

(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

(11) 공개번호 10-2006-0097662
(43) 공개일자 2006년09월14일

(21) 출원번호 10-2006-0022195
(22) 출원일자 2006년03월09일

(30) 우선권주장 11/076,791 2005년03월09일 미국(US)

(71) 출원인 지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베니아 맬버른 벨리 스트립 파크웨이 51 (우: 19355-1406)

(72) 발명자 나다두르, 데시카차리
미국 98029 워싱톤 이사쿠아 에스이 36 엘엔. 23741
틱웬, 티모시
미국 97201 오레곤 포틀랜드 에스더블유 머틀 스트리트 2022
렐쿤트워, 안일 브이.
미국 98029 워싱톤 이사쿠아 에스이 56 스트리트 22500아파트먼트 1-
203
로워리, 캐롤 엠.
미국 98029 워싱톤 이사쿠아 250 애브뉴 에스이 4046
스미쓰-카셈, 멜빈 멘시아스
미국 98005 워싱톤 벨뷰 127 플레이스 에스이 3033

(74) 대리인 남상선

심사청구 : 없음

(54) 의학 진단 초음파를 사용한 주기적 정보 결정

요약

ECG 입력 신호들 또는 처리기(70) 내포 상관관계를 사용하지 않고, 주기적 타이밍은 초음파 데이터로부터 결정된다(22). 주기적 타이밍은 확장말기 타임, 수축 말기 타임 또는 심전도를 결정하는 단계(22)를 포함한다. 초음파 데이터는 두 개의 축들상에 각각의 데이터 프레임을 투영함으로써 감소된다(16). 투영을 위하여, 데이터는 각각의 차원을 따라 합산된다. 시퀀스를 통하여 최대 변동과 연관된 위치는 투영된 데이터로부터 식별된다(18). 상기 위치와 연관된 초음파 데이터는 주기를 나타내는 패형을 제공하기 위하여(20) 주기 타이밍 정보를 식별하도록 사용된다. 시퀀스에서 데이터의 여러 프레임들로부터의 라인들은 이미지(46)를 생성(38)하기 위하여 사용된다. 이미지(46)는 주기 타이밍 정보를 나타낸다.

대표도

도 1

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 주기적 정보를 결정하기 위한 방법의 일실시예 흐름도.

도 2는 하나의 크기를 따라 변환된 데이터의 일실시예 그래프.

도 3은 다른 크기와 함께 변환된 데이터의 일실시예의 그래프.

도 4는 자동으로 결정된 사이클의 일실시예의 그래프.

도 5는 피드백 메카니즘으로서 주기적 정보를 제공하고 디스플레이하기 위한 방법의 다른 실시예의 흐름도.

도 6은 주기적 정보의 디스플레이의 일실시예의 그래프.

도 7은 주기적 정보를 결정하기 위한 시스템의 일실시예의 블록도.

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 의학 진단 초음파 데이터로 주기적 정보를 결정하는 것에 관한 것이다. 특히, 주기적 이벤트들은 ECG 입력없이 초음파 데이터로 식별된다.

심장 주기에서 확장 말기(ED) 및 수축 말기(ES) 이미지 프레임 위치들의 지식은 구출분획(EF), 박출량(SV), 또는 심박출량(CO) 같은 측정치들을 사용하는 좌심실(LV) 기능의 양적 평가를 허용한다. 이들 방법들은 ED 및 ES 시간에서 LV 벽들에 의해 밀폐된 체적들에 따른다. ED 시간에서, LV는 가장 큰 밀폐 체적이고, ES 시간에서, LV는 가장 작은 밀폐 체적이다.

종래, 심장 주기에서 이들 두개의 프레임들의 식별은 수동으로 수행된다. 사용자는 루프에서 심자 주기의 2D 이미지 프레임들의 시퀀스를 통하여 스크롤하거나 플레이하고 ED 프레임으로서 LV 단면의 가장 큰 영역에 대응하고 ES 프레임으로서 LV 단면의 가장 작은 영역을 가진 이미지 프레임을 표시한다. 주어진 ECG 신호에서, ED 프레임은 R과 피크후 바로 떨어지는 프레임으로서 식별되지만, ES 프레임은 수동으로 검출된다. 수동 식별은 주관적이고 시간 소비적이다. 수동 식별은 또한 통상적으로 이미지 시퀀스가 얻어지고 저장된 후 이루어지고, 주기적 타이밍 정보의 식별을 바탕으로 데이터의 획득을 수정하는 능력을 제한한다. 때때로, ECG 센서 또는 입력 신호는 수동 식별양을 감소시키기 위하여 이용할 수 없다.

공식은 ES 시간 또는 LV 박출량(LVEF)의 기간을 계산하기 위하여 사용될 수 있다. 공식들은 ES 이미지 프레임의 수동 검색을 대체할 수 있다. 밀리초 동안 및 주어진 심전도(HR)와 성별에서, 공식들은 다음과 같다.

남자 : $HR \times (-1.7) + 413$ (1)

여자 : $HR \times (-1.6) + 418$ (2)

여기서 HR은 심전도이다. 데이터의 ES 프레임의 적당한 위치는 이미지 프레임들상 타임스탬프들에서 찾음으로서 결정된다. 이들 공식들은 분당 약 120 내지 150 비트(bpm)까지 심전도를 가진 우수한 결과들을 제공한다. 보다 높은 심전도에 대하여, 상기 공식들은 너무 짧은 간격들을 형성하는 경향이 있다.

도입을 위해, 하기된 바람직한 실시예들은 초음파 데이터로부터 주기적 정보를 결정하기 위한 방법, 컴퓨터 판독 가능 매체 및 시스템들을 포함한다. ECG 입력 신호들 또는 처리기 내포 폐던 매칭 또는 상관관계를 사용하지 않고, 주기적 타이밍은 ED의 시간, ES의 시간 또는 심전도를 결정하는 것과 같이 결정된다. 초음파 데이터는 두개의 축들상에 각각의 데이터 프레임을 투영함으로써 감소된다. 데이터는 각각의 크기와 함께 합산된다. 시퀀스를 통한 최대 변동과 연관된 위치는 투영

된 데이터로부터 식별된다. 위치와 연관된 초음파 데이터는 주기를 나타내는 패형을 제공하는 것과 같은 주기적 타이밍 정보를 식별하기 위하여 사용된다. 선택적으로 또는 부가적으로, 시퀀스에서 데이터의 여러 프레임들로부터의 라인들은 이미지를 형성하기 위하여 사용된다. 이미지는 주기적 타이밍 정보를 보여준다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본원 발명의 목적은 ECG 입력 신호들 또는 처리기 내포 패턴 매칭 또는 상관관계를 사용하지 않고, 주기적 타이밍에 의해 ED의 시간, ES의 시간 또는 심전도를 결정하고, 두개의 축들상에 각각의 데이터 프레임을 투영함으로써 초음파 데이터를 감소시키는 것입니다.

