(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl.7
A61B 8/00

(11) 공개번호 10-2004-0009255
(43) 공개일자 2004년01월31일

(21) 출원번호 10-2002-0043132
(22) 출원일자 2002년07월23일

(71) 출원인 주식회사 메디슨
강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자 김남철
대구광역시수성구범물동670우방미진하이츠104-1103

박수진
대구광역시서구중리동중리시영아파트3-402

송영석
서울특별시마포구성산동풍림아파트101-1302

(74) 대리인 주성민
장수길

심사청구 : 있음

(54) 초음파 영상 신호로부터 장기를 인식하는 장치 및 방법

요약

본 발명은 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터와 데이터베이스에 저장되어 있는 장기부류별 초음파 영상 신호들의 평균벡터 및 표준편차벡터를 이용하여 입력 초음파 영상 신호와 데이터베이스화된 장기부류별 초음파 영상 신호들 간의 거리를 계산함으로써, 데이터베이스화된 초음파 영상 신호들 중 최소 거리에 해당하는 초음파 영상 신호의 장기를 입력 초음파 영상 신호의 장기로 인식하는 장치 및 방법을 제공한다.

대표도

도 1

색인어

초음파 영상 신호, 데이터베이스, 장기, 거리, 인식

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 신호로부터 장기를 인식하기 위한 장치를 나타내는 블럭도.

도 2는 도 1에 도시된 제 1 전처리부의 상세 블럭도.

도 3(a)는 초음파 영상 진단 장치의 프로브로부터 얻은 초음파 영상 신호를 도시한 도면.

도 3(b)는 도 3(a)의 초음파 영상 신호를 본 발명에 따라 $(4:1)^2$ 의 비율로 부표본화시킨 초음파 영상 신호를 도시한 도면.

도 4는 도 3(b)의 초음파 영상 신호를 윈도우 처리한 초음파 영상 신호를 도시한 도면.

도 5는 도 4의 초음파 영상 신호를 정규화시킨 초음파 영상 신호를 도시한 도면.

도 6은 도 1에 도시된 제 1 특징벡터 추출부의 상세 블럭도.

도 7은 도 5의 초음파 영상 신호로부터 로그 전력 스펙트럼을 추출한 도면.

도 8(a)는 본 발명에 따라 전처리된 초음파 영상 신호에 대한 이산 푸리에 변환 결과를 설명하기 위한 도면.

도 8(b)는 도 8(a)의 이산 푸리에 변환 결과로부터 저주파 및 중간 주파수 대역의 주파수 성분의 검출을 설명하기 위한 도면.

도 9는 사전설정된 장기부류의 초음파 영상 신호에 대한 평균벡터 성분들을 도시한 도면.

도 10은 사전설정된 장기부류의 초음파 영상 신호에 대한 표준편차벡터 성분들을 도시한 도면.

<도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>

3 : 제 1 전처리부

4 : 제 1 특징벡터 추출부

5 : 데이터베이스

8 : 평균벡터 amp; 표준편차벡터 결정부

9 : 제어부

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파 영상 진단 장치에 사용하기 위한 장기 인식 장치 및 방법에 관한 것으로, 특히, 초음파 영상 신호로부터 인체내 장기를 효율적으로 인식하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

초음파 영상 진단 장치는 인체내의 장기에 초음파를 송신한 후, 장기로부터 돌아오는 반사파를 검출하여 진단하고자 하는 장기의 초음파 영상 신호를 디스플레이하는 장치이다.

