



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2009-0127091  
(43) 공개일자 2009년12월09일

(51) Int. Cl.

A61B 8/14 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0049325

(22) 출원일자 2009년06월04일

심사청구일자 2009년06월04일

(30) 우선권주장

1020080052652 2008년06월04일 대한민국(KR)

(71) 출원인

주식회사 메디슨

장원 홍천군 남면 양덕원리 114

한국과학기술원

대전 유성구 구성동 373-1

(72) 발명자

현동규

서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서엔메디슨빌딩 연구소 3층

나종범

대전 유성구 전민동 464-1 엑스포아파트 404-506  
(뒷면에 계속)

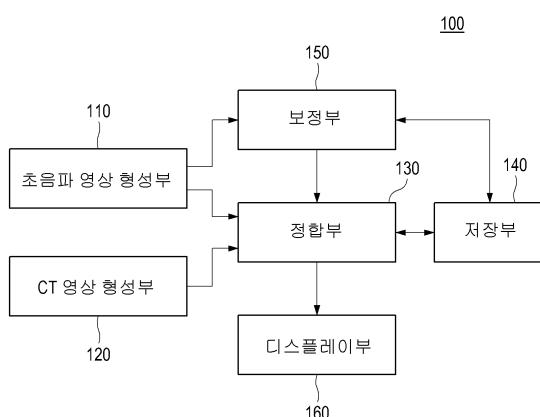
(74) 대리인

윤지홍, 장수길, 백만기

전체 청구항 수 : 총 20 항

**(54) 초음파 영상과 CT 영상의 정합 시스템 및 방법****(57) 요 약**

초음파 영상과 CT(computerized tomography) 영상의 정합 시스템 및 방법이 개시된다. CT(computerized tomography) 영상을 초음파 영상에 정합하기 위한 정합 시스템은, 제1 소정 주기 동안 대상체의 복수의 제1 초음파 영상을 순차적으로 형성하는 초음파 영상 형성부; 상기 제1 소정 주기 중 어느 한 시점에서 상기 대상체의 CT 영상을 형성하는 CT 영상 형성부; 및 상기 CT 영상을 상기 제1 초음파 영상과 정합하여 초음파-CT 정합 영상을 형성하기 위한 정합부; 및 상기 초음파-CT 정합 영상을 저장하는 저장부를 포함한다. 상기 초음파 영상 형성부는 제2 소정 주기 동안 상기 대상체의 복수의 제2 초음파 영상을 순차적으로 형성하고, 상기 정합부는 상기 제1 초음파 영상과 상기 제2 초음파 영상의 유사도를 판단하고, 상기 복수의 제1 초음파 영상 중 상기 제2 초음파 영상과 가장 큰 유사도를 가지는 제1 초음파 영상에 대응하는 초음파-CT 정합 영상을 상기 저장부에서 검색한다. 상기 검색된 초음파-CT 정합 영상을 상기 제2 초음파 영상과 함께 디스플레이부를 더 포함한다.

**대 표 도 - 도1**

(72) 발명자  
**이덕운**  
대전광역시 서구 갈마동 320-7 202호  
**남우현**  
부산광역시 북구 구포2동 923-157

**강동구**  
경기도 수원시 권선구 곡반정동 533-4 402호

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

CT(computerized tomography) 영상을 초음파 영상에 정합하기 위한 정합 시스템으로서, 제1 소정 주기 동안 대상체의 복수의 제1 초음파 영상을 순차적으로 형성하는 초음파 영상 형성부; 상기 제1 소정 주기 중 어느 한 시점에서 상기 대상체의 CT 영상을 형성하는 CT 영상 형성부; 및 상기 CT 영상을 상기 제1 초음파 영상과 정합하여 초음파-CT 정합 영상을 형성하기 위한 정합부; 상기 초음파-CT 정합 영상을 저장하는 저장부를 포함하고, 상기 초음파 영상 형성부는 제2 소정 주기 동안 상기 대상체의 복수의 제2 초음파 영상을 순차적으로 형성하고, 상기 정합부는 상기 제1 초음파 영상과 상기 제2 초음파 영상의 유사도를 판단하고, 상기 복수의 제1 초음파 영상 중 상기 제2 초음파 영상과 가장 큰 유사도를 가지는 제1 초음파 영상에 대응하는 초음파-CT 정합 영상을 상기 저장부에서 검색하고, 상기 검색된 초음파-CT 정합 영상을 상기 제2 초음파 영상과 함께 디스플레이하는 디스플레이부를 더 포함하는, 정합 시스템.

### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 제1 및 제2 소정주기는 호흡주기이고, 상기 다수의 제1 초음파 영像是 호흡주기에서 일정간격으로 형성된 초음파 영상이고, 상기 CT 영像是 최대 들숨에서 형성된, 정합 시스템.

### 청구항 3

제2항에 있어서, 상기 정합부는,

상기 각 제1 초음파 영상과 상기 CT 영상의 아핀 정합을 수행하여 아핀 변환 함수를 획득하고, 상기 각 제1 초음파 영상과 상기 CT 영상의 국부 정합을 수행하고 상기 국부 변환 함수를 획득하고, 상기 각 제1 초음파 영상의 상기 아핀 변환 함수와 상기 국부 변환함수를 합하여 변환함수를 획득하고, 상기 각 제1 초음파 영상과 상기 변환함수로 상기 CT 영상을 변환하여 상기 다수의 초음파-CT 정합영상을 형성하는, 정합 시스템.

### 청구항 4

제3항에 있어서, 상기 정합부는, 상기 아핀 정합을 수행하여 아핀 변환 함수를 획득하고, 상기 각 제1 초음파 영상과 상기 CT 영상의 공통적인 특징점 집합을 추출하고, 상기 특징점 집합을 이용하여 ICP(integrated closet point) 알고리즘으로 상기 아핀 변환함수를 획득하는, 정합 시스템.

### 청구항 5

제4항에 있어서, 상기 정합부는, 상기 CT 영상에서 횡격막 추출 및 혈관 분할을 수행하고, 상기 횡격막 추출 및 혈관 분할을 수행 결과를 이용하여 상기 CT 영상에 경계영역 선택을 위한 마스킹을 수행하고, 상기 마스킹된 CT 영상 및 상기 초음파 영상에서 각각 밝기값 및 그레디언트 벡터를 추출하고, 상기 마스킹된 영상과 상기 제1 초음파 영상으로부터 얻어진 그레디언트 벡터와 상기 밝기값으로부터 유사도를 판단하여 상기 국부 정합을 수행하고 상기 국부 변환 함수를 획득하는, 정합 시스템.