발명의 구성 및 작용

제 1 측면에서, 초음파 데이터로부터 주기적 정보를 결정하기 위한 방법이 제공된다. 이차원 또는 삼차원 영역을 나타내는 각각의 데이터 프레임들의 시퀀스는 얻어진다. 데이터는 투영에 의해 변환되고, 데이터의 양을 감소시킨다. 주기적 타이밍 정보는 변환된 데이터의 함수로서 결정된다.

제 2 측면에서, 컴퓨터 판독 가능 저장 매체는 초음파 데이터로부터 주기적 정보를 결정하기 위한 프로그램된 처리기에 의해 실행할 수 있는 명령들을 나타내는 그 안에 저장된 데이터를 가진다. 저장 매체는 심장을 나타내는 각각의 B-모드 데이터의 프레임 시퀀스를 변환하고 - 상기 변환은 투영에 의하여 이루어지고 데이터의 양을 감소시킴 -; 각각 제 1 및 제 2 수직 크기와 함께 변환된 데이터의 제 1 및 제 2 최대 변동을 식별하고; 심전도, 확장 말기 프레임 데이터, 수축 말기 프레임의 데이터 또는 실질적으로 제 1 및 제 2 최대 변동에 대응하는 위치를 나타내는 B 모드 데이터의 함수로서 상기 데이터들의 결합들을 결정하기 위한 명령들을 가진다.

제 3 측면에서, 초음파 데이터로부터 주기적 정보를 결정하기 위한 시스템이 제공된다. 처리기는 각각의 데이터 프레임들의 시퀀스에 대해 데이터를 투영하고, 투영된 데이터의 함수로서 위치를 식별하기 위하여 동작하고, 다른 시간들을 나타내는 데이터의 함수로서 주기 정보를 결정하기 위하여 동작한다. 디스플레이는 주기 정보를 디스플레이하기 위하여 동작한다.

제 4 측면에서, 초음파 데이터로부터 주기 정보를 결정하기 위한 방법이 제공된다. 이차원 또는 삼차원 영역을 각각 나타내는 데이터 프레임의 시퀀스는 얻어진다. 데이터의 라인은 시퀀스에서 데이터 프레임들 각각에 대한 깊이의 함수로서 제공된다. 이미지는 시퀀스에 대한 라인들로부터 생성된다. 이미지는 타임 및 깊이의 함수이다.

본 발명은 이하 청구항들에 의해 정의되고, 이 섹션의 어느 것도 상기 청구항들을 제한하는 것으로 취해져서는 않된다. 본 발명의 다른 측면들 및 장점들은 바람직한 실시예들과 관련하여 논의된다.

구성요소들 및 도면들은 필수적으로 비례하지 않고, 본 발명의 원리들을 도시하기 위하여 강조된다. 게다가, 도면들에서 유사한 참조 번호들은 다른 도면들을 통하여 대응하는 부분들을 나타낸다.

수축 말기(ES), 확장 말기(ED) 이미지 프레임들 또는 다른 타이밍 정보의 ECG없는 추출에 대한 완전히 또는 부분적으로 자동화된 방법은 제공된다. 라돈 또는 다른 변환을 사용하여, 데이터는 처리량을 감소시키면서 실질적인 변동과 연관된 위치를 식별하기 위하여 감소된다. 식별된 위치에 대한 이미지 데이터는 주기를 나타내기 위하여 사용된다. ES 및 ED 프레임들이 검출된 후, 심전도(분당 비트들)는 획득 타임들, 타임스탬프들 또는 획득된 이미지 프레임들에 대한 음향 프레임 속도를 사용하여 계산된다. 상기 처리는 다양한 심장병 및 성인, 텐, 신생아 또는 소아과 초음파 심장 검진 이미지들 같은 다른 형태의 주기들에 적용된다. 다른 타임들에서 획득된 이차원 또는 삼차원 이미지 데이터는 사용될 수 있다. 심전도, ED 프레임들, ES 프레임들 또는 다른 정보는 환자의 심전도 또는 성별의 지식없이 또는 무관하게 식별된다.

도 1은 초음파 데이터로부터 주기적 정보를 결정하기 위한 방법의 일실시예를 도시한다. 부가적인, 다른 또는 보다 적은 행동들이 제공될 수 있다. 예를들어 행동들(12, 16 및 22)은 행동(14, 18, 20) 또는 그것의 결합들없이 수행된다. 상기 행동들은 도시된 것과 다르게 수행될 수 있다. 이런 방법으로부터 발생하는 주기 정보는 기준 이미지 및/또는 ECG 신호없이 결정된다. 선택적으로, 기준 이미지 또는 ECG 신호는 결과들을 검증하거나 두개 또는 그 이상의 가능한 심전도들을 함께 필터링하는 것과 같은 결과들을 얻는데 사용된다.

행동(12)에서, 데이터 프레임의 시퀀스는 획득된다. 데이터는 스캔 전환 데이터 같은 이미지 데이터이거나, 극선 좌표들 또는 획득 포맷에서 검출된 데이터이다. 예를들어, 데이터는 실시간으로 획득되거나 이전 디스플레이로부터 기록된 스캔

전환 B 모드 데이터이다. 데이터 프레임들은 하나의 스캔 또는 각각 이차원 또는 삼차원 영역을 나타내는 데이터의 신호 세트에 해당한다. 삼차원 영역을 나타내는 데이터의 프레임은 재구성된 그리드상에서 포맷되거나 삼차원 체적에서 다수의 다른 이차원 평면들로서 포맷된다. 예를 들어, 4D 태아 심장 클립에 대한 데이터 프레임의 시퀀스는 느리고, 연속적이거나 계단식 기계적 초음파 트랜스듀서의 한번의 스윕(sweep)로 얻어진다. 상기 영역은 심장 허파, 다른 기관, 유체 영역 또는 다른 환자 부위이다.

