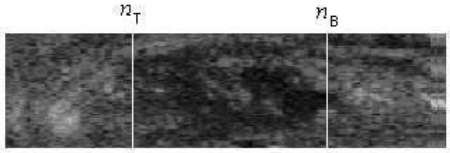
도면4a



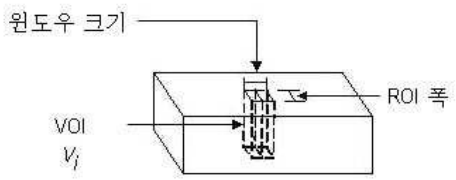
도면4b



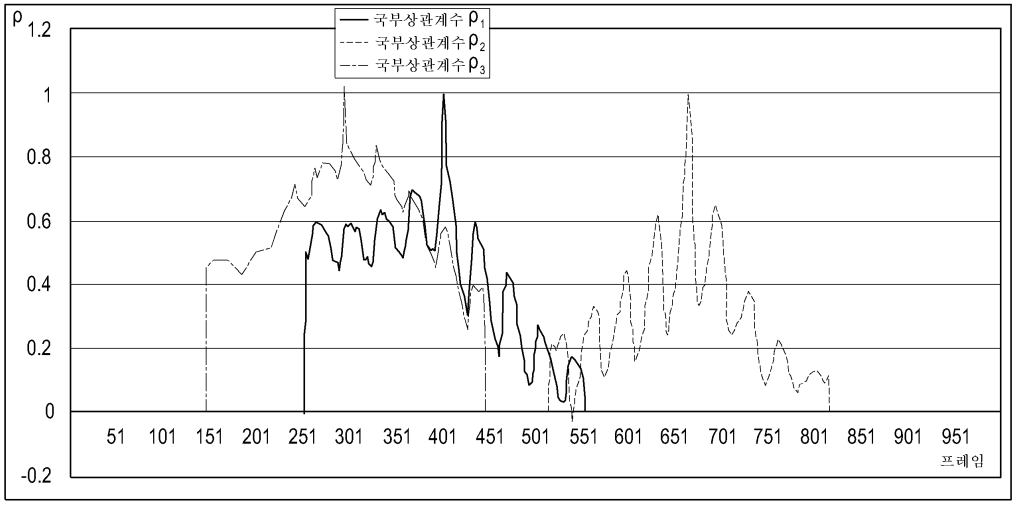
도면4c



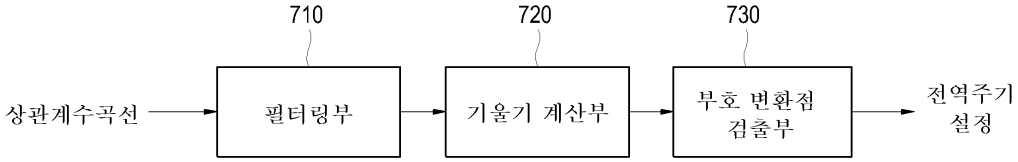
도면5


윈도우 크기
ROI 폭
VOI
V_j

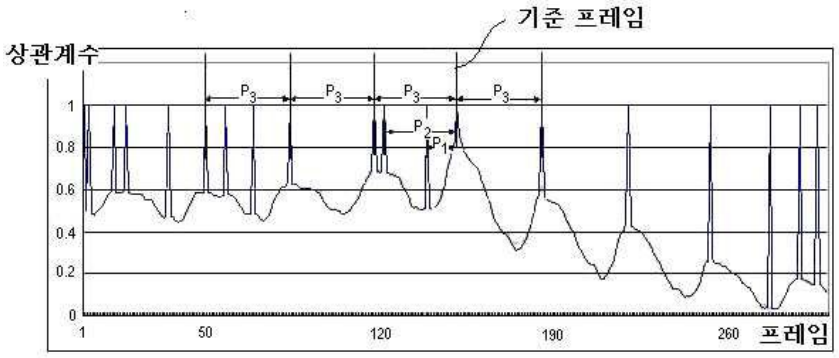
도면6


ρ
국부상관계수 ρ_1
국부상관계수 ρ_2
국부상관계수 ρ_3
1.2
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
-0.2
51 101 151 201 251 301 351 401 451 501 551 601 651 701 751 801 851 901 951
프레임