그러나, 초음파 영상 진단 장치를 통해 장기를 인식하는 경우, 진단하고자 하는 장기의 종류에 따라 디스플레이되는 초음파 영상 신호의 깊이(depth), 대비(contrast), 초점 조절(focusing), 이득(gain), 에지 향상(edge enhancement), 프레임 평균(frame average) 등과 같은 파라미터들은 서로 다른 값을 가진다. 그러므로, 원하는 장기를 인식하기 위해서는 장기 종류가 변경될 때마다 진단자가 파라미터들을 수동으로 조작해야 하는 문제점이 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

따라서, 본 발명은 상술한 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 인체내 장기를 정확하게 인식할 수 있고, 초음파 영상 신호로부터 인체내 장기를 자동적으로 인식할 수 있는 장치 및 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

발명의 구성 및 작용

상술한 목적을 달성하기 위하여, 본 발명에 따르면, 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터를 결정하는 제 1 결정 수단, 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들을 저장하는 수단, 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 특징벡터를 결정하는 제 2 결정 수단, 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 특징벡터를 이용하여 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 평균벡터 및 표준편차벡터를 계산하는 수단, 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터 및 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 평균벡터 및 표준편차벡터에 기초하여, 사전설정된 장기부류 별 초음파 영상 신호들 중에서 입력 초음파 영상 신호에 대응하는 하나의 장기에 대한 초음파 영상 신호를 선택하여 입력 초음파 영상 신호의 장기로 결정하는 장기 결정 수단을 포함하는 장기 인식 장치와 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터를 결정하는 제 1 결정 단계, 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 특징벡터를 결정하는 제 2 결정 단계, 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 특징벡터를 이용하여 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 평균벡터 및 표준편차벡터를 계산하는 단계, 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터 및 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 평균벡터 및 표준편차벡터에 기초하여, 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들 중에서 입력 초음파 영상 신호에 대응하는 하나의 장기에 대한 초음파 영상 신호를 선택하여 입력 초음파 영상 신호의 장기로 결정하는 단계를 포함하는 장기 인식 방법이 제공된다.

이하에서, 본 발명의 바람직한 실시예에 대하여 도 1 내지 도 10을 참조하여 상세히 설명한다.

도 1은 초음파 영상 신호로부터 인체내 장기를 인식하는 본 발명의 일 실시예에 따른 장기 인식 장치(2)를 도시한 블록도이다. 상세히 설명하면, 먼저, 초음파 영상 진단 장치의 프로브(probe, 도시하지 않음)를 통해서 얻은 초음파 영상 신호는 제 1 전처리부(3)로 인가된다. 제 1 전처리부(3)는 입력 초음파 영상 신호에 포함된 잡음 성분을 제거하고, 효율적인 장기 인식을 위해 초음파 영상 신호를 처리하는 기능을 수행한다.

도 2를 참조하면, 도 1에 도시된 제 1 전처리부(3)의 상세 블록도가 도시된 다. 도시된 바와 같이, 제 1 전처리부(3)는 부표본화부(20), 윈도우 처리부(30) 및 정규화부(40)를 구비한다.

부표본화부(20)는 장기 인식에 대한 전체 처리 속도를 높이기 위하여 입력 초음파 영상 신호의 크기를 감소시킨다. 보다 상세하게 설명하면, 부표본화부(20)는 입력 초음파 영상 신호의 손실 또는 왜곡을 최소화하기 위해, 예를 들어 본 발명에서는 $(4:1)^2$의 비율로 부표본화를 수행한다. 도 3(a)는 입력 초음파 영상 신호를 도시한 것이며, 도 3(b)는 입력 초음파 영상 신호가 부표본화부(20)를 통해 $(4:1)^2$의 비율로 부표본화된 초음파 영상 신호를 나타낸다. 이와 같은 초음파 영상 신호에 대한 부표본화 처리를 통해 후술하는 제 1 특징벡터 추출부(4)에서 장기의 특징벡터를 추출하는데 걸리는 시간을 단축시킬 수 있다.