상기 시퀀스는 다른 시간 스템프들과 연관된 다른 타임들에서 획득된 데이터 프레임들을 포함한다. 데이터 프레임들의 시퀀스는 수학적으로 다음과 같이 표현된다 :

$$J(x,y,n) = \{I(x,y,1), I(x,y,2), \dots, I(x,y,N)\}$$

여기서 $n=1, \dots, N$ 은 세트에서 프레임 번호(t 는 연속적인 시간이고 n 은 상기 연속적인 시간의 이산 대응부임)이고 (x,y) 는 데이터 프레임내 화소들의 공간 좌표들이다. 시퀀스는 주기의 일부 또는 하나 또는 그 이상의 주기들을 나타낸다. 일실시 예에서, (x,y) 좌표들은 이미지에 따른 좌상부측 화소에서의 원점으로 정의되고 여기서 x 축은 이미지의 컬럼들을 따라 연장하고 y 축은 이미지의 로우들을 따라 연장한다.

심장 이미지에 대하여, 초음파 데이터 프레임들의 시퀀스는 패레스터널(parasternal) 쇼트 축(PSAX), 애프컬(Apical)-4-챔버(A4C), 애프컬-2-챔버(A2C), 또는 패러스터널 롱 축(PLAX) 같은 성인 심장의 표준 초음파심장검진 뷰들로부터 심장을 표현한다. 다른 뷰들은 사용될 수 있다. 시퀀스에서 데이터의 각각의 프레임은 약 33.33 밀리초(도면들에서) 또는 다른 상수 또는 가변하는 시간 기간만큼 분리된다. 선택적으로, 시퀀스는 쇼트 축(SAX), 애프컬-3-챔버(A3C), 또는 애프컬-4-챔버(A4C) 같은 비표준 뷰 또는 표준 초음파심장검진 뷰를 나타낸다. 데이터 프레임들은 태아 심장을 포함하는 데이터 프레임들내의 분리 데이터처럼 클립될 수 있고 임신부의 배로부터의 다른 정보가 없다. 예를 들어, 관심 영역은 자동적으로 또는 수동적으로 결정되고, 상기 영역 외측의 데이터는 처리를 위하여 제거된다.

데이터 프레임들의 시퀀스는 환자 또는 태아에 의한 실질적 이동없이 획득된다. 선택적으로, 환자 또는 태아는 시퀀스내에서 이동하고, 변환 및 주기적 결정은 이동 또는 데이터의 바람직하지 않은 프레임들을 식별하기 위하여 사용된다.

행동(14)에서, 데이터 프레임들은 공간적으로 필터된다. 데이터의 각각의 프레임은 로우 패스 필터되고, 대역 또는 하이 패스 필터링은 사용될 수 있다. 공간 필터링은 행동(16)의 변환전에 수행된다. 일실시 예에서, 가우스 커널(Gaussian kernel)은 심장을 나타내는 스캔 전환 데이터에서 사용되지만 다른 커널들은 제공될 수 있다. 노이즈 효과들을 제거하기 위하여, 프레임들 각각은 스케일 파라미터 $\sigma=3.0$ 을 가진 가우스 커널에 의해 부드러워지고, 7×7 윈도우를 유발한다. 다른 스케일 파라미터들은 극좌표 포맷으로 데이터에 대해 $\sigma=1.0$ 처럼 사용될 수 있다.

행동(16)에서, 데이터는 변환된다. 변환은 주기 정보의 결정을 위한 데이터양을 감소시키고, 보다 적은 처리를 유발한다. 선택적으로, 변환은 동일한 데이터량을 유지하거나 데이터를 증가시킨다. 투영 변환은 라돈 변환처럼 적용된다. 데이터의 각각의 프레임의 데이터는 직교(x 및 y) 축들처럼 두개의 다른 차원들상에 투영된다. 비직교 또는 x 및/또는 y 와 다른 차원들은 사용될 수 있다. y 축상에 이미지 $I(x,y)$ 의 라돈 변환은 수학적으로 다음과 같이 정의된다.

$$p(y) = \sum_x I(x, y) \quad (3)$$

이차원 영역을 나타내는 데이터의 하나의 프레임에 대한 변환 결과는 데이터 프레임을 통하여 각각의 y 축 위치의 합에 의해 변조된 세기를 가진 y 축을 따르는 라인이다. $I(x,y)$ 의 라돈 변환 $p(y)$ 은 모든 또는 몇몇 x 좌표들상에서 각각의 y (이미지의 로우)를 따르는 모든 화소 값들의 합이다. 게다가, y 축상에서 세트 J 의 라돈 변환은 다음과 같이 주어진다.

$$p(y, n) = \sum_x I(x, y, n) \quad (4)$$

그리고, x 축상에서 세트 J 의 라돈 변환은 다음과 같이 주어진다.

$$p(x, n) = \sum_y I(x, y, n) \quad (5)$$

상기 변환은 x 및 y 축들중 하나 또는 양쪽에서 수행된다. 도 2 및 3은 각각 x 및 y 축들을 따른 라돈 변환의 결과들을 도시한다. 수직 축은 시퀀스내에서 로우 또는 컬럼 위치를 나타내고 수평 축은 시퀀스내에서 프레임 번호(n)이다. 도 2 및 도 3의 이미지들은 성인 심장의 A4C 시퀀스로부터 유도된 실시예들이다.

행동(18)에서, 하나의 위치는 변환된 데이터로부터 식별된다. 상기 위치는 주기적 타이밍 정보를 결정하기 위하여 사용된다. 상기 위치는 투영된 데이터의 x 및/또는 y 축들을 따라 실질적으로 최대 변동으로서 식별된다. 상기 위치는 시퀀스에서 시간축(t 또는 n)을 따라 최대 그레이 레벨 변동을 가진 영역에 해당한다. 각각의 투영에서 최대 그레이 레벨 변동을 가진 타임 또는 n 축을 따르는 라인은 식별된다. 최대 그레이 레벨 변동의 라인들은 본래 이미지 세트(J)에서 yn 평면 및 xn 평면을 제공하고, 이에 따라, 그레이 레벨은 최대로 변화한다. 이들 두개의 평면들의 교차부(\hat{x}, \hat{y}, n)는 최대 그레이 레벨 변동을 가진 본래 이미지 세트(J)를 통과하는 라인이다. 상기 위치의 식별은 다음과 같이 수학적으로 표현된다.

$$\hat{x} = \arg \max_x v(x) \quad (6)$$

$$\hat{y} = \arg \max_y v(y) \quad (7)$$

여기서 $v(x)$ 및 $v(y)$ 는 투영 이미지들 $p(x,n)$ 및 $p(y,n)$ 에서 x 및 y 방향들을 따르는 그레이 레벨이고, 각각 다음과 같이 제공된다.

$$v(x) = \frac{1}{\# p(x)-1} \sum_n (p(x,n) - \bar{p}(x))^2 \quad (8)$$

$$v(y) = \frac{1}{\# p(y)-1} \sum_n (p(y,n) - \bar{p}(y))^2 \quad (9)$$

$\bar{p}(x)$ 및 $\bar{p}(y)$ 는 다음에 의해 제공된 샘플 수단들이다.

$$\bar{p}(x) = \frac{1}{\# p(x)} \sum_n p(x,n) \quad (10)$$

$$\bar{p}(y) = \frac{1}{\# p(y)} \sum_n p(y,n) \quad (11)$$

$p(x)$ 및 # $p(y)$ 는 각각 $p(x,n)$ 및 $p(y,n)$ 에서 n축을 따르는 화소들의 총수이다. 동일하거나 다른 변동 파라미터 또는 비변동 파라미터를 사용하여 상기 위치의 다른 식별들은 사용될 수 있다.