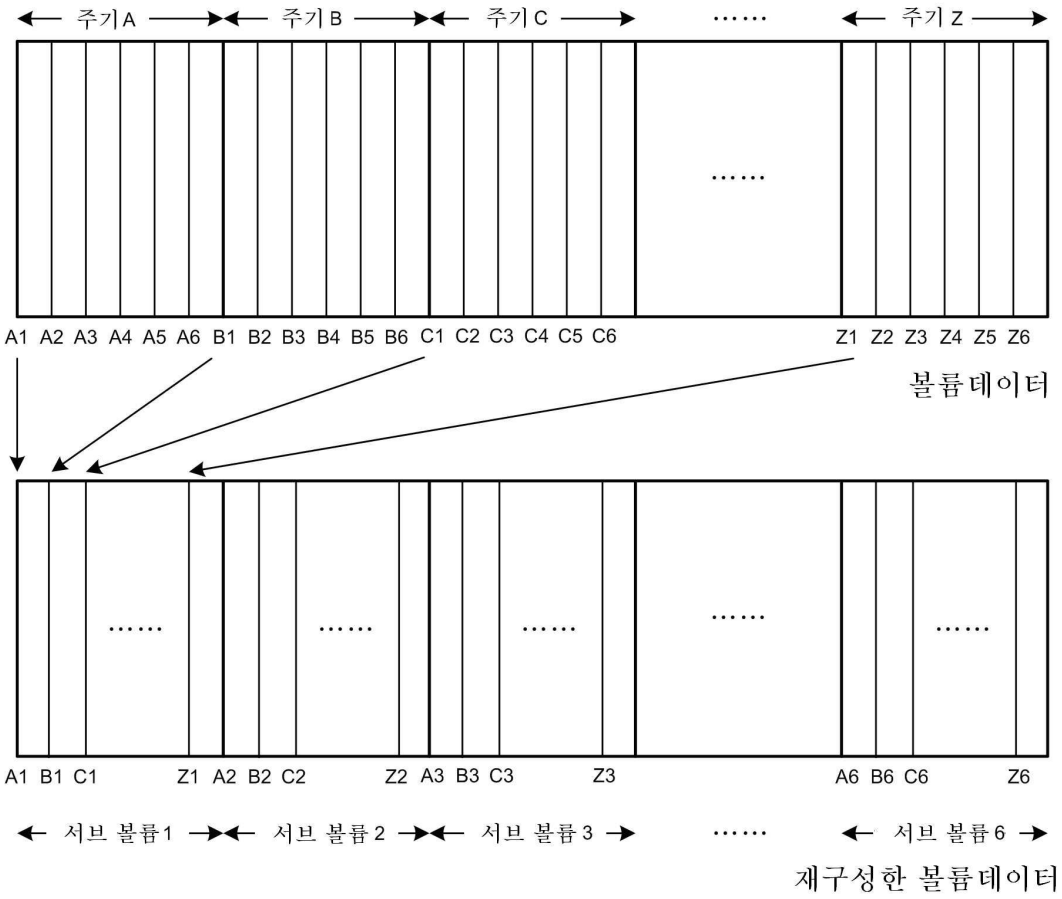
도면7


710
720
730
상관계수곡선
필터링부
기울기 계산부
부호 변환점 검출부
전역주기 설정

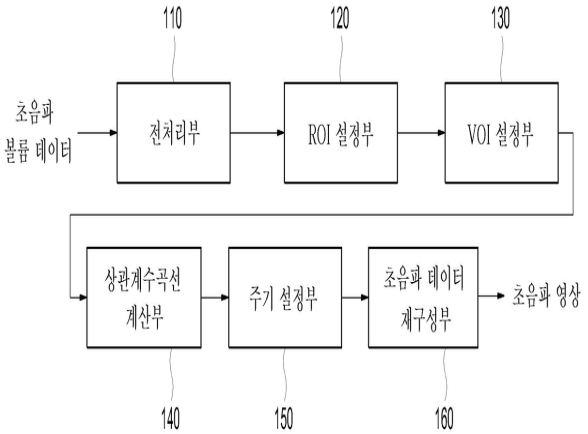
도면8


기준 프레임
상관계수
P3
P2
P1
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
1
50
120
190
260
프레임

도면9


주기 A
주기 B
주기 C
주기 Z
A1 A2 A3 A4 A5 A6 B1 B2 B3 B4 B5 B6 C1 C2 C3 C4 C5 C6
Z1 Z2 Z3 Z4 Z5 Z6
볼륨데이터
A1 B1 C1
Z1 A2 B2 C2
Z2 A3 B3 C3
Z3
A6 B6 C6
Z6
서브 볼륨 1
서브 볼륨 2
서브 볼륨 3
서브 볼륨 6
재구성한 볼륨데이터

专利名称(译)	3D超声图像处理设备和方法		
公开(公告)号	KR100836146B1	公开(公告)日	2008-06-16
申请号	KR1020060080522	申请日	2006-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	KIM NAM CHUL 김남철 KIM SANG HYUN 김상현 KWAK JONG IN 곽종인 KWON EUI CHUL 권의철 CHOI DO YOUNG 최도영		
发明人	김남철 김상현 곽종인 권의철 최도영		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/483 G01S7/52077 G01S15/8977 G01S15/8993 Y10S128/916		
代理人(译)	CHU，晟敏		
优先权	1020050077740 2005-08-24 KR		
其他公开文献	KR1020070023600A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种能够检测移动物体的移动期间在超声体积数据，并可视化运动周期的基础上的目标物体的运动的三维超声波图像处理装置。三维根据本发明的超声波图像处理装置，是在对构成从目标对象获取的超声体数据帧的设置ROI（感兴趣区域）用于设置ROI的ROI设置单元;在超声波体数据：通过组合ROI在相邻帧中的ROI为每个设置的预定数量的所述VOI（感兴趣体积）中的参考帧的参考帧集合中选择一个预定数目的和，VOI设置单元的第一参考帧;一种运动补偿单元，用于对VOI进行图像处理以补偿物体的运动;相关系数曲线计算单元，用于计算每个VOI在时间轴上的预定时间间隔内的相关系数曲线;周期设定单元，用于使用相关系数曲线设定在物体内移动的物体的运动周期;并且超声体积数据重建单元用于使用设定的运动周期重建超声体积数据以提供超声图像它包括。