### 청구항 6

제1항에 있어서, 상기 정합부는 유사도 순으로 상기 제1 초음파 영상으로부터 2개 이상의 초음파 영상을 선택하고, 선택된 초음파 영상 각각에 대응하는 초음파-CT 정합영상을 검색하고, 상기 검색된 초음파-CT 정합영상을 이용한 보간을 실시하여 보간된 초음파-CT 정합영상을 형성하는, 정합 시스템.

### 청구항 7

제1항에 있어서, 상기 초음파 영상 형성부는 초음파 신호를 송수신하기 위한 프로브를 포함하고, 상기 정합 시

스템은 상기 프로브의 움직임에 기초하여 보정 함수를 획득하기 위한 보정부를 더 포함하며, 상기 보정부는 상기 보정 함수를 상기 제1 초음파 영상 각각과 상기 초음파-CT 정합 영상에 적용하여 보정된 제1 초음파 영상과 보정된 초음파-CT 정합 영상을 얻는, 정합 시스템.

#### 청구항 8

제7항에 있어서, 상기 초음파 영상 형성부는 상기 프로브가 제1 위치에 있을 때 상기 제1 초음파 영상을 형성하고, 상기 프로브가 제2 위치에 있을 때 상기 제2 초음파 영상을 형성하며, 상기 보정부는 상기 제1 초음파 영상 및 제2 초음파 영상간의 차이에 기초하여 상기 보정함수를 획득하는, 정합 시스템.

#### 청구항 9

제8항에 있어서, 상기 초음파 영상 형성부는 상기 제2 소정주기 동안 실시간으로 복수의 제3 초음파 영상들을 형성하고, 상기 정합부는 상기 제1 초음파 영상과 상기 제3 초음파 영상의 유사도를 판단하고, 유사도 순으로 제1 초음파 영상들로부터 2개 이상의 초음파 영상을 선택하고, 상기 선택된 초음파 영상에 대응하는 초음파-CT 영상을 검색하고, 상기 검색된 초음파-CT 영상을 보간하여 보간된 초음파-CT 정합영상을 형성하는, 정합 시스템.

#### 청구항 10

제9항에 있어서, 상기 디스플레이부는 상기 검색된 초음파-CT 정합영상과 상기 제3 초음파 영상을 함께 디스플레이하는, 정합 시스템.

#### 청구항 11

CT(computerized tomography) 영상을 초음파 영상에 정합하기 위한 정합 방법으로서,

- a) 제1 소정 주기 동안 대상체의 복수의 제1 초음파 영상을 순차적으로 형성하는 단계;
- b) 상기 제1 소정 주기 중 어느 한 시점에서 상기 대상체의 CT 영상을 형성하는 단계;
- c) 상기 CT 영상을 상기 제1 초음파 영상과 정합하여 초음파-CT 정합 영상을 형성하는 단계;
- d) 상기 초음파-CT 정합 영상을 저장하는 단계;
- e) 제2 소정 주기 동안 상기 대상체의 복수의 제2 초음파 영상을 순차적으로 형성하는 단계;
- f) 상기 제1 초음파 영상과 상기 제2 초음파 영상의 유사도를 판단하고, 상기 복수의 제1 초음파 영상 중 상기 제2 초음파 영상과 가장 큰 유사도를 가지는 제1 초음파 영상에 대응하는 초음파-CT 정합 영상을 상기 저장부에서 검색하는 단계; 및
- g) 상기 검색된 초음파-CT 정합 영상을 상기 제2 초음파 영상과 함께 디스플레이하는 단계를 포함하는, 정합 방법.

#### 청구항 12

제11항에 있어서,

상기 제1 및 제2 소정주기는 호흡주기이고, 상기 다수의 제1 초음파 영상은 호흡주기에서 일정간격으로 형성된 초음파 영상이고, 상기 CT 영상은 최대 들숨에서 형성된, 정합 방법.

#### 청구항 13

제12항에 있어서, 상기 c) 단계,

- c1) 상기 각 제1 초음파 영상과 상기 CT 영상의 아핀 정합을 수행하여 아핀 변환 함수를 획득하는 단계;
- c2) 상기 각 제1 초음파 영상과 상기 CT 영상의 국부 정합을 수행하고 상기 국부 변환 함수를 획득하는 단계;
- c3) 상기 각 제1 초음파 영상의 상기 아핀 변환 함수와 상기 국부 변환함수를 합하여 변환함수를 획득하는 단계; 및
- c4) 상기 각 제1 초음파 영상과 상기 변환함수로 상기 CT 영상을 변환하여 상기 다수의 초음파-CT 정합영상을

형성하는 단계를 포함하는, 정합 방법.

#### 청구항 14

제13항에 있어서, 상기 c1) 단계는,

상기 아핀 정합을 수행하여 아핀 변환 함수를 획득하는 단계;

상기 각 제1 초음파 영상과 상기 CT 영상의 공통적인 특징점 집합을 추출하는 단계; 및

상기 특징점 집합을 이용하여 ICP(integrated closet point) 알고리즘으로 상기 아핀 변환함수를 획득하는 단계를 포함하는, 정합 방법.

#### 청구항 15

제14항에 있어서, 상기 c2) 단계는,

상기 CT 영상에서 횡격막 추출 및 혈관 분할을 수행하는 단계;

상기 횡격막 추출 및 혈관 분할을 수행 결과를 이용하여 상기 CT 영상에 경계영역 선택을 위한 마스킹을 수행하는 단계;

상기 마스킹된 CT 영상 및 상기 초음파 영상에서 각각 밝기값 및 그레디언트 벡터를 추출하는 단계; 및

상기 마스킹된 영상과 상기 제1 초음파 영상으로부터 얻어진 그레디언트 벡터와 상기 밝기값으로부터 유사도를 판단하여 상기 국부 정합을 수행하고 상기 국부 변환 함수를 획득하는 단계를 포함하는, 정합 방법.

