



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2007-0110837  
(43) 공개일자 2007년 11월 20일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2007-7017027  
(22) 출원일자 2007년 07월 24일  
심사청구일자 없음  
번역문제출일자 2007년 07월 24일  
(86) 국제출원번호 PCT/JP2005/023797  
국제출원일자 2005년 12월 26일  
(87) 국제공개번호 WO 2006/068271  
국제공개일자 2006년 06월 29일  
(30) 우선권주장  
JP-P-2004-00374860 2004년 12월 24일 일본(JP)

(71) 출원인

가부시키가이샤 와이디

일본 나라케 이코마시 다와라구치쵸 1879반치 51

와타나베 노조미

일본 오카야마케 구라시키시 마츠시마 577 가와사  
키이카다이가쿠 준칸기나이카 나이

(뒷면에 계속)

(72) 발명자

와타나베 노조미

일본 오카야마케 구라시키시 마츠시마 577 가와사  
키이카다이가쿠 준칸기나이카 나이

오가사와라 야스오

일본 오카야마케 구라시키시 마츠시마 577 가와사  
키이카다이가쿠 이요우고가쿠부 나이

사쿠라이 마사시

일본 후쿠오카케 후쿠오카시 쥬오쿠 도우진마치  
1-2-14-301

(74) 대리인

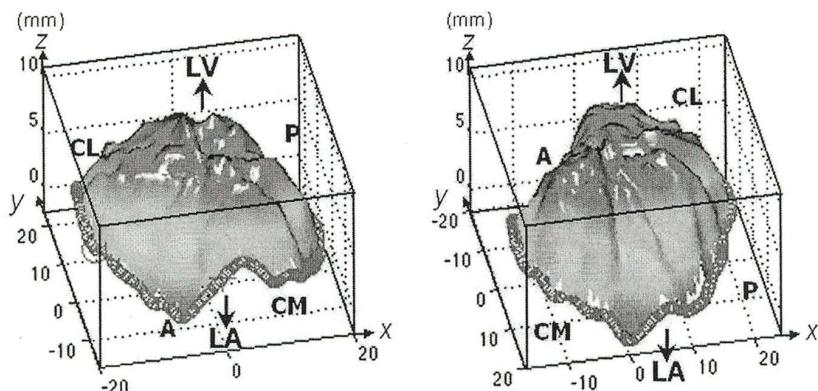
특허법인코리아나

전체 청구항 수 : 총 2 항

(54) 심장판막 데이터 계측 방법 및 장치

**(57) 요약**

본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 심장에 있어서의 송모판막의 tenting volume, tenting area, tenting height, 판막 고리의 면적, 주위 길이, 높이(최후부-최저부의 차이) 등, 임상에서 필요로 되는 심장판막에 관한 정보를 얻는 것이다. 심장판막에 대해 임상에서 필요한 데이터를 계측할 수 있는 3 차원 심장판막 화상을 얻기 위해서, 심초음파도 검사 장치로 스캔한 2 차원의 심에코 단층 화상으로부터 3 차원의 심초음파도를 형성하고, 상기 3 차원 심초음파도로부터 3 차원 심장판막 화상을 컴퓨터 처리에 의해 자동 추출하는 방법에 있어서, 심장 및 판막 고리의 물리적 형상을 고려한 피팅 모델에 있어서의 상기 판막 고리 모델의 피팅 평가 함수(포텐셜 에너지)를 레플리카 교환법·확장 서랭법으로 최적화하는 것을 특징으로 하는 임상에서 필요한 데이터를 계측할 수 있는 3 차원 심장판막 화상 자동 추출 방법이다.

**대표도 - 도4A**

(71) 출원인

세이코텍 가부시키가이샤

일본 후쿠오카케 후쿠오카시 히가시쿠 마츠시마  
3-34-33

오가사와라 야스오

일본 오카야마케 구라시키시 마츠시마 577 가와사  
키이카다이가쿠 이요우고가쿠부 나이

요시다 기요시

일본 오카야마케 구라시키시 마츠시마 577 가와사  
키이카다이가쿠 춘칸기나이카 나이

---

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

심장판막에 대해 임상에서 필요한 데이터를 계측할 수 있는 3 차원 심장판막 화상을 얻기 위해, 심초음파도 검사 장치로 스캔한 2 차원의 심초음파 단층 화상으로부터 3 차원의 심초음파도를 형성하고, 상기 3 차원의 심초음파도로부터 3 차원 심장판막 화상을 컴퓨터 처리에 의해 자동 추출하는 방법에 있어서,

심장 및 판막 고리의 물리적 형상을 고려한 피팅 모델에 있어서의 상기 판막 고리의 모델의 피팅 평가 함수 (포텐셜 에너지) 를 레플리카 교환법 · 확장 서냉법으로 최적화하는 것을 특징으로 하는 임상에서 필요한 데이터를 계측할 수 있는 3 차원 심장판막 화상 자동 추출 방법.

### 청구항 2

심장판막에 대해 임상에서 필요한 데이터를 계측할 수 있는 3 차원 심장판막 화상을 얻기 위해, 심초음파도 검사 장치로 스캔한 2 차원의 심초음파 단층 화상으로부터 3 차원의 심초음파도를 형성하고, 상기 3 차원의 심초음파도로부터 3 차원 심장판막 화상을 컴퓨터 처리에 의해 자동 추출하는 장치에 있어서,

심장 및 판막 고리의 물리적 형상을 고려한 피팅 모델에 있어서의 상기 판막 고리 모델의 피팅 평가 함수 (포텐셜 에너지) 를 레플리카 교환법 · 확장 서랭법으로 최적화하는 수단을 구비한 것을 특징으로 하는 임상에서 필요한 데이터를 계측할 수 있는 3 차원 심장판막 화상 자동 추출 장치.

## 명세서

### 기술 분야

&lt;1&gt;

본 발명은, 임상에서 사용되는 심장판막의 데이터를 계측하는 방법 및 장치에 관한 것이다. 더욱 상세하게는, 심장판막의 각종 데이터를 계측할 수 있는 선명한 3 차원 심장판막 화상을 자동으로 추출하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

### 배경 기술

&lt;2&gt;

승모판막 역류증 (승모판막 폐쇄 부전증) 은 판막 질환 중에서도 빈도가 높고, 중증의 경우에는 좌심부전을 일으키는 중대한 질환이다. 중증 승모판막 역류증의 치료는 기본적으로 외과 치료이고, 종래에는 인공판막을 이용한 승모판막 치환술이 행해져 왔다. 그러나, 인공판막 치환 후에는 심장 기능의 저하나 항응고 요법에 수반하는 합병증 등의 문제가 많아, 최근 본래의 판막을 온존하는 승모판막 형성법이 널리 행해져 왔다.

&lt;3&gt;

승모판막 형성법은 승모판막 고리 · 판막첨 · 건삭 등 중에서 역류의 원인이 되는 부분을 선택적으로 형성하는 외과적 방법이고, 그 성공을 위해서 수술 전에 심초음파검사에 의해 정확한 병인 · 병변 진단이 수행되어야 한다.

&lt;4&gt;

그러나, 현재 널리 이용되고 있는 심초음파검사는 2 차원 화상에 의해 진단이 이루어지기 때문에, 복잡한 3 차원 구조를 가지고 있는 승모판막과 승모판막 주위의 해부학적 · 위치적 관계를 분명히 하는 것이 곤란하였다. 즉, 안장 모양의 곡선을 그리는 판막 고리나, 정교한 곡선을 가지는 판막첨 · 판막 첨단, 그리고 건삭으로부터 유두근 · 좌심실에 이르는 판막 하부 지지 조직으로 이루어지는 승모판막의 기능적 복합체 (승모판막 기구) 의 입체적인 구조를 파악하기 위해서는, 2 차원 화상으로는 불충분하고, 3 차원적인 화상 진단이 요구되어 왔다.

&lt;5&gt;

최근 개발된 3 차원 심초음파검사 장치를 이용함으로써, 비침입적이고 간편하게 심장 전체를 실시간으로 스캔하여, 화상을 구할 수 있게 되었다. 3 차원 심초음파검사 화상으로, 외과의가 심장을 보는 것과 동일하게 심근 · 판막 등의 구조를 관찰할 수 있어, 지금까지의 2 차원 화상에 의한 진단에 비해 상세하게 수술 전 진단을 할 수 있을 것으로 기대되고 있다.

&lt;6&gt;

그러나, 3 차원 화상을 이용한 3 차원 해석 · 계측이 아직 어렵고, 실제의 상세한 형태나 위치 관계를 정량화할 수 없기 때문에, 3 차원 심초음파검사는 임상적으로 실용화되어 있지 않은 것이 현 상황이다.