시퀀스를 통하여 비교적 큰 변동을 가진 영역에서 위치는 변환된 데이터로부터 식별된다. 위치(\hat{x}, \hat{y})는 도 2 및 도 3에 사용된 성인 심장 시퀀스에서 좌심실 벨브 위치들중 하나에 해당한다. PLAX 뷰의 경우, 격막에서의 판막은 식별될 수 있다. 다른 위치들은 식별될 수 있다. 이 결과는 보다 강건한 판막 위치 측정 결과에 도달하기 위하여 이런 적당한 위치 측정을 사용하는 알고리듬에 상기 위치를 제공하는 것과 같이 추가로 최적화될 수 있다.

행동(20)에서, 식별된 위치와 연관된 데이터는 도시 또는 디스플레이없이 주기적 정보를 결정하기 위하여 도시되거나 사용된다. 시퀀스를 통한 시간의 함수로서 상기 위치의 데이터는 주기를 나타낸다. 주기 타이밍 정보는 상기 위치를 나타내는 데이터로부터 계산된다. 예를들어, ES 및 ED 프레임들 또는 타임들은 식별된다. 도 4는 도 2 및 도 3에 사용된 이미지들의 시퀀스를 통하여 위치 로우(317) 및 컬럼(435)에서 그레이 스케일 데이터(26)의 도면 또는 그래프를 도시한다. 그레이 스케일 데이터는 0 내지 255의 값들을 가진 B 모드 데이터이다. 그레이 스케일 값들(26)의 도면은 시프트된다. 예를들어, 도면을 따라 최대 및 최소치가 결정된다. DC 또는 중간 레벨 그레이 스케일 값은 영으로 시프트된다. 다른 시프트들 또는 시프트 없음은 사용될 수 있다.

행동(22)에서, 주기 정보는 이벤트들의 타이밍(ED 및/또는 ES 프레임 또는 타임) 및/또는 심전도를 결정하는 것과 같이 결정된다. 예를들어, 그레이 스케일 값들(26)에서 최소치(30)는 ES 프레임들에 대응하고 최대치(28)는 ED 프레임들에 대응

한다. 도 4는 시간의 함수로서 부드럽게 하는 처리 없이 그레이 스케일 값들을 도시한다. 선택적으로, 도면은 로우 패스 필터를 적용함으로써 부드러워진다. 공간 부드러움 처리는 식별된 위치 근처 다수의 위치들을 나타내는 데이터를 사용하는 것과 같이 제공될 수 있다. 예를 들어 (\hat{x} , \hat{y}) 주변의 M×N 박스카(boxcar) 필터는 각각의 n에 대해 적용된다. 부드러워지거나 공간적으로 필터된 정보는 시간 또는 프레임 번호의 함수로서 도시된다. ES 및 ED 프레임들은 부드러워진 그레이 레벨 라인을 사용하여 식별된다.

심전도는 일실시예에서 결정되고 디스플레이된다. 예를 들어, 심전도는 ED 또는 ES 이벤트들 같은 하나 이상의 주기적 이벤트들을 사용하여 결정된다. 심전도는 데이터의 각각의 프레임들상의 시간 간격 또는 타임스탬프들을 가진 ES 및 ED 프레임 위치들로부터 계산된다. 예를 들어, 검출된 K 심장 주기들 또는 R-R 간격들이 있다. 각각의 R-R 간격에서 프레임들(필수적으로 동일하지 않음)의 번호(N_1, N_2, \dots, N_k)가 있다. 평균 R-R 간격 시간(밀리초)은 다음과 같이 주어진다.

$$T_{RR} = \frac{\sum_{i=1}^{N_1} T_i + \sum_{i=1}^{N_2} T_i + \dots + \sum_{i=1}^{N_k} T_i}{K} \quad (12)$$

$$HR = \frac{60.0}{10^{-3} T_{RR}} \quad (13)$$

여기서 방정식(13)의 분모는 초의 단위이다.

다른 실시예로서, 시퀀스는 단지 하나의 R-R 간격(즉, 두개의 ED 프레임들 및 하나의 ES 프레임이 있음)만을 포함한다. 분리 계산시, 예를 들어, ED로부터 ES로의 프레임 타임들은 합산되고 심장 주기 타임을 계산하기 위하여 이배화된다. ES로부터 ED로 프레임 타임들은 합산되고 심장 주기 시간에 대한 다른 값을 계산하기 위하여 이배화된다. 이들 두개의 심장 주기 타임들은 평균되거나 그중 하나가 최종 심자 주기 시간을 얻기 위하여 선택된다. 이 계산은 다음과 같이 수학적으로 표현된다.

$$T_{RR} = \frac{\left(2 \sum_{i=1}^{N_1} T_i + 2 \sum_{i=1}^{N_2} T_i \right)}{2} \quad (14)$$

여기서 N_1 은 ED에서 ES로의 프레임들이고, N_2 는 ES에서 ED로의 프레임들이다.

전체 계산 실시예에서, R-R 간격에 대한 N 프레임 타임들은 합산되고, 심장 주기 타임을 제공한다. 이런 합산은 수학적으로 다음과 같이 표현된다.

$$T_{RR} = \sum_{i=1}^N T_i \quad (15)$$

다른 실시예에서, 방정식들(14) 및 (15)에 의해 제공된 심장 주기 타임들은 평균 심장 주기 시간을 얻기 위하여 평균된다. 방정식(13)은 평균 심장 주기 타임으로부터 심전도를 계산하기 위하여 사용된다. 방정식(14)에서, ES 프레임은 일단 제 1 합산 및 제 2 합산에서 계산기의 두배로 고려된다.

주기 타이밍 정보는 다른 처리 또는 디스플레이를 위하여 사용된다. 예를 들어, ED 또는 ES 프레임들은 사용자에게 하이라이트된다. 다른 실시예에서, 주기를 표현하는 도면은 사용자에게 디스플레이된다. 다른 실시예로서, 심전도는 연속적으로 업데이트되고 데이터가 획득될 때 사용자에게 디스플레이된다.