#### 청구항 16

제 11항에 있어서,

유사도 순으로 상기 제 1 초음파 영상으로부터 2개 이상의 초음파 영상을 선택하는 단계;

선택된 초음파 영상 각각에 대응하는 초음파-CT 정합영상을 검색하는 단계; 및

상기 검색된 초음파-CT 정합영상들을 이용한 보간을 실시하여 보간된 초음파-CT 정합영상을 형성하는 단계를 더 포함하는, 정합 방법.

#### 청구항 17

제11항에 있어서,

프로브의 움직임에 기초하여 보정 함수를 획득하는 단계; 및

상기 보정 함수를 상기 제1 초음파 영상 각각과 상기 초음파-CT 정합 영상에 적용하여 보정된 제1 초음파 영상과 보정된 초음파-CT 정합 영상을 얻는 단계

를 더 포함하는 정합 방법.

#### 청구항 18

제17항에 있어서,

상기 프로브가 제1 위치에 있을 때 상기 제1 초음파 영상을 형성하고, 상기 프로브가 제2 위치에 있을 때 상기 제 2 초음파 영상을 형성하며, 상기 보정부는 상기 제1 초음파 영상 및 제 2 초음파 영상간의 차이에 기초하여 상기 보정함수를 획득하는, 정합 방법.

#### 청구항 19

제18항에 있어서,

상기 제2 소정주기 동안 실시간으로 복수의 제3 초음파 영상들을 형성하는 단계;

상기 제1 초음파 영상과 상기 제3 초음파 영상의 유사도를 판단하는 단계;

유사도 순으로 제1 초음파 영상들로부터 2개 이상의 초음파 영상을 선택하는 단계;

상기 선택된 초음파 영상에 대응하는 초음파-CT 영상을 검색하는 단계; 및

상기 검색된 초음파-CT 영상을 보간하여 보간된 초음파-CT 정합영상을 형성하는 단계를 더 포함하는, 정합 방법.

## 청구항 20

제19항에 있어서, 상기 검색된 초음파-CT 정합영상과 상기 제3 초음파 영상을 함께 디스플레이하는 단계를 더 포함하는, 정합 방법.

## 명세서

### 발명의 상세한 설명

#### 기술 분야

<1> 본 발명은 초음파 진단 분야에 관한 것으로, 특히 초음파 영상과 CT(computerized tomography) 영상의 정합 시스템 및 방법에 관한 것이다

#### 배경기술

<2> 의료 기술이 발달함에 따라 직접 절개하지 않고 인체의 최소 부위만 구멍을 낸 뒤 영상을 보며 병변이 있는 부위에 애블레이터(Ablator) 또는 바이옵시(Biopsy) 등의 의료용 바늘을 삽입하여 치료나 검사를 하는 기술이 이용되고 있다. 이러한 방법은 의학 영상장비로 인체 내부를 관찰하면서 시술을 행하기 때문에 "영상이 이용하는 시술법" 또는 "중재적 시술"이라고 한다. 즉, 중재적 시술은, 방사선과에서 사용하는 영상 장비인 CT(computerized tomography) 등으로부터 얻은 영상을 시술 중에 보면서 피부를 통하여 의료용 바늘을 검사를 원하는 부위 또는 치료를 원하는 병변에 직접 도달시켜 진단이나 치료를 하는 시술이다. 이 중재적 시술법은 일반적으로 절개가 필요한 외과 치료와 비교할 때, 전신 마취가 필요 없고, 환자의 신체적 부담이 적고, 통증이나 고통이 적으며, 입원 기간도 단축되며, 일상으로의 복귀가 빠르게 되어 의료 비용과 효과 면에서도 많은 이득이 되고 있다.

<3> 그러나, CT는 실시간으로 영상을 얻기 어렵고, 특히 CT를 이용하여 중재적 시술을 하는 경우 시술자나 환자 모두 장시간 방사선에 노출되는 위험이 있다. 이에 비해, 초음파 진단 시스템의 경우 실시간으로 영상을 얻을 수 있고 인체에 거의 무해하다. 그러나, 초음파 진단 장치만 사용하는 경우 환자의 모든 병변의 영상을 얻기 힘들며, 각 병변에 대해서도 전체가 아닌 해당 병변 일부분만의 영상을 얻을 수 있을 뿐 아니라, 병변과 그 주위 영역의 영상을 함께 얻을 수 없어 병변에 이르는 경로를 효과적으로 찾기가 어렵고, 영상의 신호대 잡음비가 낮기 때문에 시술계획을 수립하는 데는 적합하지 않다.

### 발명의 내용

#### 해결 하고자하는 과제

<4> 초음파 영상과 초음파-CT 정합 영상을 제공하고, 실시간 초음파 영상과 프로브의 움직임을 보정한 초음파-CT 정합 영상을 제공하는 정합 시스템 및 방법을 제공한다.

#### 과제 해결수단

<5> 본 발명에 따른, CT(computerized tomography) 영상을 초음파 영상에 정합하기 위한 정합 시스템은, 제1 소정 주기 동안 대상체의 복수의 제1 초음파 영상을 순차적으로 형성하는 초음파 영상 형성부; 상기 제1 소정 주기 중 어느 한 시점에서 상기 대상체의 CT 영상을 형성하는 CT 영상 형성부; 및 상기 CT 영상을 상기 제1 초음파 영상과 정합하여 초음파-CT 정합 영상을 형성하기 위한 정합부; 상기 초음파-CT 정합 영상을 저장하는 저장부를 포함하고, 상기 초음파 영상 형성부는 제2 소정 주기 동안 상기 대상체의 복수의 제2 초음파 영상을 순차적으로 형성하고, 상기 정합부는 상기 제1 초음파 영상과 상기 제2 초음파 영상의 유사도를 판단하고, 상기 복수의 제1 초음파 영상 중 상기 제2 초음파 영상과 가장 큰 유사도를 가지는 제1 초음파 영상에 대응하는 초음파-CT 정합 영상을 상기 저장부에서 검색하고, 상기 검색된 초음파-CT 정합 영상을 상기 제2 초음파 영상과 함께 디스플레이하는 디스플레이부를 더 포함한다.