&lt;7&gt;

비특허 문헌 1 : 야마다 히로미츠, 「대국해 추출과 국소해 추적의 협조에 의한 심장 동화상 이미지 인식」, [online], 전자 기술 종합 연구소 휴보 62권 7호, [2005년 12월 22일 검색], 인터넷

<URL:<http://www.etl.go.jp/results/bulletin/pdf/62-7/yamada72.pdf>>

## 발명의 상세한 설명

&lt;8&gt;

발명의 개시

&lt;9&gt;

발명이 해결하고자 하는 과제

&lt;10&gt;

CT 나 MRI 는 장치가 크고 고가이기 때문에, 어느 병원에서나 이용할 수 있는 것은 아니다. 반면에, 초음파를 이용한 심초음파검사 장치는 소형이고, 간편하게 이용할 수 있어 널리 보급되어 있다. 이 때문에, 심초음파(심장 초음파) 검사는 심장병이나 고혈압을 비롯한 순환기 질환의 진단, 치료에는 없어서는 안 되는 존재가 되었다. 이전까지는 심장 카테터 검사로밖에 알 수 없었던 정보를 환자의 통증 없이 즉시 파악할 수 있게 되었다. 또, 장치의 경량화에 의해, 지금은 청진기처럼 휴대하여 왕진시에도 검사할 수 있게 되었다.

&lt;11&gt;

심초음파검사 장치로부터 얻어지는 심초음파도에는, M 모드 심초음파도, 단층 심초음파도, 도플러 심초음파도가 있다. M 모드 심초음파도에서는, 시간 경과에 따른 심장 구조의 움직임을 그래픽으로 기록할 수 있어, 판막, 심실벽, 및 대동맥 등의 운동이 각각 특징적인 패턴으로 그려진다. 단층 심초음파도에서는, 초음파빔을 고속 주사함으로써 심장의 2 차원 단층 이미지(B 모드)를 얻을 수 있다.

&lt;12&gt;

초음파 빔의 주사 방법으로서 고속 기계 주사법과 전자 주사법이 있다. 단층법으로 심장의 형태, 또는 심장의 움직임을 용이하게 관찰할 수 있어, 이상 소견의 유무, 부위, 정도의 진단에 도움이 된다. 도플러 심초음파도에는 필스 도플러법, 연속파 도플러법, 도플러 단층법, 2 차원 혈류 영상법, 컬러 도플러법 등이 있고, 협착류나 판막 역류 등의 심장 내의 이상 혈류의 검사에 의한 정성 진단 뿐만 아니라, 혈류 계측이나 압력 추정 등의 정량 진단이나 심장 기능 평가에도 응용되고 있다.

&lt;13&gt;

그러나, 심초음파도(echocardiogram)를 이용하여 모든 문제를 해결할 수 있는 것은 아니다. 임계치에 의해 판정하는 윈도우법, 획도 변화가 큰 곳을 추출하는 에지 추출법 등으로 행해지는 종래의 심장판막 자동 추출 장치는 오인식이 많다. 에코 화상은 CT 나 MRI 등의 경계가 뚜렷한 화상과는 달리, 경계가 불명료하다. 윈도우법이나 에지 추출법은, CT 나 MRI 등과 같은 경계가 뚜렷한 것에는 적용할 수 있지만, 심에코 화상과 같은 경계가 불명료한 것에는 적용할 수 없다.

&lt;14&gt;

상기 윈도우법이나 에지 추출법 외에, 곡선의 피팅으로 심장판막을 모델화하고, 적당한 최적화 수법을 이용하여 경계가 불명확한 화상으로부터 윤곽 이미지를 얻는 방법도 제안되었다. 그러나, 뉴턴법, 최급 강하법은 복잡한 도형에 적용할 수 없고, 또 자유도를 크게 하여 GA(유전적 알고리즘), SA(서냉법) 등을 이용해도 국소 최소치에 쉽게 잡혀서, 최적해를 찾아내는 것이 어렵다는 문제점이 있다.

&lt;15&gt;

이상의 점을 근거로 하여 본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 심장에 있어서의 승모판막의 tenting volume, tenting area, tenting height, 판막 고리의 면적, 주위 길이, 높이(최고부-최저부의 차이) 등, 임상에서 필요한 심장판막에 관한 정보를 얻는 것이다.

&lt;16&gt;

심초음파도 검사 장치에서 구해진 심초음파도를 기초로, 심장판막을 자동 추출하여, 선명한 3 차원 화상을 얻고, 이 화상으로부터 필요한 양을 계측한다. 본 발명에서 이용되는 방법 및 장치에 따르면, 심초음파도에 있어서의 선명한 3 차원 화상의 심장판막 고리를 자동 추출하는 것 외에, 에코 화상에 나타나지 않은 조직의 경계를 재현하는 것도 가능해진다. 즉, 지금까지 숙련된 의사의 눈으로밖에 인식할 수 없었던 심장판막 고리 추출과 기능을 자동화하는 방법 및 장치이다.

&lt;17&gt;

과제를 해결하기 위한 수단

&lt;18&gt;

상기의 발명이 해결하고자 하는 과제를 해결하기 위해서, 청구항 1에 기재된 발명은, 심장판막에 대해 임상에서 필요한 데이터를 계측할 수 있는 3 차원 심장판막 화상을 얻기 위해, 심초음파도 검사 장치로 스캔한 2 차원의 심초음파 단층 화상으로부터 3 차원의 심초음파도를 형성하고, 상기 3 차원의 심초음파도로부터 3 차원 심장판막 화상을 컴퓨터 처리에 의해 자동 추출하는 방법에 있어서, 심장 및 판막 고리의 물리적 형상을 고려한 피팅 모델에 있어서의 상기 판막 고리의 모델의 피팅 평가 함수(포텐셜 에너지)를 레플리카(replica) 교환법·확장 서냉법으로 최적화하는 것을 특징으로 하는 임상에서 필요한 데이터를 계측할 수 있는 3 차원 심장판막 화상 자동 추출 방법이다.

&lt;19&gt;

청구항 2에 기재된 발명은, 심장판막에 대해 임상에서 필요한 데이터를 계측할 수 있는 3 차원 심장판막 화상을 얻기 위해, 심초음파도 검사 장치로 스캔한 2 차원의 심초음파 단층 화상으로부터 3 차원의 심초음파도를 형

성하고, 상기 3 차원의 심초음파도로부터 3 차원 심장판막 화상을 컴퓨터 처리에 의해 자동 추출하는 장치에 있어서, 심장 및 판막 고리의 물리적 형상을 고려한 피팅 모델에 있어서의 상기 판막 고리 모델의 피팅 평가 함수(포텐셜 에너지)를 레플리카 교환법·확장 서랭법으로 최적화하는 수단을 구비한 것을 특징으로 하는 임상에서 필요한 데이터를 계측할 수 있는 3 차원 심장판막 화상 자동 추출 장치이다.

<20> 본 발명에서는, 판막 고리의 추출과 그 피팅을 위해서, 구체적으로 이하와 같은 수단을 취할 수 있다. 판막 고리 추출 처리의 과정은, 이하의 2 개의 공정으로 이루어진다. 먼저 심장의 물리적 형상을 고려한 피팅 모델을 준비하여, 심근의 휘도가 높은 부분을 피트시킨다. 다음으로, 그 피트된 형상에서, 판막 고리 같은 부분을 찾는다.

<21> 판막 고리의 모델은, 탄성체로 된 원통형 망상의 구조를 이용할 수 있다. 예를 들어, 1 둘레에 40 개, 높이 40 개, 합계 1600 개의 제어점을 취하고, 각 점간은 적당한 탄성력을 가지는 스프링으로 연결한다. 이 때, 제어점은 가능한 한 휘도가 높은 위치에 지정한다. 이 원통형의 판막 고리 모델의 피팅 평가 함수(포텐셜 에너지)를 레플리카 교환법·확장 서랭법으로 최적화한다.

<22> 레플리카 교환법(RE)은 단백질 등의 입체 분자 구조를 해명하는 방법으로서 널리 이용되고 있다. 이 방법에서는, 상호 작용이 없는 등가인 계(레플리카)의 복수 개로 구성되는 전체 계를 상정하고, 각 레플리카(카피)에 상이한 온도(에너지)를 할당하며, 처음에는 모든 레플리카에 동일한 분자를 배치한다. 각각의 레플리카 계에서 독립적으로 메트로폴리스(metropolis) 시뮬레이션을 실시하고, 정기적으로 인접하는 레플리카 간에 분자 배치를 교환한다.

<23> 또한, 서냉법(SA)을 이용하여, 고온(고에너지)으로부터 저온(저에너지)으로 서냉하여 최적해를 찾아낸다. 이 방법에서는, 구조의 에너지의 포텐셜면이 최소(또는 극소)가 되는 점(최적해)을 찾아내어, 안정 구조로서 최종적인 분자 구조를 결정한다.

<24> 레플리카 간의 분자 배치 교환에는, 완전히 랜덤 교환하는 몬테카를로법이나, 유전자 재조합과 같이 거리가 가까운 문자간(인접 문자간)에 교환을 실시하는 유전자적 알고리즘(GA) 등이 사용된다. 문자 구조를 모델화할 때에는, 문자는 점으로 상정하고, 인접하는 문자 간에 쿨롱힘, 스프링 상호 작용 등이 작용하여, 이들 힘의 합이 문자 내 포텐셜 에너지로서 표현되고 있다.