일실시예에서, 획득된 데이터는 하나 또는 그 이상의 심장 주기들에 대한 체적들을 위한 데이터 세트들을 생성하기 위하여 검출된 심장 주기들을 바탕으로 기록된다. 예를 들어, 주기 타이밍 정보는 미국특허 6,673,017에 개시된 바와 같이 사용되고, 그 공개물은 시간적 분석을 증가시키기 위하여 참조로써 여기에 통합된다. 수학적 트랜스듀서를 사용하는 4D 태아 초음파심장검진법에 대하여, 주기 정보는 데이터의 ES 프레임들을 검출하기 위하여 사용된다. 트랜스듀서의 하나의 느리고 연속적이거나 계단형의 스위프는 높은 프레임 속도에서 다수의 프레임들을 획득하기 위하여 사용된다. 태아 심장 데이터의 계단형 획득의 경우, 다중 이미지 프레임들은 하나 또는 그 이상의 심장 주기들이 캡쳐되는 것을 보장하기 위하여 각각

의 단계에서 획득된다. 각각의 단계에서, 여기에 기술된 알고리듬은 ES, ED 프레임들 및/또는 심전도를 검출하기 위하여 제공된다. 이런 정보를 사용하여, 데이터는 하나 또는 그 이상의 심장 주기들에 대한 태아 심장 체적들을 포함하는 적절한 데이터로 재정렬된다. 체적들은 렌더되고 4D 시퀀스로서 디스플레이된다.

다른 실시예에서, 주기 정보는 미국특허번호_(출원번호 10/876,189)에 개시된 바와같이 임의의 목적을 위하여 ECG 정보의 다른 소스들에 사용되고, 그 공개물은 여기에 참조로서 통합된다.

일실시예에서, 주기 정보는 구출분획(EF)을 결정하기 위하여 사용된다. 예를들어, 좌심실 EF는 데이터의 ED 및 ES 프레임들에서 좌심실의 심장내 경계로부터 계산된다. 데이터의 검출된 ED 및 ES 프레임들은 하나 또는 그 이상의 심장 주기들을 위하여 사용된다.

다른 실시예에서, 주기 정보는 태아 심전도 또는 ECG 타입 파형을 제공한다. 음파기록기사 또는 심장병학자들에 의한 데이터의 ED 및 ES 프레임들의 수동 식별보다 오히려, 태아 심전도 또는 파형은 자동으로 양자화된다.

주기 정보는 예를들어 또는 이벤트들을 검출하기 위하여 다른 실시예들에서 사용된다. ED 및/또는 ES 프레임들의 주기적 또는 시간적 간격이 임계량에 의해 가변할 수 있는 경우, 변동과 연관된 데이터 프레임들은 버려지거나 이벤트를 가리키기 위하여 사용된다. 예를들어, 하나의 위치에 대한 그레이 스케일 데이터의 도면은 변동될 수 있고, 이미지화된 아기의 움직임을 가리킨다.

A4C, A2C 및 PLAX 뷰들에 대하여, 주기 정보를 결정하기 위하여 식별된 위치는 좌심실 판막 또는 판막 리프랫(leaflet)이다. 상기 위치는 판막 포인트들중 하나를 추적하거나 추적하는데 도움을 주도록 하이라이트되거나 그렇지 않으면 표시된다.

도 5는 주기적 정보를 결정하기 위한 방법을 도시한다. 도 5의 방법은 도 1의 방법외에 또는 대안으로서 사용된다. 부가적인, 다른 또는 몇몇의 행동들은 행동들(40, 42 및/또는 44)없이 행동들(36 및 38)을 수행하는 것과 같이 제공될 수 있다. 행동들은 동일하거나 다른 순서로 수행된다.

행동(36)에서, 깊이의 함수로서 데이터를 도시하는 적어도 하나의 라인은 시퀀스에서 데이터 프레임들 각각을 위하여 제공된다. 라인은 깊이 또는 동일한 측면 위치를 가진 범위 크기를 따라 연장한다. 선택적으로, 라인은 데이터 프레임에 의해 표현된 영역에 대한 임의의 각도 또는 방향을 따라 연장한다. 라인에 가장 밀접한 데이터는 선택되고, 보간을 위하여 사용되거나, 그렇지 않으면 라인에 대한 데이터를 결정하기 위하여 결합된다. 일실시예에서, 중심 라인 또는 라인들의 그룹은 시퀀스에서 각각의 프레임으로부터 선택된다. 다른 실시예에서, 상기된 변환 또는 투영을 사용하여 유도된 라인은 사용된다. 측면 축을 따르는 투영은 도 2의 데이터중 하나의 프레임에 대하여 도시된 것과 같이 선택된다.

행동(38)에서, 이미지는 타임 및 깊이의 함수로서 생성된다. 이미지는 시퀀스의 각각 또는 서브세트의 이미지들로부터의 데이터에서 생성된다. 데이터 프레임들로부터의 데이터 라인들은 이미지를 형성하기 위하여 결합된다. 도 6은 이차원 이미지(46)를 도시하고, 섹터 타입 포맷의 측면 축을 따르는 각각의 라인은 데이터의 다른 프레임에 해당한다. 유사하게, 도 2는 이차원 이미지를 도시하고, 선형 포맷의 측면 축을 따르는 각각의 투영된 라인은 데이터의 다른 프레임에 해당한다. B 모드 데이터는 사용되지만, 다른 형태의 데이터(예를들어, 속도 또는 흐름 에너지 또는 전력)은 선택적으로 또는 부가적으로 사용될 수 있다. 사용자는 위에 놓이지만 B 모드 데이터상에 있지 않은 흐름 데이터 사이의 토클(toggle)일 수 있다.

이미지(46)는 삼차원 또는 사차원 이미지를 위한 영역을 스위핑하기 위한 것과 같은 완전한 또는 목표된 데이터 세트가 획득되는 것을 보장하기 위하여 피드백을 제공한다. 예를들어, 이미지(46)는 데이터의 새롭게 획득된 프레임들로부터 데이터가 이전 프레임(46)에 부가되는 획득 동안 실시간으로 생성된다. 이미지(46)는 인버트 업-다운 및/또는 인버트 좌측-우측 같은 임의의 목표된 방향으로 디스플레이된다.