<6> 또한, 본 발명에 따른 CT(computerized tomography) 영상을 초음파 영상에 정합하기 위한 정합 방법은, a) 제1 소정 주기 동안 대상체의 복수의 제1 초음파 영상을 순차적으로 형성하는 단계; b) 상기 제1 소정 주기 중 어느 한 시점에서 상기 대상체의 CT 영상을 형성하는 단계; c) 상기 CT 영상을 상기 제1 초음파 영상과 정합하여 초음파-CT 정합 영상을 형성하는 단계; d) 상기 초음파-CT 정합 영상을 저장하는 단계; e) 제2 소정 주기 동안 상기 대상체의 복수의 제2 초음파 영상을 순차적으로 형성하는 단계; f) 상기 제1 초음파 영상과 상기 제2 초음파 영상의 유사도를 판단하고, 상기 복수의 제1 초음파 영상 중 상기 제2 초음파 영상과 가장 큰 유사도를 가지는 제1 초음파 영상에 대응하는 초음파-CT 정합 영상을 상기 저장부에서 검색하는 단계; 및 g) 상기 검색된 초음파-CT 정합 영상을 상기 제2 초음파 영상과 함께 디스플레이하는 단계를 포함한다.

## 효과

<7> 본 발명은 시술 과정에서 동일한 호흡 주기에 대응되는 실시간 초음파 영상과 초음파-CT 정합 영상을 제공할 수 있다.

### 발명의 실시를 위한 구체적인 내용

<8> 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상과 CT(computerized tomography) 영상의 정합 시스템 및 방법은 시술 전 과정(preoperative stage)과 시술 과정(intraoperative stage)으로 나누어 진행된다. 시술 전 과정에서 대상체, 예컨대 환부 상의 제1 위치에 프로브를 고정한 상태에서 날숨에서 들숨까지의 호흡주기에서 일정 간격으로 초음파 영상과 최대 들숨의 CT 영상을 형성하고, 최대 들숨의 CT 영상을 각 초음파 영상에 정합하여 초음파-CT 정합영상을 형성한다. 각각의 초음파 영상에 대응시켜 초음파-CT 정합영상을 저장한다. 시술 단계에서는 프로브를 제1 위치 주변의 제2 위치로 이동시키고, 제1 위치와 제2 위치 차이에 따른 보정을 위해 강체 움직임(rigid motion) 보정 함수를 형성한다. 시술전 과정에서 얻어진 호흡주기에서 일정 간격으로 얻은 초음파 영상과 그에 각각 정합된 CT 영상에 보정 함수를 가하여 프로브 위치가 보정된 초음파 영상과 초음파-CT 정합 영상을 형성한다. 시술 과정에서 실시간으로 초음파 영상을 형성하고, 프로브 위치가 보정된 초음파 영상들 중 실시간 초음파 영상과 가장 유사한 초음파 영상을 선택한다. 선택된 초음파 영상에 정합된 CT 영상을 검색하고, 실시간 초음파 영상과 검색된 초음파-CT 정합 영상을 함께 디스플레이한다.

<9> 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상과 CT 영상의 정합 시스템 및 방법을 설명한다.

<10> 도 1은 본 발명의 실시예에 따라 CT영상을 초음파 영상에 정합하는 시스템의 구성을 보여주는 블록도이다. 도 1을 참조하면, 본 발명에 따른 정합 시스템(100)은 초음파 영상 형성부(110) 및 CT 영상 형성부(120)를 포함한다. 초음파 영상 형성부(110)는 초음파 신호를 송수신하기 위한 프로브(도시하지 않음)를 포함할 수 있다.

<11> 본 발명의 실시예에서, 초음파 영상 형성부(110)는 일정간격으로 초음파 영상을 순차적으로 형성할 수 있다. CT 영상 형성부(120)는 최대 들숨에서의 CT 영상( $I_{CT}$ )을 형성할 수 있다.

<12> 본 발명에 따른 정합 시스템(100)은 CT영상을 각 초음파 영상에 정합하기 위한 정합부(130)를 포함할 수 있다. 정합된 CT-초음파 영상은 저장부(140)에 저장될 수 있다.

<13> 본 발명에 따른 정합 시스템(100)은 프로브의 움직임을 보정하기 위한 강체 보정 함수를 획득하기 위한 보정부(150)를 더 포함한다. 강체 보정 함수는 초음파-CT 정합영상에 적용될 수 있다.

<14> 시술 전 과정에서, 초음파 영상 형성부(110)는 들숨에서 날숨까지의 호흡주기에서 일정 간격으로 3D 초음파 영상  $I_{US}(t_i)$  ( $1 \leq i \leq N$ )를 형성할 수 있다. 각각의 3D 초음파 영상  $I_{US}(t_i)$ 은 3D B-모드(Brightness-mode) 초음파 영상일 수 있다. 시술 전의 호흡주기에서 일정간격으로 형성한 3D 초음파 영상  $I_{US}(t_i)$ 는 도 2에 보인 바와 같이 환자(P)의 대상체 상에 프로브(PB)가 고정된 상태에서 들숨에서 날숨까지 즉, 1/2 호흡 주기 동안 획득된 영상이다. 바람직하게, 본 발명은 간(liver)과 같이 호흡에 따라 움직임 변화가 나타나는 대상체에 적용할 수 있다. 사람의 평균적인 1/2 호흡주기(약 2s) 동안 간의 움직임은 약 30mm이고 관측 허용오차가 2mm 일 때, 필요한 볼륨 레이트(volume rate)는  $1/\{2\text{mm}*(2\text{s}/30\text{mm})\} = 8 \text{ Vol/s}$ 이다. 따라서, 1/2 호흡주기 동안 얻어지는 볼륨 수, 즉 호흡주기에서 얻어지는 3D 초음파 영상  $I_{US}(t_i)$ 의 수는 16개의 볼륨이 바람직하다.