<25> 판막 고리 탐색은 이하의 규칙에 따라 실시한다.

<26> · 가능한 한 휘도가 높은 곳

<27> · 아래에서 위쪽을 보아 2 차 미분이 정(正)인 장소(오목한 곳)

<28> · 인접한 판막 고리의 제어점과 그다지 떨어지지 않는 곳

<29> 이 규칙에도 적당한 평가 함수를 정의하여 동일하게 최적화하고, 포텐셜 에너지가 최소가 되는 구조가, 최종적으로 판막 고리와 같은 장소로서 추출된다. 판막 고리의 자동 추출이 잘 되지 않는 경우에 대비하여 수작업으로 수정할 수 있는 방법도 준비할 수 있다.

### 발명의 효과

<31> 본 발명의 장치의 특징은, 이하와 같다. (1) 종래의 2 차원 심초음파도에서는 불가능했던 승모판막 복합체의 3 차원 표시 및 정량 해석을 할 수 있다. (2) 종래의 2 차원 화상으로부터의 재구축에는 많은 노력과 시간을 필요로 하였지만, 본 발명의 장치를 이용했을 경우, 현시점에서 승모판막 3 차원 해석에 이르는 모든 프로세스(에코 화상의 수집·화상 트레이스·3 차원 화상 재구축·3 차원 데이터 정량 해석)에 필요로 하는 시간을 합계 약 15 분으로 단축할 수 있다.

<32> 3 차원 심초음파도를 이용한 3 차원적 정량 해석은 아직도 실현되어 있지 않아, 본 발명을 이용한 연구 성과는 세계적으로도 처음이다. 특히 현재, 승모판막첨·판막 첨단에 이상이 없음에도 불구하고 유두근이나 좌심실의 기능 부전에 의해 발생되는 「기능적 승모판막 역류」의 메카니즘 해명이나 치료법의 개발이 세계적으로 주목되어 있고, 지금까지 2 차원 심초음파도 화상에서의 해석에 의존하던 이 주제에 대한 연구가 3 차원 해석이 가능해짐으로써 크게 비약될 것으로 예상된다. 본 발명의 장치는 승모판막 역류의 수술 전 진단·외과 치료에 있어서 임상적으로 많이 가치가 있는 것이다.

### 실시 예

<41> 발명을 실시하기 위한 최선의 형태

<42> 본 발명을 실시하기 위한 최선의 형태를 도면을 이용하여 설명한다. 이하의 설명에서는 다음과 같은 약어 및 두문자를 사용한다.

<43> MR = 승모판막 역류

<44> 3-D = 3 차원의

<45> 2-D = 2 차원의

<46> LV = 좌심실

<47> LA = 좌심방

<48> ROA = 역류 개구부 면적

<49> EF = 배출 분획

<50> PISA = 근접부 등유속 면적

<51> EDV = 확장 말기 용량 (용적)

<52> ESV = 수축 말기 용량 (용적)

<53> 2 차원의 심초음파도 검사에서는, 이하와 같은 검사를 실시할 수 있다. 모든 피험자의 표준적인 2-D 심초음파도 검사를 실시함으로써, 확장 말기 용량 (EDV) 과 수축 말기 용량 (ESV) 을 수정 심슨 방법 (좌심실 전체를 원통형의 중첩으로 근사한다)에 따라 측정할 수 있다. 그 결과, 배출 분획 (%) 이 방정식  $100 \times (EDV - ESV)/EDV$  에 의해 계산할 수 있다. MR은 컬러 도플러 심초음파도 검사에 의해 평가되고, MR의 정도가 ROA를 사용하고 있는 PISA 방법에 따라 수량화될 수 있다. 그러나, 승모판막 역류 진단이나 승모판막 수술을 실시하기 위해서는, 정확한 판막 고리의 위치를 나누어, 입체적인 판막 화상이 필요해진다. 본 발명의 장치에서는 승모판막을 이하의 순서의 실행에 의해 추출하여, 선명한 화상을 재현한다.

<54> 입체 화상 이미지(volumetric image)를 얻기 위해서, 실시간 3-D 심초음파도 시스템을 이용하여, 피험자의 심첨(cardiac apex) 뷰에서 흉강을 통한 용적 측정의 이미지(풀 볼륨 모드)를 얻는다. 용적 측정의 프레임 레이트는 12 내지 16 센치미터의 심도에서, 매초 16 내지 22 프레임이다(이 플레임 레이트는 심도에 의존한다).

완전한 입체 화상을 획득하기 전에, 프로브가 2D 화상에서 승모판막의 중심부의 정점에 위치하도록 조정된다. 모든 입체 화상 이미지는 디지털 방식으로 콤팩트 디스크 상에 기록되고, 오프 라인 분석을 위해서 퍼스널 컴퓨터로 전송된다.

<55> 도 1은, 3 차원 심초음파도 진단 장치를 이용하여 18 매의 등간격의 방사상 평면 화상을 자동 촬영 (스캔)하고, 그 평면 화상을 기초로 3 차원 (3D) 의 입체 화상이 이미지를 형성하는 과정을 나타낸다. 심장 수축시에, 스캔된 각 평면 화상에 대해서, 수작업으로 승모판막의 판막 고리와 리플렛에 마크를 붙인다. 이 데이터로부터, 승모판막의 리플렛과 판막 고리의 3-D 이미지가 재구축된다. 구체적으로는, 도 2에 나타낸다.

<56> 도 2는 스캔된 각 평면 화상을 차례로 배열하고, 체크점 (화상간에서 대응하는 점) 을 선으로 연결하여, 스무싱 (smoothing) 을 가하고 렌더링을 실시하면 대상물의 매끄러운 3 차원 입체 화상을 얻을 수 있다 (도면의 예는 18 프레임인 경우). 그러나 배경 기술에서도 서술한 바와 같이, 에코 화상은 MRI 나 CT 와 같은 선명한 윤곽을 얻을 수 없다. 특히 판막 고리가 복잡하고, 뒤얽혀 있기 때문에, 본 발명의 장치에서는 피팅 모델을 사용하여 판막 고리의 추출 처리를 실시한다. 그것을 위해서, 심장의 물리적 현상을 고려하여, 심근의 휘도가 높은 부분을 피트시킨다. 또한 피트된 형상 상에서, 판막 고리와 같은 장소를 찾는다. 이 판막 고리 탐색에는, 이하에 실시예에서 나타내는 바와 같은 피팅 모델을 이용한다.

<57> 본 실시예에서, 피팅 모델로서 탄성체로 된 원통형 또한 망상의 구조를 이용한다. 또한 1 둘레에 40 개, 높이 40 개, 합계 1600 개의 제어점을 형성하여, 각 제어점을 적당한 스프링으로 연결한다. 이 때, 제어점은 가능한 한 휘도가 높은 곳이 선택되게 되어 있다. 이러한 복수의 구조물 (레플리카) 을 준비하고, 각각의 레플리카에는 상이한 휘도를 할당한다. 이 휘도를 포텐셜 에너지로 하고, 피팅 평가 함수를 이용하여 포텐셜 에너지가 가장 안정된 (최소치가 되는) 구조를 결정한다. 이 때 이용되는 방법이, 레플리카 교환법이라고 불리는 확장 서냉법이다. 즉, 휘도가 높은 곳으로부터 시작하여 레플리카 간에 제어점의 교환을 실시하고, 그때마다 포텐셜 에너지를 구한다. 이러한 시뮬레이션을 실시함으로써 포텐셜 에너지가 최소 (안정 구

조) 가 되는 구조가 구조의 형상 (판막 고리) 으로서 추출된다 (최적화).

<58> 또한, 판막 고리 자동 추출 탐색을 실시할 때의 주된 규칙은 이하와 같다. 즉,

· 가능한 한 휘도가 높은 곳

· 아래에서 위쪽을 보아 2 차 미분이 정인 장소 (오목한 곳)

· 인접한 판막 고리의 제어점과 그다지 떨어지지 않는 곳

<62> 이 규칙에도 적당한 평가 함수를 정의하여 심장의 형상 탐색과 동일하게 최적화를 실시하면, 최종적으로 판막 고리와 같은 장소가 추출된다. 또한, 판막 고리의 자동 추출이 잘 되지 않거나 애매한 점이 있는 경우에는, 수작업으로 수정할 수 있는 방법도 제공된다.

<63> 이상과 같이 하여 추출된 판막 고리가 도 3 이다. 또한 이하에서는, 추출된 승모판막을 「리플렛 (leaflet : 판막 첨단)」이라고 부르고, 리플렛의 밑바닥을 「판막 고리」라고 부른다. 또, 리플렛이 천막을 친 것과 같이 부푼 곳을 가지는 것, 또는 그 부푼 곳을 「텐팅 (tenting)」이라고 부르기로 한다. 폐에서 깨끗해진 혈액은 좌심방 (LA) 에 흘러들어, LA로부터 승모판막을 통해 좌심실 (LV) 에 보내지고, 다시 LV로부터 대동맥을 통해 몸 전체에 송출된다. 이 때문에, LA 의 압력보다 LV 의 압력이 높다.