이미지(46)는 획득이 완료되고 획득된 데이터 세트가 렌더되고 디스플레이되도록 기다리는 낭비 시간없이 임의의 시간에 사용자가 획득을 취소할 수 있게 한다. 예를들어, 만약 아기 같은 환자가 이동하면, 이미지(46)는 불규칙적으로 도시되고, 스캔이 정지되어야 하는 것을 가리킨다. 사용자는 하드웨어 또는 소프트웨어 버튼/키를 누리거나 또는 마우스 선택에 의해 임의의 시간에 획득을 취소한다.

다른 사용자 상호작용 디스플레이들은 제공될 수 있다. 예를들어, 팝업 윈도우, 버튼들 또는 다른 정보는 사용자에 의한 선택을 위하여 디스플레이된다. 사용자는 라인들(47)로서 도시된 ED 또는 ES 프레임 위치들 같은 프레임 위치들을 편집한다. 사용자는 추후 처리를 위하여 충분한 획득된 데이터를 수신하거나 시험을 위하여 데이터를 획득하는 시도를 반복하기 위해 디스플레이하거나 취소한다.

선택적 행동(40)에서, 오버레이는 이미지(46)상에 생성된다. 오버레이는 주기 타이밍 또는 다른 정보를 가리킨다. 오버레이는 라인들, 컬러 오버레이들 및/또는 심볼들을 포함한다. 예를들어, 주기 타이밍 정보는 도 1에 대하여 상기된 바와같이 결정되거나 다른 방법에서 데이터의 ED 및/또는 ES 프레임들을 식별하기 위하여 사용된다. 블랭크 라인(47)은 검출된 프레임들을 가리키기 위하여 오버레이로서 이미지(46)에 삽입된다. 선택적으로, 컬러 라인은 검출된 프레임들에 대한 데이터상에 오버레이된다. 다른 실시예들에서, 컬러, 휘도, 색조 또는 다른 특성은 심장수축에 대해 적색 및 데이터의 심장확장에 대하여 청색을 오버레이하는 것과 같은 데이터 프레임들의 그룹들에 대하여 변경된다. 이미지(46)는 주기의 단계들을 나타내는 적색 및 청색의 반복 패턴을 가진다. 사용자는 컬러 선택들, 투명도 레벨들, 또는 심볼들 같은 오버레이를 구성할 수 있다. 선택적으로 또는 부가적으로, 시스템은 오버레이를 자동으로 구성한다.

선택적 행동(42)에서, 파형(50)은 디스플레이된다. 파형은 그레이 스케일 값들(26)의 도면 같은 주기 정보를 나타낸다. 파형(50)은 획득된 데이터의 함수이지만, ECG 입력 같은 다른 소스들로부터 유도될 수 있다. 파형(50)은 코드화된 컬러일 수 있거나 행동(40)의 임의의 오버레이들에 대응하는 오버레이들 또는 심볼들을 포함할 수 있다.

선택적 행동(44)에서, 시퀀스의 서브 세트는 이미지(46)의 일부를 지정하는 사용자 입력에 응답하여 선택된다. 사용자는 마우스 또는 트랙볼로 이미지(46) 부분을 묘사한다. 묘사된 부분은 사용될 또는 추후 처리로부터 배제될 데이터 프레임들을 나타낸다. 다중 주기 획득시, 만약 사용자가 1 내지 N 심장 주기들 사이의 획득을 취소하면, 사용자는 모든 데이터를 소거하고 시작하는 것에 반대되는 바와같은 유용한 데이터를 이용하는 옵션을 가진다.

도 7은 초음파 데이터로부터 주기 정보를 결정하기 위한 시스템(68)의 일실시예를 도시한다. 시스템(68)은 처리기(70) 및 디스플레이(72)를 포함한다. 부가적이고, 다르거나 보다 적은 구성요소들은 제공될 수 있다. 예를들어, 트랜스듀서 및 빔 형성기들은 처리기(70)와 접속한다. 일실시예에서, 시스템(68)은 의학 진단 초음파 이미지화 시스템이다. 다른 의학 또는 비의학 이미지화 시스템들은 사용될 수 있다. 다른 실시예에서, 시스템(68)은 컴퓨터, 워크스테이션, 랩톱 또는 저장된 또는 전달된 데이터로부터 이미지를 생성하기 위한 다른 데이터 처리 장치이다.

처리기(70)는 범용 처리기, 제어 처리기, 애플리케이션 지정 집적 회로, 필드 프로그램 가능 게이트 어레이, 디지털 회로, 아날로그 회로, 디지털 신호 처리기, 그것의 결합들, 또는 주기 정보를 결정하기 위한 다른 공지되거나 추후에 개발된 장치들이다. 캐시, 버퍼, RAM, 이동 가능 매체, 하드 드라이브 또는 다른 컴퓨터 판독 가능 저장 매체 같은 컴퓨터 판독 가능 저장 매체 또는 메모리는 처리기(70)와 접속한다. 컴퓨터 판독 가능 저장 매체는 다양한 종류의 휴발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 도면에 도시되고 여기에 기술된 기능들, 행동들, 또는 임무들은 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 또는 그위에 저장된 명령들을 실행하는 처리기(70)에 의해 수행된다. 상기 기능들, 행동들 또는 임무들은 특정 종류의 명령 세트, 저장 매체, 처리기 또는 처리 방법에 무관하고, 소프트웨어, 하드웨어, 집적 회로들, 펌웨어, 마이크로코드 및 단독 또는 결합하여 동작하는 것들에 의해 수행될 수 있다. 이와 같이, 처리 방법들은 다중 처리, 다중 임무, 병렬 처리 등을 포함할 수 있다. 일실시예에서, 상기 명령들은 의학 진단 이미지화 시스템에 의해 판독하기 위하여 이동 가능 매체상에 저장된다.

이미지 시스템은 여기에 논의된 행동들을 수행하기 위한 명령들을 업로드한다. 다른 실시예에서, 명령들은 컴퓨터 네트워크 또는 전화 라인들을 통하여 이미지화 시스템 또는 워크스테이션으로 전달하기 위하여 원격 위치에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은 이미지화 시스템 또는 워크스테이션내에 저장된다.

처리기(70)는 데이터의 프레임들을 얻고 도 1 및 5와 관련하여 상기된 방법들 하나 또는 양쪽을 실행한다. 예를들어, 처리기(70)는 적어도 이차원상에 데이터 프레임들의 시퀀스 각각에 대한 데이터를 투영하고, 투영된 데이터의 함수로서 하나의 위치를 식별하고, 다른 타임들에서 위치를 나타내는 데이터의 함수로서 주기 정보를 결정하도록 동작한다. 처리기(70)는 다른 처리를 위한 주기 정보를 사용하거나 오버레이를 가지고 또는 오버레이없이 이미지를 생성한다. 디스플레이(72)는 이미지 정보를 수신하고 심전도, ED 타이밍, ES 타이밍, 오버레이들 또는 다른 주기 정보 같은 정보를 디스플레이하기 위하여 동작한다.