<15> 도 3 및 도 4를 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 정합부(130)의 동작에 대해서 자세히 설명한다. 도 3 및 4를

참조하면, 전술한 바와 같이 초음파 영상 형성부(110)에서 일정간격으로 N개의 3D 초음파 영상  $I_{US}(t_i)$ 의 형성과 CT 영상  $I_{CT}$ 의 형성이 완료되면(단계 310~330), 각 3D 초음파 영상  $I_{US}(t_i)$ 과 CT 영상의 초기 변환을 초기화한다(단계 340). 단계 340에서 이전( $t_{i-1}$ ) 초음파 - CT 영상의 정합 결과  $T(t_{i-1})$ 를 현재 초음파 영상( $I_{US}(t_i)$ )을 정합하기 위한 초기 변환(transform)  $T_{initial}(t_i)$ 으로 사용한다. 즉, 현재의 초기 조건을 이전 호흡 상태의 정합 결과로 사용한다. 서로 인접한 호흡 상태의 변환은 서로 유사함으로, 이전 초음파 영상( $I_{US}(t_{i-1})$ )과 CT 영상( $I_{CT}$ )과의 정합결과를 현재 초음파 영상( $I_{US}(t_i)$ )의 초기 변환으로 사용하면 최종 변환을 구하는데 있어서 정확도와 속도 측면에서 모두 유리하다. 이어서, 일정간격로 아핀 정합(Affine registration)(단계 350)을 실시한다. 아핀 정합을 위해 초음파 영상과 CT 영상에서 공통적인 특징점 집합을 추출하고, 특징점 집합을 사용하여 ICP(interated closet point) 알고리즘으로 아핀 변환 함수  $T_{affine}$ 를 획득한다. 다시 도 3을 참조하면, 아핀 정합(단계350) 수행 후, 아핀 변환으로 예측할 수 없는 국부 동작(local motion)을 예측하기 위해 국부 정합(local registration)(단계360)을 실시한다. 호흡주기에서 일정간격으로 형성된 초음파 영상에 대한 CT 영상의 국부 정합은, 도 5에 보인 바와 같이, CT 영상에서 획격막 추출 및 혈관 분할을 수행하고(단계 401 및 402), 추출 및 분할에 따라 얻어진 정보에 기초하여 경계영역 선택을 위한 마스킹(masking)을 수행한다(단계 403). 마스킹된 CT 영상 및 초음파 영상에서 각각 그레디언트 벡터(gradiant vector)를 추출한다(단계 404 및 단계 405). 각 영상으로부터 얻어진 그레디언트 벡터와 밝기값으로부터 유사도를 판단하여 국부 정합을 수행하고(단계 406), 국부 변환함수  $T_{local}$ 을 획득한다. 국부 변환  $T_{local}$ 은 B-스플라인(B-spline) FFD(Free-form deformation)를 이용하여 정의한다. 금속 박판의 구부림 에너지(bending energy of thin-plate of metal)를 이용한 평탄구속(smoothness constraint)을 적용하여 국부 변환이 평坦해지도록 만들 수 있다.

<16> 다시 도 3를 참조하면, 국부 정합(단계 360)을 실시한 후, 아핀 변환함수( $T_{affine}$ )와 국부 변환함수 ( $T_{local}$ )를 합하여 변환함수  $T(t_i)$ 를 획득한다(단계 370). 이 변환함수  $T(t_i)$ 로 CT 영상을 변환(transform) 하여, 각 초음파 영상에 정합된 CT 영상(초음파-CT 정합영상)을 얻고, 각 초음파 영상에 대응시켜 초음파-CT 정합영상을 저장한다. 시술 전 과정에서 형성한 모든 초음파 영상에 대해 전술한 단계 320 내지 370를 되풀이한다.

<17> 시술 과정에서 도 6에 보인 바와 같이 시술 전 과정에 제1 위치(A)에 고정되었던 프로브가 제1 위치(A) 주변의 제2 위치(B)로 이동될 경우, 제1 위치(A)와 제2 위치(B) 차이에 따른 보정을 위해, 보정부(150)는 강체 움직임 보정 함수  $T_{rigid}$ 를 형성한다. 본 발명의 실시예에 따라, 시술 과정에서 최대 들숨 상태의 기준 초음파 영상을 획득하고, 보정부(150)은 시술 전 과정에서 형성된 각각의 초음파 영상과 기준 초음파 영상의 유사도를 판단하고, 시술 전 과정에서 형성된 각 초음파 영상 중에서 유사도의 크기 순에 따라 제1 후보 영상과 제2 후보 영상을 선택한다. 기준 초음파 영상, 제1 및 제2 후보 영상을 이용하여 유사도가 최대가 되는 강체 변환 변수(rigid transformation parameter)를 선정하여 보정 함수  $T_{rigid}$ 를 형성할 수 있다.

<18> 보정부(150)는 시술 전 과정에서 얻은 각각의 초음파 영상과 초음파-CT 정합 영상에 보정 함수  $T_{rigid}$ 를 가하여 프로브 위치 보정을 수행한다.

<19> 시술 과정에서 실시간 초음파 영상  $I_{US-REAL}(t)$ 을 획득하고, 프로브 위치 보정된 초음파 영상 중에서 각 실시간 초음파 영상과 가장 유사한 초음파 영상을 선택한다. 선택된 초음파 영상에 대응하는 초음파-CT 정합영상을 검색한다. 도 7에 보이는 바와 같이, 실시간 초음파 영상과 검색된 초음파-CT 정합 영상을 함께 디스플레이부(160)에 디스플레이한다. 이때, 실시간 초음파 영상과 초음파-CT 정합영상을 중첩(super impose) 또는 합성(fusion)하여 디스플레이할 수 있다.

<20> 전술한 본 발명의 실시예에서 시술 전과 시술 과정에서 프로브의 위치가 변경되는 것을 고려하여, 시술 전 과정에서 얻어진 각각의 초음파 영상과 정합 영상에 강체 움직임 보정함수를 가하였으나, 시술 전과 시술 과정에서 프로브의 위치가 동일하다면 강체 움직임 보정함수 적용 단계는 생략될 수 있다.

<21> 본 발명의 다른 실시예에서는, 전술한 각각의 초음파 영상 중에서 유사도의 크기 순에 따라 다수의 초음파 영상을 선택하고, 선택된 초음파 영상들에 대응하여 저장된 초음파-CT 정합영상들을 검색하고, 검색된 다수의 초음파-CT 정합영상들을 이용한 보간을 실시하여 보간된 초음파-CT 정합영상을 형성한다. 선택된 초음파 영상, 보간된 초음파-CT 정합영상은 시술 과정에서 얻어진 실시간 초음파 영상과 함께 디스플레이될 수 있다.