<64> 판막에 물리적 혹은 기능적인 장해가 발생하면, 협착증이나 허혈증을 일으키게 된다. 예를 들어, 승모판막의 열림이 나쁘고, LV 에 충분히 혈액이 보내지지 않으면 협착증이 일어난다. 반대로 승모판막이 느슨해져, 승모판막 폐쇄 부전이 되면, LV로부터 LA 의 혈액의 역류가 일어나 충분한 동맥혈이 몸에 공급되지 않기 때문에 허혈이 일어난다. 최근에는, 승모판막의 이완 등에 의한 승모판막 폐쇄 부전, 인공판막을 사용하지 않고 판막 형성 수술로 치료하는 경우가 많아졌다. 그러기 위해서는 승모판막의 확실한 형상을 얻는 것이 중요하고, 본 발명의 장치를 이용하여 3 차원 심장판막 화상을 얻는 것이 효과적이다.

<65> 또한, 도면에 나타낸 기호는 이하의 의미를 나타내고 있다.

A 전첨부 (anterior)

P 후첨부 (posterior)

CL 전교련 (antero-lateral commissure)

CM 후교련 (postero-medial commissure)

LV 좌심실 (left ventricle)

LA 좌심방 (left atrium)

<72> annular height 판막 고리의 높이 (만곡 정도)

<73> tenting length 텐팅의 길이 (텐팅 길이)

<74> 도 3 은, 본 발명의 장치로 행해지는 3 차원 심장판막 화상 추출에 의한, 정상인의 승모판막의 리플렛의 입체 화상과 그 형상을 나타내고 있다. 도 3A 는, 리플렛을 상이한 방향에서 본 3-D 이미지이다. 여기에서는, 승모판막의 판막 고리 (밑바닥부) 가 「안장형」을 하고 있다. 승모판막의 리플렛이 LV 중에 들어가 있지만, 거의 평평하게 보인다.

<75> 도 3B 는, 실제의 3-D 텐팅 이미지이다. 판막 고리는 3-D 로 측정하기 위해 대략의 외관으로 도시된다. 왼쪽 도면은, LV 방향에서 본 승모판막의 리플렛 형상이며, 텐팅의 정도를 등고선으로 나타내고 있다. 오른쪽 도면은 수평 방향에서 본 리플렛이고, 판막 고리와 리플렛의 텐팅 정도를 정확하게 측정할 수 있다. 또, 승모판막의 판막 고리의 원주나 면적이, 이들의 3-D 데이터로부터 측정된다. 도면의 판막 고리의 높이가, 판막 고리의 만곡 정도를 나타내고 있다. 도면의 검은 점은 접합 라인이다 (판막의 교연부 즉 LV 수축 시의 전첨부와 후첨부가 서로 맞물리는 위치). 정상적인 경우, LV 의 수축기에는 승모판막의 건축에 지지되어, 전첨부와 후첨부가 정확히 합쳐져, 좌심실로부터 좌심방으로의 혈류는 차단된다. 이 접합 라인이 혹점이다.

<76> 도 3C 는, 3-D 텐팅 이미지를 수정한 것이다. 도면에서 굵은 선으로 나타낸 곡선은 승모판막의 판막 고리를 나타내고, 링상의 표면으로부터 리플렛까지의 거리를 일정하게 유지하면서, 평면 상에서 매끄럽게 그려진 것이다. 왼쪽 도면은 LV 방향에서 본 승모판막의 리플렛 도면으로서, 텐팅의 정도를 등고선으로 나타내고 있다.

오른쪽 도면은 수평 방향에서 본 도면으로서, 승모판막의 판막 고리의 텐팅 정도를 정량적으로 측정할 수 있다. 최대 텐팅 길이, 평균 텐팅 길이, 및 텐팅의 용적도 이들의 3-D 데이터로부터 측정할 수 있다. 또 한 점은 점은 접합 라인을 나타낸다.

<77> 도 4 는, 승모판막의 판막 고리의 입체 화상에서, 허혈성의 승모판막 역류 (MR) 환자의 승모판막을 나타내는 리플렛이다. 도 4A 는, 리플렛을 상이한 방향에서 본 3-D 이미지이다. 승모판막의 판막 고리가 외관 상으로도 분명하게 텐팅에 의해 평활화되어 있다. 또, 산 형상을 한 리플렛이 볼록 형상이 되어, 전체적으로 LV로 들어가 있다.

<78> 도 4B 는, 실제의 3-D 텐팅 이미지를 나타내고 있다. 승모판막의 리플렛 전체가 분명하게 LV 방향으로 팽창하여, 판막 고리의 높이도 정상과 비교해 봄도 낮은 것을 알 수 있다. 또 승모판막의 판막 고리도 넓어지고 있다. 또한, 점은 점은 승모판막의 접합 라인을 나타내고 있다.

<79> 도 4C 는, 3-D 텐팅 이미지를 수정한 것이다. 원쪽 도면으로부터도 알 수 있는 바와 같이, 승모판막의 리플렛이, 승모판막의 판막 고리에서 보았을 경우, A-P 에 대해서 거의 대칭적으로 되어 있다. 오른쪽 도면으로부터도 알 수 있는 바와 같이, 최대 텐팅 길이는 정상적인 것보다 길어져 있다. 점은 점은 접합 라인을 나타낸다. 컬러로 표시했을 경우, 초록의 마크 (오른쪽 도면의 넓게 인쇄된 부분) 가 리플렛의 최대 텐팅 사이트를 나타낸다. 이 환자의 경우, 최대 텐팅 사이트는 리플렛 전첨부 (A) 의 중앙에 위치하고 있다 (왼쪽 도면의 등고선이 가장 높은 위치를 나타내고 있는 장소<산의 정상에 상당하는 위치>).

<80> 도 5 는, 국소 빈혈 MR 를 가지고 있는 12 명의 환자에 대해 최대 텐팅 사이트의 장소를 조사한 결과를, 리플렛 상에 인원수 분포로서 나타낸 도면이다. 도면의 영자 'A' 는 전첨부 (anterior), 'P' 는 후첨부 (posterior) 를 나타내고, 'L'은 측부 (lateral), 'C' 는 중앙부 (central), 'M' 은 중간부 (medial) 를 나타낸다. 또, 팔호 내의 숫자는 사람 수이다. 도면이 나타내는 바와 같이, 최대의 텐팅 사이트는, 12 명 모두에 대해서 리플렛 전방부에 위치하고 있었다. 상세하게는, AM 에 3 명, AC 에 5 명, AL 에 4 명이었다.

<81> 허혈성의 MR 을 가지고 있는 12 명 환자의 내역은, 단일 맥관 질환을 가진 3 명 환자, 두 개의 맥관 질환을 가진 6 명의 환자, 세 개의 맥관 질환을 가진 3 명의 환자이다. 넓은 범위 ( $EF 33.9 \pm 9.1\%$ , 폭  $18\% \sim 47\%$ ) 에서 심각한 LV 기능 장애가 발견되었다. ROA 는  $0.29 \pm 0.15 \text{cm}^2$  로서,  $0.15 \sim 0.62 \text{cm}^2$  에 이르렀다. 10 건의 실험 대조 조사 기준과 비교하여, 허혈성의 MR 을 갖고 있는 환자의 연령, 성별, 혹은 체표면 면적에 대한 차이를 발견할 수 없었다. 그러나 LV 의 용적이, 정상인과 비교하여 허혈성의 MR 의 환자에서는 뚜렷하게 증가하고 있었다.

<82> 이상과 같이, 본 발명의 3 차원 심장판막 화상 취득 방법을 이용하여 개발된, 실시간 3-D 심초음파도 검사용 이미지 작성 소프트웨어 시스템은, 1) 승모판막의 리플렛과 판막 고리의 3-D 기하학적인 기형, 2) 승모판막의 리플렛의 최대 텐팅 사이트, 및 3) 허혈성의 MR 을 가지고 있는 환자의 승모판막 텐팅과 판막 고리의 기형의 양적인 측정을 할 수 있었다.

<83> 본 발명에서 이용하는 피팅 모델에 대해, 더욱 상세한 예를 설명한다. 에코 측정 장치의 특성에 의해, 화상에 노이즈나 그림자가 발생하고, 그 화상의 정보만으로부터 정확한 조직의 이미지를 얻기가 어렵다. 의사는 실제 조직의 이상적인 이미지를 알고 있고, 그 이상적 이미지와 여러 각도나 시간의 에코 화상을 머릿 속에서 조합하고, 선명하지 않은 에코 화상을 보완하여 조직의 경계선을 긋는 작업을 한다. 물리 모델링은 이 의사의 머릿속에서 이루어지는 화상 보완 작업을 컴퓨터에 대체시키는 것이다.