본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 상기되었지만, 많은 변화들 및 변형들은 본 발명의 범위에서 벗어나지 않고 이루어질 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 그러므로, 다음 상세한 설명은 제한 보다 도시를 위한 것으로 고려되고, 본 발명을 사상 및 범위를 한정하기 위하여 의도된 모든 등가물들을 포함하는 다음 청구항들이 있다는 것이 이해된다.

발명의 효과

본원 발명은 ECG 입력 신호들 또는 처리기 내포 패턴 매칭 또는 상관관계를 사용하지 않고, 주기적 타이밍에 의해 ED의 시간, ES의 시간 또는 심전도를 결정할 수 있고, 두개의 축들상에 각각의 데이터 프레임을 투영함으로써 초음파 데이터를 감소시킬 수 있는 효과를 가진다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

초음파 데이터로부터 주기 정보를 결정하는(22) 방법으로서,

이차원 또는 삼차원 영역을 각각 나타내는 데이터 프레임들의 시퀀스를 얻는 단계(12);

투영에 의해 데이터를 변환하는 단계(16) - 상기 변환은 데이터량을 감소시킴 -; 및

변환된 데이터의 함수로서 주기 타이밍 정보를 결정하는 단계(22)를 포함하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 2.

제 1 항에 있어서, 상기 얻는 단계(12)는 적어도 하나의 주기를 통해 심장을 나타내는 B 모드 데이터를 얻는 단계(12)를 포함하고, 상기 주기 타이밍 정보를 결정하는 단계(22)는 심전도, 데이터의 확장 말기 프레임, 데이터의 수축 말기 프레임 또는 그것의 결합들을 결정하는 단계(22)를 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 3.

제 1 항에 있어서, 상기 변환 단계(16)는 라돈 변환을 수행하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 4.

제 1 항에 있어서, 상기 데이터를 변환하는 단계(16)는 제 1 차원 및 제 2 차원상에 데이터의 각각의 프레임에 대한 데이터를 투영하는 단계를 포함하고, 상기 제 1 차원은 제 2 차원과 다른 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 5.

제 4 항에 있어서, 상기 결정 단계(22)는,

제 1 및 제 2 차원들을 따라 투영된 데이터의 제 1 및 제 2 최대 변동을 식별하는 단계(18); 및

주기 타이밍의 표시로서 제 1 및 제 2 최대 변동에 대응하는 위치를 나타내는 데이터를 사용하는 단계(20)를 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 6.

제 1 항에 있어서, 상기 결정 단계(22)는,

시퀀스를 통하여 비교적 큰 변동을 가진 영역의 위치를 변형된 데이터로부터 식별하는 단계(18); 및

상기 위치를 나타내는 데이터로부터 주기 타이밍 정보를 계산하는 단계(22)를 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 7.

제 1 항에 있어서, 상기 주기 타이밍 정보를 결정하는 단계(22)는 주기 이벤트와 연관된 데이터 프레임을 결정하는 단계(22)를 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 8.

제 7 항에 있어서, 상기 주기 타이밍 정보를 결정하는 단계(22)는 주기 이벤트의 함수로서 심전도를 결정하는 단계(22)를 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 9.

제 1 항에 있어서, 변환(16) 전에 시퀀스 데이터를 공간적으로 필터링하는 단계(14)를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 10.

제 1 항에 있어서,

시퀀스 데이터 프레임의 각각에 대한 깊이의 함수로서 라인 도시 데이터를 제공하는 단계(36); 및

시간 및 깊이의 함수로서 이미지를 생성하는 단계(38)를 더 포함하고, 상기 이미지는 각각의 라인을 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 11.

제 1 항에 있어서, 상기 변환(16) 및 결정(22)은 기준 이미지 및 ECG 입력없이 수행되는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 12.

초음파 데이터로부터 주기 정보를 결정하기(22) 위해 프로그램된 처리기(70)에 의해 실행 가능한 명령들을 나타내는 그 안에 저장된 데이터를 가지는 컴퓨터 관독 가능 저장 매체로서,

각각 심장을 나타내는 B 모드 데이터 프레임들의 시퀀스를 변환하는 단계(16) - 상기 변환은 투영에 의한 것이고 데이터량을 감소시킴 -;

각각 제 1 및 제 2 수직 차원들을 따라 변환된 데이터의 제 1 및 제 2 최대 변동을 식별하는 단계; 및

상기 제 1 및 제 2 최대 변동에 대응하는 위치를 나타내는 B 모드 데이터의 함수로서 심전도, 데이터의 확장 말기 프레임, 데이터의 수축 말기 프레임 또는 그것의 결합들을 결정하는 단계(22)를 위한 명령들을 포함하는 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 13.

제 12 항에 있어서, 상기 데이터를 변환하는 단계(16)는 라돈 변환을 수행하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 14.

제 12 항에 있어서, 변환(16) 전에 시퀀스의 B 모드 데이터를 공간적으로 필터링하는 단계(14)를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 15.

제 12 항에 있어서,

시퀀스에서 데이터 프레임들 각각에 대한 깊이의 함수로서 라인 도시 데이터를 제공하는 단계(36); 및 시간 및 깊이의 함수로서 이미지를 생성하는 단계(38)를 더 포함하고, 상기 이미지는 각각의 라인을 포함하는 것을 특징으로 하는 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 16.

제 12 항에 있어서, 상기 변환(16) 및 결정(22)은 기준 이미지 및 ECG 입력없이 수행되는 것을 특징으로 하는 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 17.

초음파 데이터로부터 주기 정보를 결정하는(22) 시스템으로서,

적어도 이차원들상에 데이터 프레임들 시퀀스 각각에 대한 데이터를 투영하고, 투영된 데이터의 함수로서 하나의 위치를 식별하고, 다른 타임들에서 상기 위치를 나타내는 데이터의 함수로서 주기 정보를 결정하기 위하여 동작하는 처리기; 및

주기 정보를 디스플레이하기 위하여 동작하는 디스플레이(72)를 포함하는 주기 정보 결정 시스템.

청구항 18.

제 17 항에 있어서, 상기 데이터는 적어도 하나의 주기를 통해 심장을 나타내는 B 모드 데이터를 포함하고, 상기 처리기(70)는 라돈 변환을 수행함으로써 데이터를 투영하기 위하여 동작하고, 상기 주기 정보는 심전도, 데이터의 확장 말기 프레임, 데이터의 수축 말기 프레임 또는 그것의 결합들을 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 시스템.