윈도우 처리부(30)는 부표본화부(20)에서 부표본화된 초음파 영상 신호에 대하여 윈도우 처리를 수행함으로써, 제 1 특징벡터 추출부(4)에서 장기의 특징벡터 추출시에 나쁜 영향을 줄 수 있는 초음파 영상 신호내의 불필요한 요소를 제거한다. 즉, 도 3(b)에 도시된 초음파 영상 신호의 상단에는 날짜, 환자, 관찰 부위, 깊이 등에 대한 정보를 나타내는 텍스트 뿐만 아니라 도 3(b)의 좌측에는 밝기와 초점 정보를 나타내는 영역이 존재한다. 이러한 모든 정보들은 부표본화된 초음파 영상 신호로부터 장기의 특징벡터를 추출하는데 방해가 될 수 있으므로, 윈도우 처리부(30)에서는 부표본화된 초음파 영상 신호를 통상적인 윈도우 처리 기법을 이용하여 윈도우 처리한다. 도 4는 도 3(b)의 부표본화된 초음파 영상 신호에 대하여 윈도우 처리한 초음파 영상 신호를 나타낸다. 윈도우 처리부(30)에서 처리된 초음파 영상 신호는 정규화부(40)로 제공된다.

정규화부(40)는 윈도우 처리된 초음파 영상 신호의 밝기와 대비 값을 정규화시킨다. 일반적으로, 초음파 영상 진단 장치에서 획득한 인체내 장기들에 대한 초음파 영상 신호는 각기 다른 밝기 값과 대비 값을 갖는다. 그러나, 이와 같이 일정하지 않은 밝기 값과 대비 값들은 제 1 특징벡터 추출부(4)에서 초음파 영상 신호의 스펙트럼을 획득하는데 영향을 줄 수 있기 때문에, 본 발명의 정규화부(40)는 고정된 밝기 값과 대비 값을 갖도록 윈도우 처리된 초음파 영상 신호를 정규화한다. 이와 같은 정규화는, 윈도우 처리된 초음파 영상 신호의 밝기(μ) 및 표준편차(σ), 그리고 데이터베이스(5)에 저장되어 있는 장기부류별 초음파 영상 신호들에 대한 평균밝기(μ_d) 및 평균표준편차(σ_d)를 이용함으로써, 다음의 수학식 1과 같이 수행된다.

수학식 1

$$I_N(m,n) = \mu_d + \frac{(I(m,n)-\mu)}{\sigma} \times \sigma_d$$

여기서, (m,n)은 초음파 영상 신호에서 장기가 위치하는 좌표를 나타내며, $I_N(m,n)$은 정규화된 초음파 영상 신호를 나타내고, I(m,n)은 윈도우 처리된 초음파 영상 신호를 나타낸다. 도 5는 초음파 영상 신호에 대한 정규화 결과를 나타낸다. 정규화된 초음파 영상 신호는 도 1에 도시된 제 1 특징벡터 추출부(4)로 제공된다.

제 1 특징벡터 추출부(4)는 제 1 전처리부(3)에서 전처리된 초음파 영상 신 호로부터 인식하고자 하는 장기의 특징벡터를 추출한다. 제 1 특징벡터 추출부(4)는, 도 6에 도시된 바와 같이, 로그 전력 스펙트럼 추출부(50) 및 특징벡터 검출부(60)로 구성된다.

일반적으로, 동일한 장기부류의 초음파 영상 신호들은 공간 영역에서 비슷한 형상을 나타낸다. 또한, 초음파 영상 신호에서 장기의 위치는 시간적으로 일정하지 않으며, 잡음의 영향으로 인하여 장기의 형상 특징을 공간 영역에서 추출하는 것은 상당히 어렵기 때문에, 본 발명의 바람직한 실시예에서는 전처리된 초음파 영상 신호의 로그 전력 스펙트럼(Log Power Spectrum)을 이용하여 장기의 특징벡터를 추출한다.