<84> 컴퓨터 상에서의 모델의 구축은, 도 6 및 도 7 에 나타내는 바와 같은 제어점 사이를 연결하는 스프링과 제어점에 의해 팽창되는 경계 평가 함수를 이용한다. 제어점 사이의 스프링은 조직의 물리적인 구조를 유지한다. 한편, 경계 평가 함수는 화상으로부터 조직의 경계 정보를 취득한다.

<85> 모델의 평가에는, 스프링의 탄성 에너지와 경계 평가에 의한 평가 에너지를 서로 더한 포텐셜 함수를 이용한다.  $i$  번째의 제어점의 위치를  $r_i$  로 하여, 제어점 세트  $r_{1..}, r_2, \dots, r_N$  을  $r^N$  과 같이 쓴다. 이 때, 스프링의 탄성 에너지 함수  $S(r)$  을 이하와 같이 정의한다.

&lt;86&gt; [수학식 1]

$$S(r^N) = \sum_{i < j}^N \left[ \left( \frac{\sigma}{|r_j - r_i|} \right)^6 + k_{ij} |r_j - r_i|^2 \right]$$

&lt;87&gt;

<88> 여기서  $k_{ij}$  는 스프링의 탄성 강도로서, 제어점 간의 조직 강도 등으로부터 경험적으로 결정된다. 연결되지 않은 제어점 간의 경우는 0 으로 한다.  $\sigma$  는 제어점의 배제 반경으로서, 제어점끼리 중첩되지 않도록 선택 한다. 이 때, 스프링의 자연 길이는

&lt;89&gt; [수학식 2]

$$3^{1/8} \sigma^{3/4} k_{ij}^{1/8}$$

&lt;90&gt;

<91> 가 된다. 이상적인 물리 형상일 때, 에너지가 최저가 되도록 이를 파라미터를 설정한다. 평가 에너지 함수

&lt;92&gt; [수학식 3]

$$E(r^N)$$

&lt;93&gt;

<94> 는, 화상의 벡터  $r$  지점의 휘도를 되돌리는 함수

&lt;95&gt; [수학식 4]

$$M(r)$$

&lt;96&gt;

<97> 를 이용하여 이하와 같이 정의한다.

&lt;98&gt; [수학식 5]

$$E(r^N) = \sum_{i < j}^N \int_{r_i \rightarrow r_j} C_{ij} f_{ij}(M, p, \vec{r}_{ij}) dp$$

&lt;99&gt;

<100> 여기서,

&lt;101&gt; [수학식 6]

$$\vec{r}_{ij}$$

&lt;102&gt;

<103> 는

&lt;104&gt; [수학식 7]

$$\vec{r}_{ij} = (\vec{r}_j - \vec{r}_i) / |r_j - r_i|$$

&lt;105&gt;

<106> 로 정의되는 길이 1 의 벡터이고,  $c_j$  는 결합 상수이며,

&lt;107&gt; [수학식 8]

$$\mathbf{f}_{ij}(\mathbf{M}, \mathbf{p}, \vec{\mathbf{r}})$$

&lt;108&gt;

은 제어점 i, j 간의 평가 함수(후술)이며, 선 적분은  $\mathbf{r}$  와  $\mathbf{r}_j$  사이의 최단 루트로 정의된다.

&lt;110&gt; 각 제어점 간의 평가 함수는, 물리적 특성을 반영한 함수를 경험적으로 선택한다.

예를 들어, 휴도치가 크

게 변화되고 있는 것을 경계로서 인식하는 (경계 부근에서 에너지가 하강하는 것) 함수는 이하와 같이 쓸 수 있다.

&lt;111&gt;

[수학식 9]

$$\begin{aligned}\mathbf{f}_{border}(\mathbf{M}, \mathbf{p}, \vec{\mathbf{r}}) &= -|\nabla \mathbf{M}(\mathbf{p}) \cdot \vec{\mathbf{r}}_{\perp}| \\ &= -\sqrt{|\nabla \mathbf{M}(\mathbf{p})|^2 - (\nabla \mathbf{M}(\mathbf{p}) \cdot \vec{\mathbf{r}})^2}\end{aligned}$$

&lt;112&gt;

여기서,

&lt;113&gt;

[수학식 10]

$$\vec{\mathbf{r}}_{\perp}$$

&lt;114&gt;

은,

&lt;115&gt;

[수학식 11]

$$\vec{\mathbf{r}}$$

&lt;116&gt;

에 수직인 길이의 벡터이고,

&lt;117&gt;

[수학식 12]

$$\nabla \mathbf{M}(\mathbf{p})$$

&lt;118&gt;

는 함수  $\mathbf{M}$  의 구배이다.

&lt;119&gt;

마찬가지로, 이하와 같은 함수를 평가 함수로서 이용할 수 있다.

&lt;120&gt;

[수학식 13]

$$\text{공동} : \mathbf{f}_{void}(\mathbf{M}, \mathbf{p}, \vec{\mathbf{r}}) = -\mathbf{M}(\mathbf{p})$$

$$\text{조직} : \mathbf{f}_{tissue}(\mathbf{M}, \mathbf{p}, \vec{\mathbf{r}}) = \mathbf{M}(\mathbf{p})$$

$$\text{평가 함수 없음} : \mathbf{f}_{none}(\mathbf{M}, \mathbf{p}, \vec{\mathbf{r}}) = 0$$

&lt;121&gt;

이들 함수를 조합하여, 최종적으로 이하와 같은 에너지 함수를 정의한다.

&lt;127&gt; [수학식 14]

$$\mathbf{F}(\mathbf{r}^N) = \mathbf{W}_s \cdot \mathbf{S}(\mathbf{r}^N) + \mathbf{W}_E \cdot \mathbf{E}(\mathbf{r}^N)$$

&lt;128&gt;

$\mathbb{W}_s$ ,  $\mathbb{W}_E$  는 탄성 에너지와 평가 에너지의 무게이고, 구조와 경계 평가의 어느 쪽을 중시하고 싶은가를 조절할 수 있다. 이 함수  $F$  가 최저가 되는 제어점 세트

&lt;130&gt;

[수학식 15]

$$\mathbf{r}^N$$

&lt;131&gt;

를 탐색함으로써, 조직의 경계를 추출할 수 있다. 이 함수  $F$ 의 특징은, 함수  $S$ 에 의한 물리 형상을 유지 한 채로, 함수  $E$ 에 의해 경계를 찾을 수 있다는 점이다. 에코 화상에 다소 노이즈나 그림자가 있어도 물리 형상에 의한 보완이 행해지므로, 화상만으로부터 형상을 추측할 수 없는 경우에도, 최적의 조직의 경계를 추출 할 수 있다.

&lt;133&gt;

확장 서냉법에 의한 최적화 처리에 대해 설명한다. 조직의 경계를 정확하게 구하기 위해서는 다수의 제어점이 필요하지만, 평가 함수는 비선형이기 때문에, 제어점의 수가 많아지면 평가 함수의 최소점을 찾아내는 것은 어렵다. 일반적인 최적화 수법인 뉴턴법, 최급 강하법, GA (유전적 알고리즘), SA (서냉법) 등을 이용하여도 국소 최소치에 쉽게 잡혀서, 최적해를 찾아낼 수 없다.

&lt;134&gt;

확장 서냉법은, 스펜 클래스나 단백질의 풀딩 문제 등, 물리 · 화학 분야에서 최근 주목받고 있는 강력한 최적화 수법으로서, 다자유도의 복잡한 최적화 문제를 효율적으로 풀 수 있는 계산 수법이다. 우리는, 이 확장 서냉법의 일종인 레플리카 교환 몬테카를로법을 이용하여 평가 함수를 최적화하였다.

&lt;135&gt;

먼저, 레플리카 교환 몬테카를로법의 기초가 되는, 몬테카를로법에 따르는 서냉법을 설명한다. 몬테카를로 법은 확률적 알고리즘을 사용하여 계산기 시뮬레이션을 실시하는 수법이다.

&lt;136&gt;

[수학식 16]

$$\mathbf{r}_1, \mathbf{r}_2, \dots, \mathbf{r}_N$$

&lt;137&gt;

에 대해, 최초 단계의 제어점 세트를

&lt;139&gt;

[수학식 17]

$$\mathbf{r}_0^N$$

&lt;140&gt;

로 한다. 다음으로, 제어점 중에서 랜덤하게 하나 선택하여, 랜덤한 방향 · 크기

&lt;142&gt;

[수학식 18]

$$\Delta \mathbf{r}$$

&lt;143&gt;

만큼 옮긴다. 그 제어점 세트를

&lt;145&gt;

[수학식 19]

$$\mathbf{r}_0^{t_0^N}$$

&lt;146&gt;

라고 쓰면, 최초의 단계와 옮겼을 때의 평가 에너지는 각각

&lt;148&gt; [수학식 20]

$$E(r_0^N), E(r^{t_0^N})$$

&lt;149&gt; 이라고 쓸 수 있다. 이 옮긴 제어점 세트는 이하의 확률로 다음의 단계에 채용된다.