청구항 19.

제 17 항에 있어서, 상기 처리기(70)는 제 1 및 제 2 차원들을 따라 각각 투영된 데이터의 제 1 및 제 2 최대 변동을 식별함으로써 주기 정보를 결정하기 위하여 동작하고,

상기 위치는 제 1 및 제 2 최대 변동에 해당하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 시스템.

청구항 20.

제 17 항에 있어서, 상기 처리기(70)는 투영, 위치 식별 및 기준 이미지 및 ECG 입력없는 주기 정보를 결정하기 위하여 동작하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 시스템.

청구항 21.

초음파 데이터로부터 주기 정보를 결정하는(22) 방법으로서,

이차원 또는 삼차원 영역을 각각 나타내는 데이터 프레임들의 시퀀스를 얻는 단계(12);

시퀀스 데이터 프레임들 각각에 대한 깊이의 함수로서 데이터 라인을 제공하는 단계(36); 및

시퀀스에 대한 라인들로부터 이미지(46)를 생성하는 단계(38)를 포함하고, 상기 이미지는 타임 및 깊이의 함수인 주기 정보 결정 방법.

청구항 22.

제 21 항에 있어서, 상기 데이터 프레임들 각각에 대한 라인은 데이터 프레임들 각각의 중앙 라인을 선택하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 23.

제 21 항에 있어서, 데이터 프레임들 각각에 대한 라인을 제공하는 단계(36)는 측면 축을 따라 각각의 프레임의 데이터를 투영하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 24.

제 21 항에 있어서, 상기 데이터의 함수로서 사이클 타이밍 정보를 결정하는 단계; 및

사이클 타이밍을 가리키는 이미지(46)상에 오버레이를 생성하는 단계(40)를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 25.

제 21 항에 있어서, 과형(26)을 디스플레이하는 단계(42)를 더 포함하고, 상기 과형(26)은 데이터의 함수인 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 26.

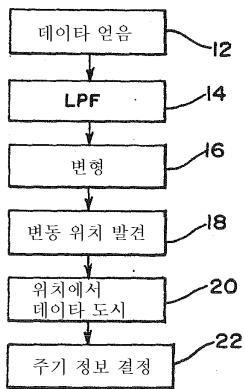
제 21 항에 있어서, 상기 얻는 단계(12)는 삼차원 체적에서 다수의 다른 이차원 평면들을 따라 순차적으로 스캐닝하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

청구항 27.

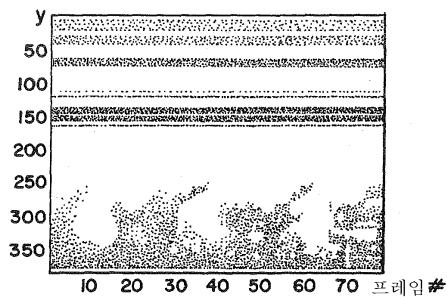
제 21 항에 있어서, 이미지(46) 부분을 나타내는 사용자 입력에 응답하여 시퀀스 서브 세트를 선택하는 단계(44)를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 주기 정보 결정 방법.

도면

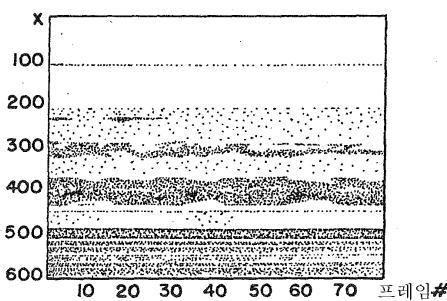
도면1



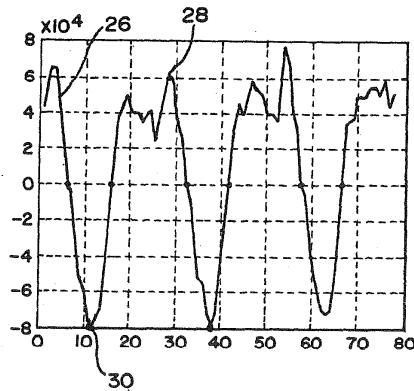
도면2



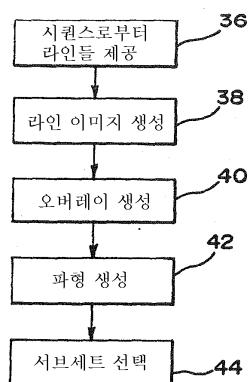
도면3



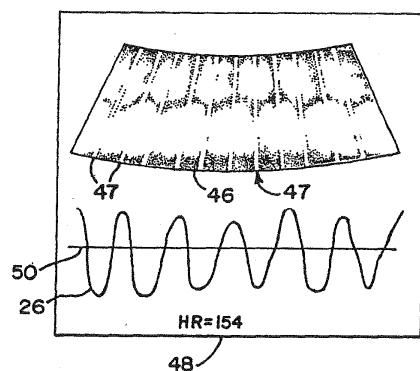
도면4



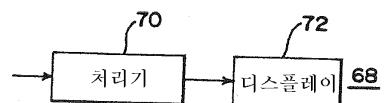
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	使用医学诊断超声确定周期性信息		
公开(公告)号	KR1020060097662A	公开(公告)日	2006-09-14
申请号	KR1020060022195	申请日	2006-03-09
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
当前申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
[标]发明人	NADADUR DESIKACHARI 나다두르데시카차리 THIGPEN TIMOTHY 틱펜티모시 RELKUNTWAR ANIL V 렐쿤트워안일브이 LOWERY CAROL M 로우리캐롤엠 SMITH CASEM MERVIN MENCHIAS 스미쓰카셈멜빈멘시아스		
发明人	나다두르,데시카차리 틱펜,티모시 렐쿤트워,안일브이. 로우리,캐롤엠. 스미쓰 카셈,멜빈멘시아스		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/02 A61B8/0883 A61B5/02028 Y10S128/922		
优先权	11/076791 2005-03-09 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

不使用ECG输入信号或处理器(70)内部相关。根据超声数据确定周期性定时(22)。周期性定时包括步骤(22)确定舒张末期时间，以及内心搏动时间或心电图。由于超声数据反映在两个轴(16)上的每个数据帧上，因此减少了它。对于沿每个维度的投影，总计数据。它与通过具有最大变化高的序列相关的位置被投影到(18)上的数据区分开。为了识别周期定时信息以便为波形(20)提供服务，其中与该位置相关的超声数据显示周期时间，使用波形(20)。在序列中，使用图像(46)和来自不同数据帧的线。图像(46)表现出周期定时信息。