<22> 본 명세서에서는 본 발명이 일부 실시예들과 관련하여 설명되었지만, 본 발명이 속하는 기술분야의 당업자가 이

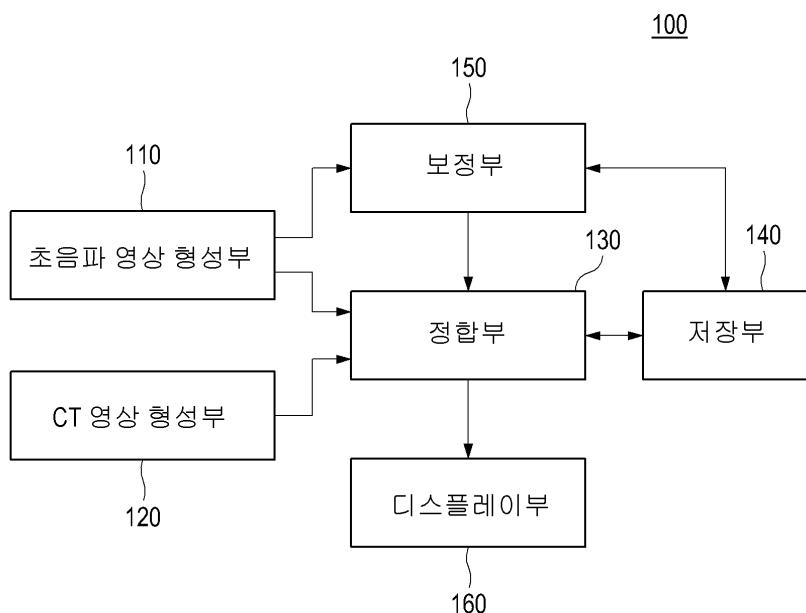
해할 수 있는 본 발명의 정신 및 범위를 벗어나지 않는 범위에서 다양한 변형 및 변경이 이루어질 수 있다는 점을 알아야 할 것이다. 또한, 그러한 변형 및 변경은 본 명세서에 첨부된 특허청구의 범위 내에 속하는 것으로 생각되어야 한다

### 도면의 간단한 설명

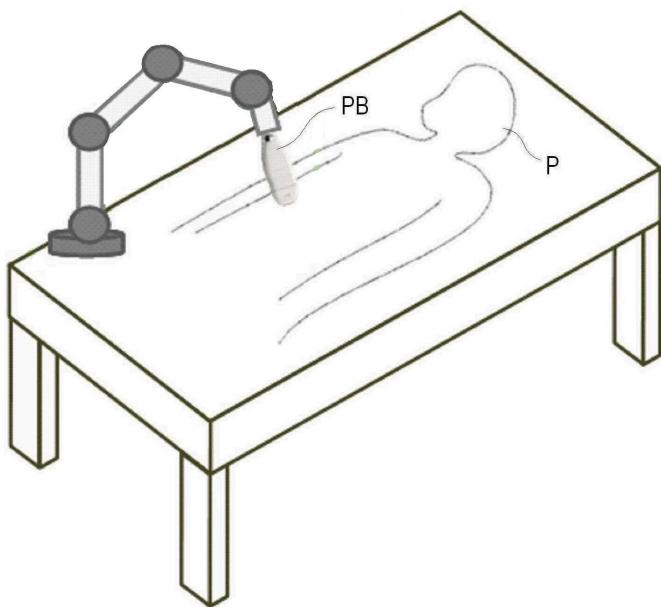
- <23> 도 1은 본 발명의 실시예에 따라 초음파 영상과 영상에 정합하는 시스템의 구성을 보여주는 블록도.
- <24> 도 2는 시술 전 과정의 초음파 프로브 위치를 보이는 개략도.
- <25> 도 3은 정합함수 형성 과정을 보이는 순서도.
- <26> 도 4는 정합과정을 개략적으로 보이는 예시도.
- <27> 도 5는 국부 변환함수 획득 과정을 보이는 순서도.
- <28> 도 6은 시술 전 과정과 시술 과정의 초음파 프로브 위치 관계를 보이는 개략도.
- <29> 도 7은 실시간 초음파 영상과 그에 대응하는 초음파-CT 정합영상을 보이는 예시도.
- <30> \* 주요 부분에 대한 도면부호의 설명
- <31> 110 초음파 영상 형성부
- <32> 120 CT 영상 형성부
- <33> 130 정합부
- <34> 140 저장부
- <35> 150 보정부
- <36> 160 디스플레이부