&lt;151&gt; [수학식 21]

$$E(r_0^N) > E(r^{t_0^N})$$

&lt;152&gt; 일 때, 채용된다.

&lt;154&gt; [수학식 22]

$$E(r_0^N) < E(r^{t_0^N})$$

&lt;155&gt; 일 때는,

&lt;157&gt; [수학식 23]

$$\exp[-\beta E(r^{t_0^N}) + \beta E(r_0^N)]$$

&lt;159&gt; 의 확률로 채용된다.

&lt;160&gt; 채용되었을 경우에는,

&lt;161&gt; [수학식 24]

$$r_1^N = r^{t_0^N}$$

&lt;162&gt;로서 다음의 단계로 진행된다. 기각되었을 경우에는

&lt;164&gt; [수학식 25]

$$r_1^N = r_0^N$$

&lt;166&gt;로서 다음의 단계로 진행된다.

<167> 여기서  $\beta$  는 시스템의 최적화 정도를 결정하는 파라미터이고, 통계역학에서는 볼츠만 상수를  $k_B$ , 온도를  $T$ 로 했을 때  $\beta=1/k_B T$ 로 하여 알려진 파라미터이다.  $\beta$  가 충분히 클 (온도가 낮을) 때, 시뮬레이션이 진행되면 평가 함수는 작은 방향으로만 진행되어 간다. 한편,  $\beta$  가 작을 (온도가 높을) 때, 평가 함수는 커지는 방향으로도 작용하게 되기 때문에, 큰 변동을 나타내게 된다.

&lt;168&gt; 평가 함수는 3N+1 차원 공간의 면 (포텐셜 면)으로서 표현할 수 있고, 시뮬레이션은 그 표면의 극소점을 건너뛰어 이동하면서 진행해 간다.

<169> 이 몬테카를로법에 의한 최적화 탐색을 실시하기 위해서는, 먼저  $\beta$  를 작게 하여 제어점 세트를 충분히 랜덤한 상태로 하여 섞은 후,  $\beta$  를 서서히 크게 하여 평가 함수의 값을 수렴시켜 간다. 충분히  $\beta$  를 크게 한 상태에서 잠시 시뮬레이션을 실행시켜, 평가 판수가 최소가 되는 제어점 세트

&lt;170&gt; [수학식 26]

$$r_0^N$$

&lt;171&gt; 를 찾는다. 제어점의 수가 적은 경우나, 평가 함수가 복잡하지 않은 경우에는 이 방법으로 최적화 점을 찾

아낼 수 있다. 그러나, 일반적으로는 포텐셜 면은 복잡한 형상을 하고 있고, 온도를 단순히 하강시킨 것만으로는 곧바로 국소 최소치에 트랩되어 버려, 아무리 시간을 들여도 충분한 최적화를 실시할 수 없다. (도 8 참조)

<173> 레플리카 교환 몬테카를로법은, 상기에서 설명한 몬테카를로 시뮬레이션을 상이한 온도에서 병렬로 실행시킴으로써 국소 최소치로의 트랩을 막아, 효율적으로 최적화를 실시하는 수법이다. M 개의 제어점 세트 (레플리카)를 준비하고, m 번째의 제어점 세트

<174> [수학식 27]

$$\mathbf{r}_m^N$$

<175> 을 파라미터  $\beta_m$ 로 시뮬레이션을 진행시킨다. 여기서, 각 레플리카의 온도 파라미터는  $\beta_m < \beta_{m+1}$ 과 같이 온도가 높은 순서대로 나열되어 있는 것으로 한다. 적당한 단계마다, 이하의 방법으로 레플리카간의 제어점의 위치를 교체한다.

<177> [수학식 28]

$$\Delta = (\beta_{m+1} - \beta_m)(E(\mathbf{r}_m^N) - E(\mathbf{r}_{m+1}^N))$$

<178> 을 계산하고,

<180>  $\Delta < 0$  일 때, 위치를 교체한다.

<181>  $\Delta > 0$  일 때,  $\exp(-\Delta)$  일 확률로 위치를 교체한다.

<182> 이 온도 교환 방법에 의해, 온도가 낮은 제어점 세트가 국소 최소치에 트랩되어 있어도, 적당히 온도가 높은 세트로 교체되어, 국소 최소치를 탈출할 수 있다. 파라미터를 적절히 세트하면, 시간을 들이면 들일수록 최적화가 진행된다.

<183> 일반적으로 레플리카의 수를 늘려, 서로 이웃하는  $\beta_m$ 의 차이를 좁게 하면 최적화 해를 찾아내기 쉬워지지만, 레플리카의 수를 늘리면 계산 비용이 늘어나기 때문에, 평가 함수의 분산을 조사하면서 계산 효율이 최고가 되도록 조절할 필요가 있다. 계산 효율을 높이기 위해서는, 레플리카 간에 충분한 빈도로 교환이 일어나고, 1개의 레플리카가 온도 공간에서 랜덤 워크할 수 있는 상황이 필요하다. 그러기 위해서는, 서로 이웃하는 레플리카의 평가 함수의 분산이 동일한 면적에서 서로 중첩되도록, 레플리카의 수나  $\beta_m$ 의 값을 조절할 필요가 있다.

<184> 이 방법은 파라미터의 조절이나, 계산 알고리즘의 실장에 매우 시간이 들지만, 시간만 들이면 상당한 확률로 최적화 점을 찾아낼 수 있다. 그 때문에, 일단 파라미터를 조절하면, 다른 최적화 알고리즘과 같이 초기치를 주의 깊게 선택하여 몇 번이나 시행할 필요가 없다. 그 때문에, 사람이 거의 개입하지 않고 자동적으로 정밀도 높은 경계선을 추출할 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

<33> 도 1 은 심장 수축시의 심장 화상을 심초음파도 진단 장치를 이용하여 등간격으로 18 매의 화상을 촬영하고, 승모판막의 리플렛과 판막 고리를 3-D 이미지로 재구축하는 방법을 설명하는 도면이다.

<34> 도 2 는 2-D 화상으로부터 3-D 화상을 작성하는 것을 설명하는 도면이다.

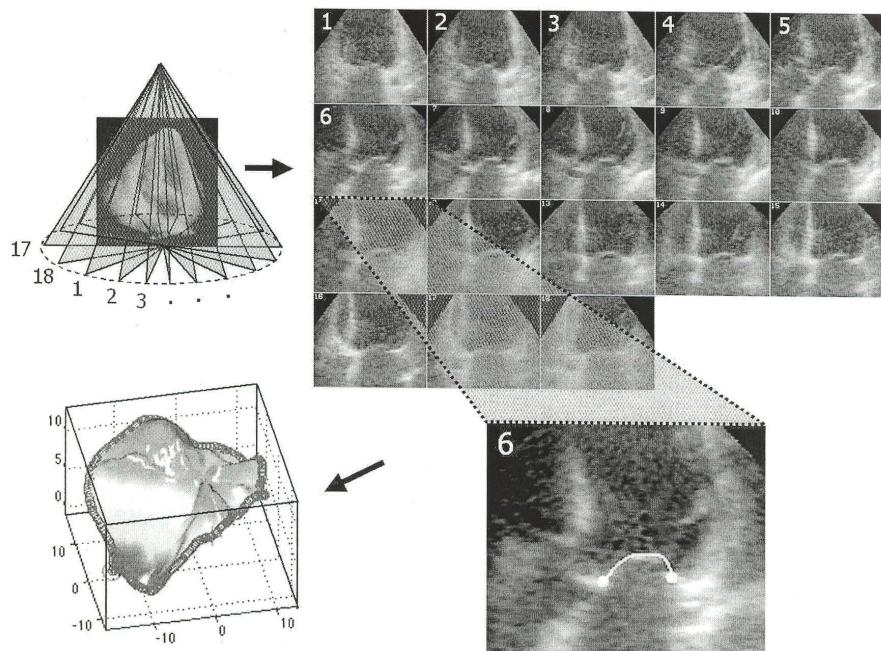
<35> 도 3 은 본 발명의 장치에 의해 재구축된 정상인의 승모판막의 리플렛과 판막 고리의 3 차원 심장판막 화상으로서, (A) 승모판막의 리플렛과 판막 고리의 외관을 나타내는 사시도, (B) LV 방향에서 본 승모판막의 리플렛의 평면도 및 측면도, (C) 앞의 도면을 수정한 승모판막의 리플렛의 평면도와 측면도이다.

<36> 도 4 는 본 발명의 장치에 의해 재구축된 허혈성 MR 인 사람의 승모판막의 리플렛과 판막 고리의 3 차원 심장판막 화상으로서, (A) 승모판막의 리플렛과 판막 고리의 외관을 나타내는 사시도, (B) LV 방향에서 본 승모판막의 리플렛의 평면도 및 측면도, (C) 앞의 도면을 수정한 승모판막의 리플렛 평면도와 측면도이다.