상세하게 설명하면, 본 발명의 로그 전력 스펙트럼 추출부(50)는 전처리된 초음파 영상 신호의 로그 전력 스펙트럼을 추출한다. 이와 같은 로그 전력 스펙트럼은 장기 조직으로부터 반사된 신호(응답 성분)의 로그 전력 스펙트럼과 주사 초음파 펄스의 로그 전력 스펙트럼을 분리할 수 있는 특성을 가진다. 이러한 로그 전력 스펙트럼의 분리 특성은 장기 인식에 방해가 되는 주사 초음파 펄스 성분은 제거하고 장기 조직으로부터 반사된 신호의 저주파 및 중간 주파수 대역에 해당하는 주파수 성분들만 검출할 수 있으므로 장기 고유의 특성을 결정하는데 효과적이다.

전처리된 초음파 영상 신호에 대한 로그 전력 스펙트럼 $F(u,v)$ 은 다음의 수학식 2로부터 얻을 수 있다.

수학식 2

$$F(u,v) = \log|\Im\{I_N(m,n)\}|$$

여기서, (m,n)은 수학식 1에서 정의된 의미와 동일하며, $I_N(m,n)$은 전처리된 초음파 영상 신호, $\Im$ 은 이산 푸리에 변환(Discrete Fourier Transform), (u,v)는 로그 전력 스펙트럼의 사전설정된 주파수 영역의 범위을 나타낸다. 수학식 2로부터 알 수 있는 바와 같이, 본 발명의 바람직한 일 실시예에 있어서, 초음파 영상 신호의 로그 전력 스펙트럼은 이산 푸리에 변환에 의하여 계산된다. 특히, 이산 푸리에 변환의 여러 가지 성질 중에서 주파수 영역에서의 대칭성(symmetry)을 이용하면, 장기 인식에 필요한 특징벡터의 차원을 줄일 수 있으므로 장기 인식에 걸리는 시간을 줄일 수 있다. 특징벡터의 차원이란 특징벡터의 성분 수를 의미하는 것으로서, 특징벡터의 성분 수가 적을수록 특징벡터들 간의 계산 속도는 향상된다. 도 7은 로그 전력 스펙트럼 추출부(50)에서 추출한 전처리된 초음파 영상 신호의 로그 전력 스펙트럼을 나타낸다.

특징벡터 검출부(60)는 로그 전력 스펙트럼 추출부(50)를 통해 추출된 초음파 영상 신호의 로그 전력 스펙트럼으로부터 최종적으로 장기 인식에 필요한 저주파 및 중간 주파수 대역의 주파수 성분들만을 검출하여 장기의 특징벡터로서 결정한다. 여기서, 장기의 특징벡터란 초음파 영상 신호에서 장기의 특징을 가장 잘 나타낼 수 있는 성분을 수학적으로 해석하기 위한 것으로, 본 발명의 일 실시예에서는 초음파 영상 신호의 로그 전력 스펙트럼으로부터 검출된 저주파 및 중간 주파 수 대역의 주파수 성분을 의미한다. 장기의 특징벡터(f)는 아래의 수학식 3과 같이 로그 전력 스펙트럼 $F(u,v)$ 로부터 결정된다.

수학식 3

$$f = \{F(0,0), F(0,1), \ldots, F(U,V)\}$$

여기서, (U,V)는 장기의 특징벡터(f)를 결정하기 위하여 사전설정된 주파수 영역의 범위를 나타낸다.

이제, 로그 전력 스펙트럼으로부터 장기 인식에 필요한 저주파 및 중간 주파수 대역의 주파수 성분들만을 검출하는 과정을 도 8(a) 및 8(b)를 참조하여 상세하게 설명한다.