### 도면

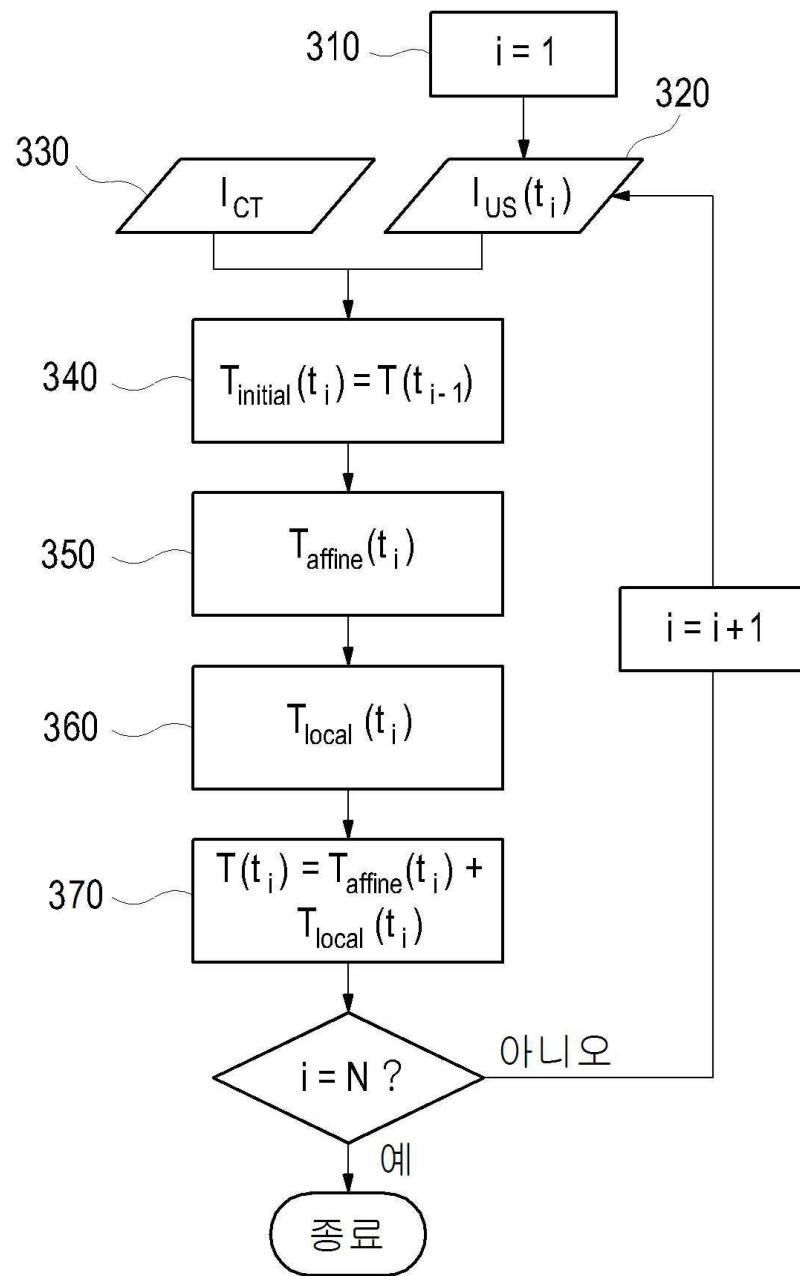
#### 도면1



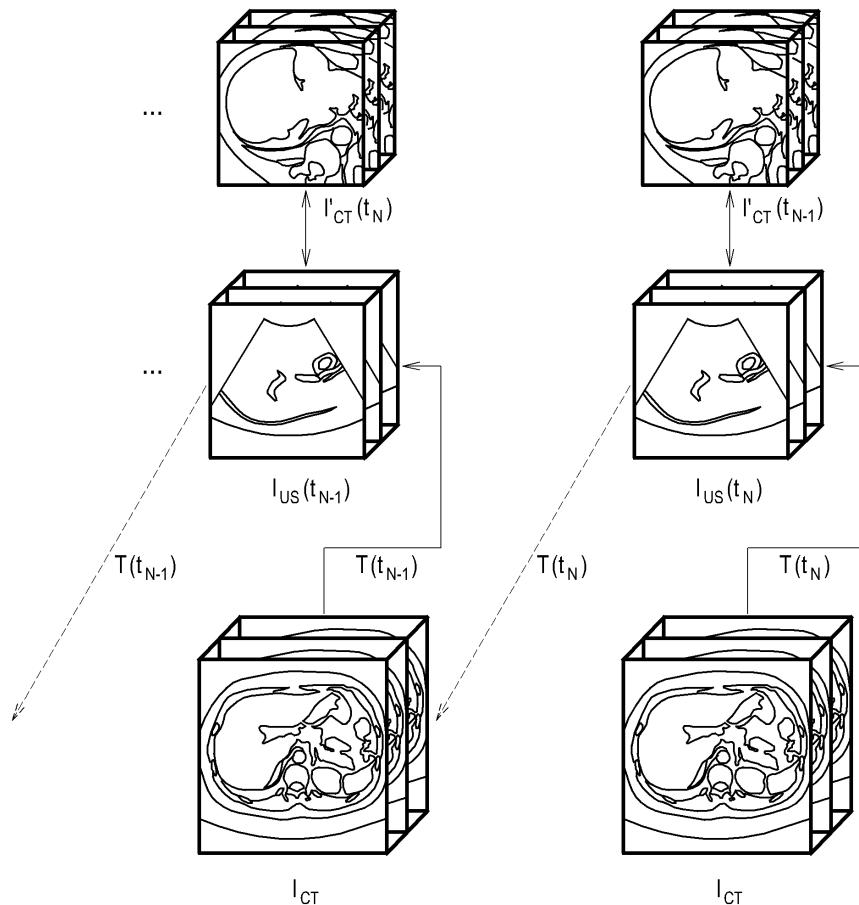
도면2



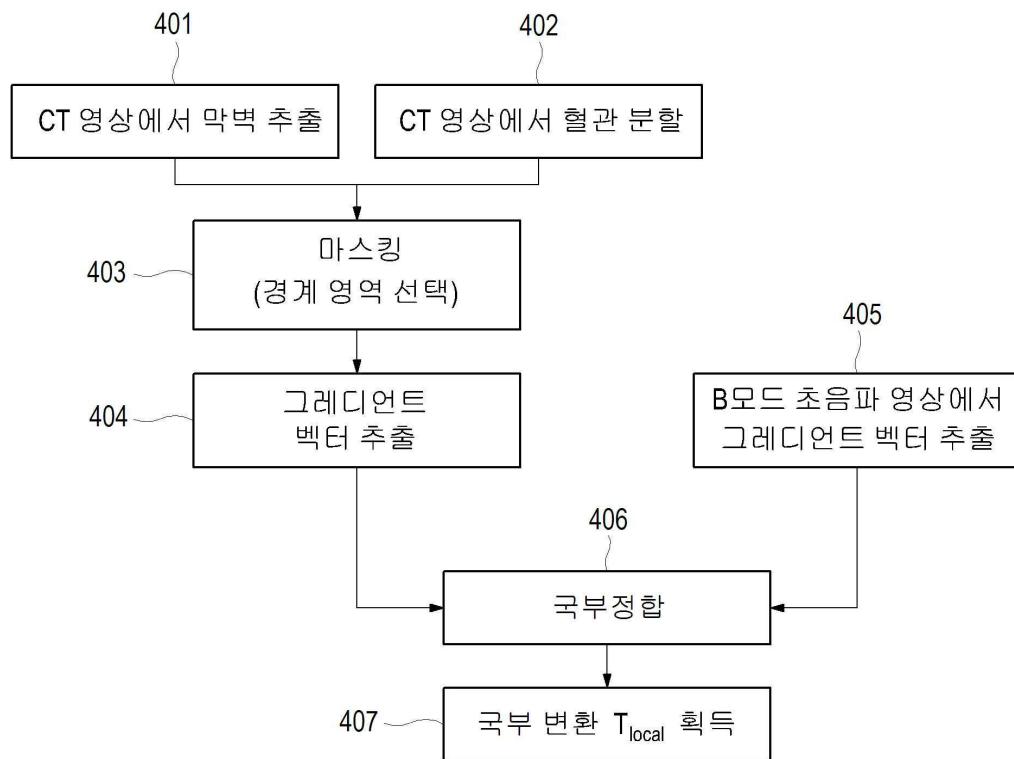
## 도면3



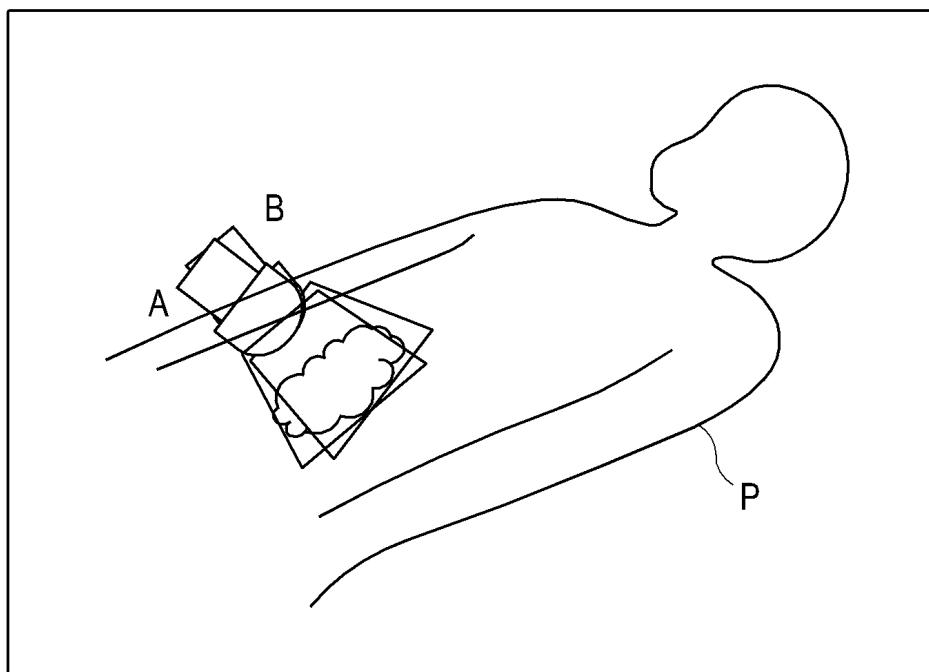
도면4



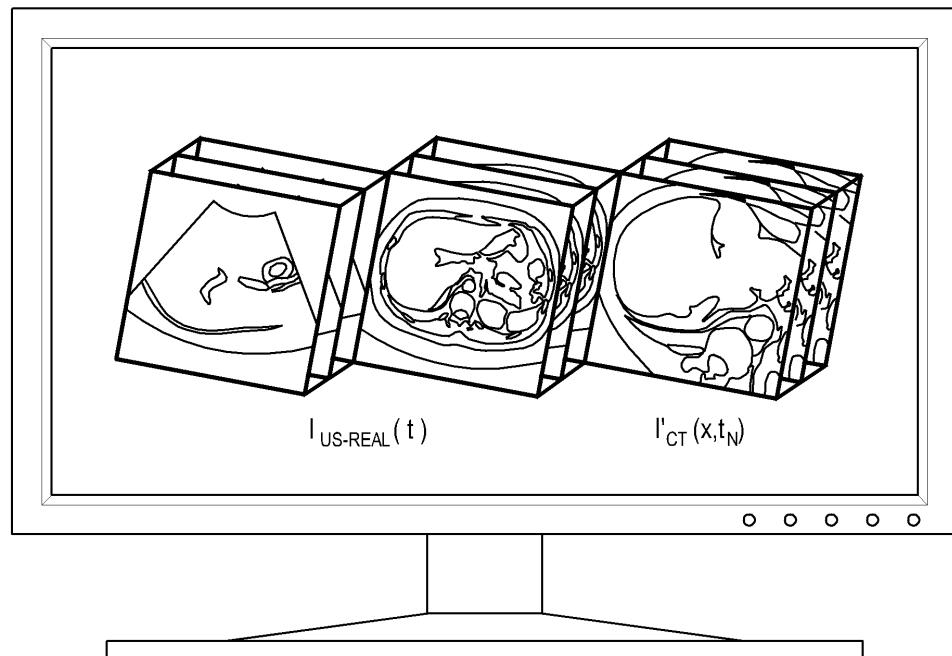
## 도면5



## 도면6



도면7



专利名称(译)	用于匹配超声和CT图像的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020090127091A</a>	公开(公告)日	2009-12-09
申请号	KR1020090049325	申请日	2009-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社 韩国科学技术院		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司 科学与韩国高等科技研究院		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司 科学与韩国高等科技研究院		
[标]发明人	HYUN DONG GYU 현동규 RA JONG BEOM 나종범 LEE DUHGOON 이덕운 NAM WOO HYUN 남우현 KANG DONG GOO 강동구		