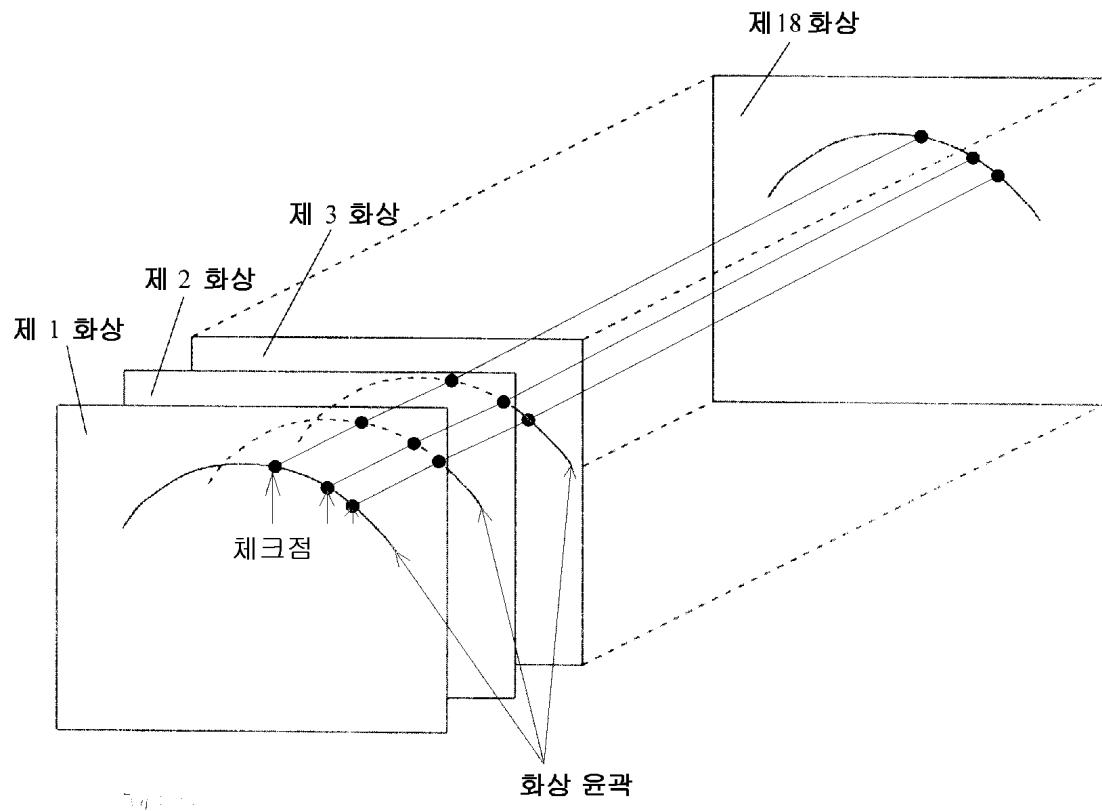
- <37> 도 5 는 승모판막의 리플렛 상에서, 12 명의 국소 빈혈 MR 을 가진 환자의 최대 텐팅 사이트 분포를 인원수로 나타내는 도면이다.
- <38> 도 6 은 제어점과 탄성 스프링의 설명도이다.
- <39> 도 7 은 평가 함수와 적분 영역의 설명도이다.
- <40> 도 8 은 포텐셜면과 국소 최소치의 설명도이다.