发明人	현동규 나종범 이덕운 남우현 강동구		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/00 A61B6/03		
CPC分类号	G06T2207/10081 A61B6/541 G06T2207/30004 G06T7/0028 A61B6/5247 G06T2207/10132 A61B8/00 G06T7/0038 A61B8/5238 A61B6/032 G06T7/33 G06T7/38		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL		
优先权	1020080052652 2008-06-04 KR		
其他公开文献	KR101017610B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

**摘要(译)**

公开了Y-匹配系统和CT(计算机断层扫描)图像和超声图像的方法。用于匹配在超声图像中匹配的CT(计算机断层扫描)图像的系统包括CT图像形成部分，该CT图像形成部分在超声成像提升器第一特定周期中的一个时间点中形成对象的CT图像，其连续形成多个用于第一特定周期的对象的第一超声图像，第一超声图像，CT图像，以及用于存储匹配单元的存储器，用于匹配并形成超声-CT匹配图像和超声-CT匹配图像。超声成像部分连续形成第二特定周期的物体的多个第二超声图像。匹配单元确定第二超声图像和第一超声图像的相似度。在存储第二超声图像的多个第一超声图像中，最多搜索与第一超声图像对应的超声-CT匹配图像的大相似度。如上所述搜索到的超声-CT匹配图像的显示部分还包括第二超声图像。超声，CT，Y匹配，仿射Y匹配，Y部分匹配。