## 도면

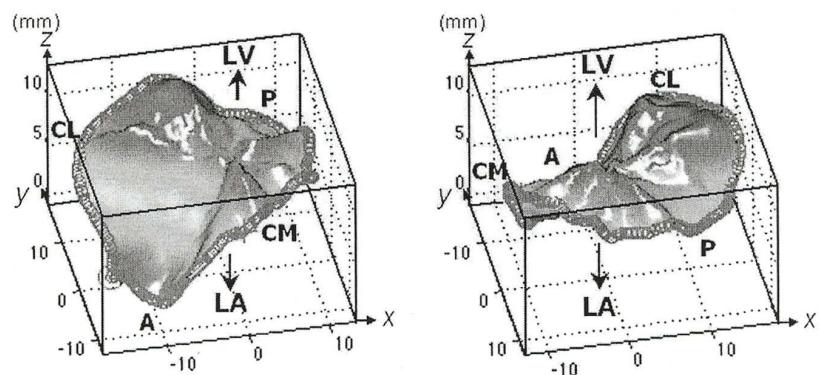
### 도면1



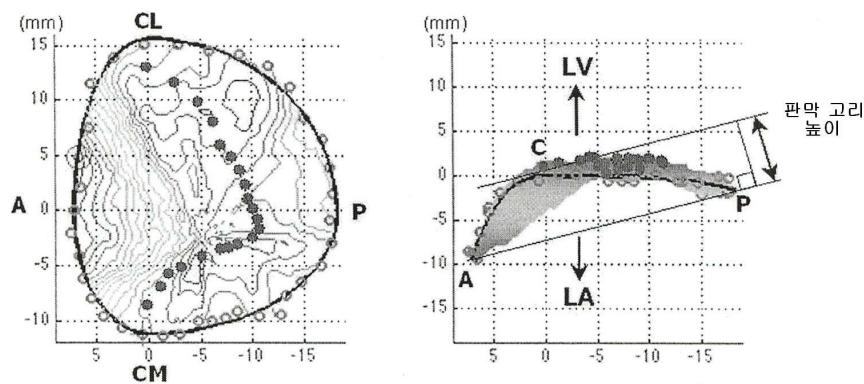
도면2



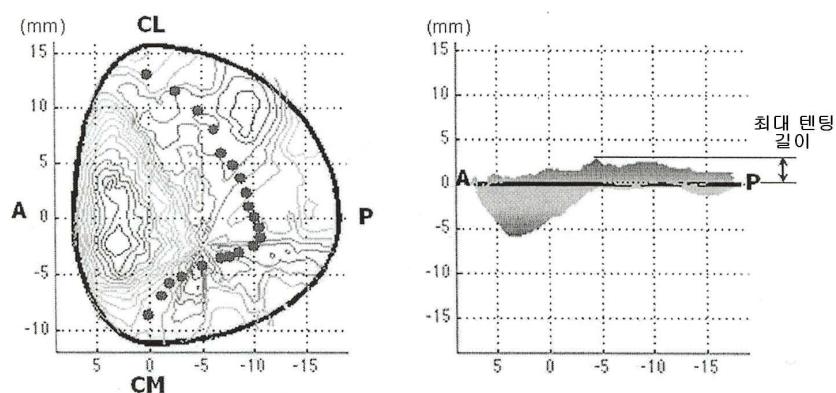
도면3A



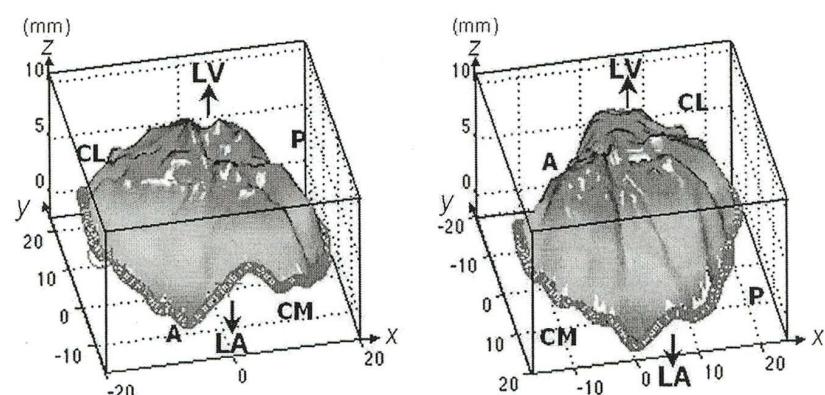
도면3B



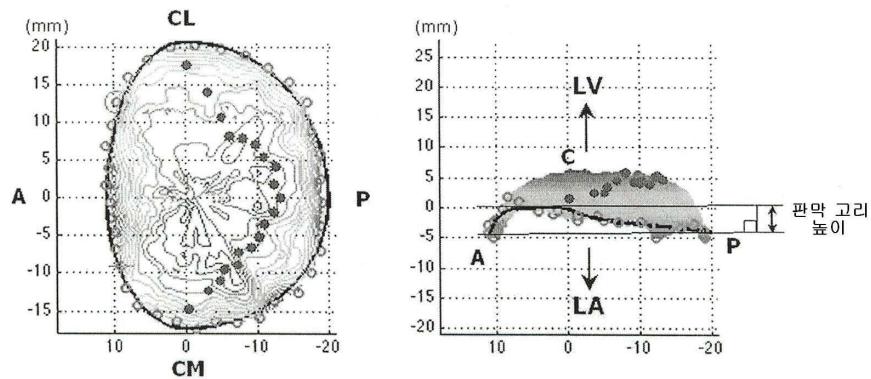
도면3C



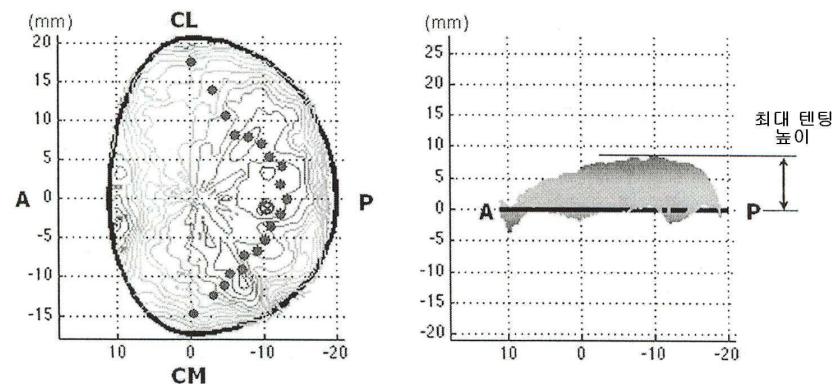
도면4A



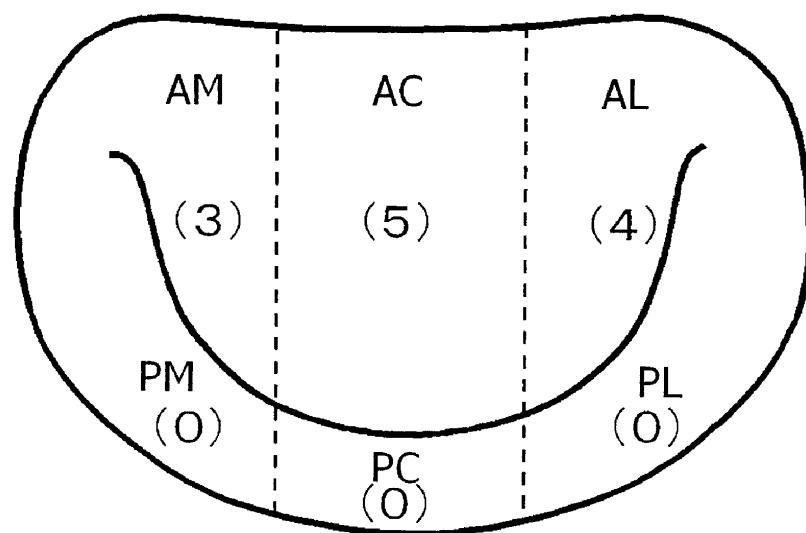
도면4B



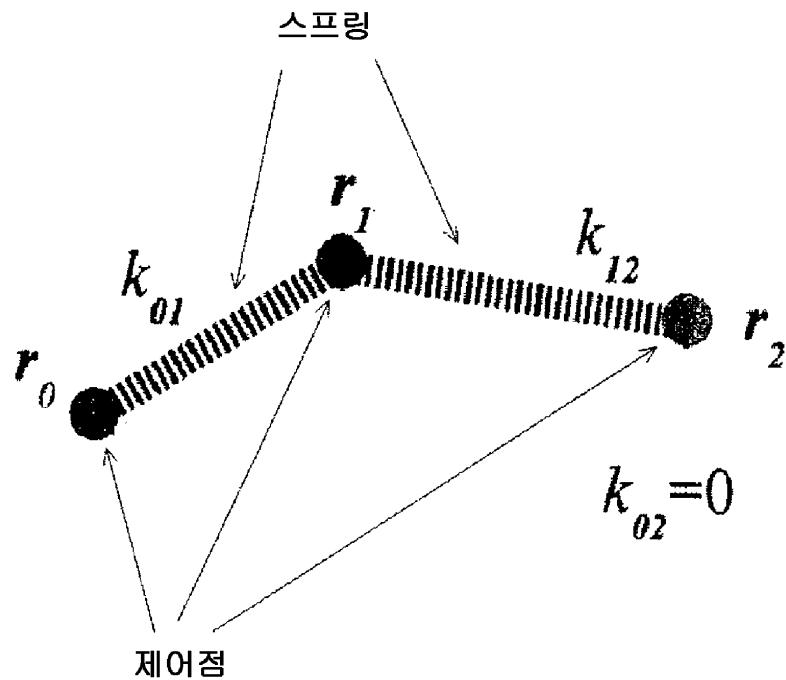
도면4C



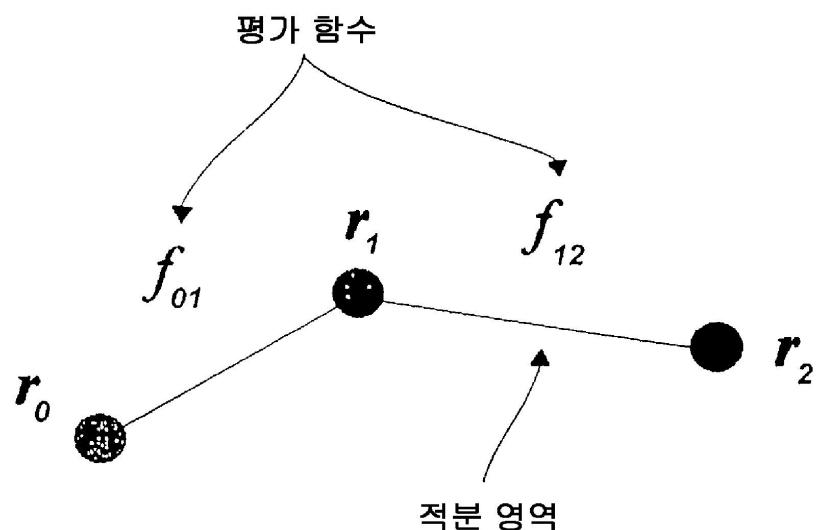
도면5



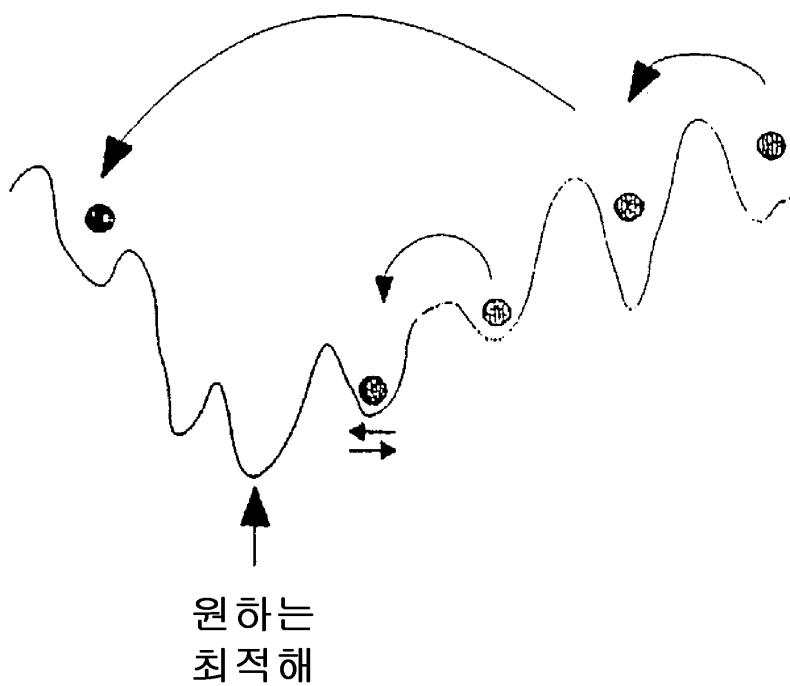
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	用于测量心脏瓣膜数据的方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020070110837A</a>	公开(公告)日	2007-11-20
申请号	KR1020077017027	申请日	2005-12-26
[标]申请(专利权)人(译)	吉田KIYOSHI 吉田清 SEIKOTEC 渡边NOZOMI 渡边工会美 小笠原康夫		
申请(专利权)人(译)	可否让他和莎. 吉田纪要. 岁的鼻子泰克可否让这个夏 渡边工会美 来吧苏木歌词.		
[标]发明人	WATANABE NOZOMI 와타나베노조미 OGASAWARA YASUO 오가사와라야스오 SAKURAI MASASHI 사쿠라이마사시		
发明人	와타나베노조미 오가사와라야스오 사쿠라이마사시		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B5/1075 A61B8/08 A61B8/13 A61B8/483 G06T7/12 G06T7/149 G06T2207/10136 G06T2207/20116 G06T2207/30048		
优先权	2004374860 2004-12-24 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

本发明的目的，二尖瓣在心脏隆起量，隆起区域，tentingheight，阀环的面积，周长，高度 - 如需要的临床等 ( 最后一段差部分最小 ) 心脏瓣膜并获取有关它的信息。为了获得三维心脏瓣膜图像，以测量临床用于心脏瓣膜所需的数据，并从超声心动图的二维芯回声的由测试装置扫描的断层图像形成的三维地，所述三轮的超声心动图在从二维超声心动图的三维心脏瓣膜图像由计算机处理时，拟合模型的环模型的阀拟合评价函数 ( 势能 ) 考虑到心脏的物理形状和阀环副本中提取用于自动的方法交换方法，对于临床测量的三维心脏瓣膜图像自动抽取方法所需的数据，其特征在于，以优化扩展站在raengbeop。