도 8(a)는 이산 푸리에 변환에 따른 주파수 영역을 나타낸다. 도 8(a)에 도시된 주파수 영역은 전처리된 초음파 영상 신호의 이산 푸리에 변환에 따른 실수(real number) 성분과 허수(imaginary number) 성분의 값들을 포함한다. 즉, 실수 성분은 이산 푸리에 변환의 우대칭성(even symmetry)에 의해서 A와 A' 및 B와 B'과 같이 동일한 크기의 영역들로 존재하며, 허수 성분은 이산 푸리에 변환의 기대칭성(odd symmetry)에 의해서 C와 C' 및 D와 D'과 같이 동일한 크기의 영역들로 존재하지만, 장기의 특징벡터를 추출하는 경우에는 특징벡터의 차원을 줄이기 위하여 A, B, C, D 영역 또는 A', B', C', D' 영역만이 이용된다. 도 8(a)의 좌측 상단에 있는 정사각형 영역(80)은 전처리된 초음파 영상 신호의 직류(DC) 성분으로서 초음파 영상 신호의 평균밝기 값을 의미하며, 중간의 교차점(82)을 지나 정사각형 영역(80)의 대각선 방향으로 갈수록 고주파 대역을 나타낸다. 일반적으로, 저주파 및 중간 주파수 대역에서는 잡음의 크기에 비해 신호의 크기가 훨씬 크기 때문에 높은 SNR(Signal to Noise Ratio)이 유지되지만, 고주파 대역으로 갈수록 SNR이 낮아져서 잡음이 장기 인식의 방해 요소로써 작용된다.

따라서, 본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 도 8(b)에 도시된 바와 같이, 특징벡터 검출부(60)는 주파수 영역에서 비교적 SNR이 높은 저주파 및 중간 주파수 대역의 주파수 성분들(84, 86)을 검출한다. 도 8(b)에서, N은 U와 V축상에서 선택되는 특징벡터의 성분 수를 의미한다. 예를 들어, 특징벡터 검출부(60)는 저주파 대역에 해당하는 좌측 상단 영역(84)에서는 전처리된 초음파 영상 신호의 DC 성분을 제외한 나머지 영역에 대한 주파수 성분을 검출한다. 그러나, 중간 주파수 영역에서는 도 8(a)를 참조하여 설명한 이산 푸리에 변환의 대칭성에 의해 도 8(a)에 도시된 B' 영역에 해당하는 주파수 성분들은 검출하지 않고, 좌측 하단 영역(86)의 주파수 성분들만 검출한다. 이와 같이 초음파 영상 신호에 대한 로그 전력 스펙트럼으로부터 검출된 특징벡터는 도 1에 도시된 제어부(9)로 제공된다.

한편, 데이터베이스(5)는 사전설정된 복수의 장기들에 대한 초음파 영상 신호들을 장기부류별로 저장한다. 또한, 사전설정된 복수의 장기들의 장기 이름을 나타내는 분류 정보도 데이터베이스(5)에 저장되며, 데이터베이스(5)에 저장되어 있는 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들은 진단자에 의해서 변경될 수 있다.

제 2 전처리부(6) 및 제 2 특징벡터 추출부(7)는 상술한 바와 같이 입력 초 음파 영상 신호에 대하여 제 1 전처리부(3) 및 제 1 특징벡터 추출부(4)에서 수행된 방법과 동일한 방법으로 데이터베이스(5)에 저장되어 있는 장기부류별 초음파 영상 신호들에 대해 전처리 및 특징벡터 추출 과정을 수행한다. 그러므로, 제 2 전처리부(6) 및 제 2 특징벡터 추출부(7)에 대한 상세한 설명은 설명의 편의상 생략하기로 한다.

평균벡터 amp; 표준편차벡터 결정부(8)는 제 2 특징벡터 추출부(7)로부터의 장기부류별 초음파 영상 신호들에 대한 특징벡터와 데이터베이스(5)로부터의 분류 정보를 이용하여 장기부류별 초음파 영상 신호들에 대한 평균벡터 및 표준편차벡터를 결정한다. 상세하게 설명하면, 예를 들어, k 번째 장기부류의 i 번째 초음파 영상 신호의 (u,v) 성분에 대한 특징벡터가 $F^i_k(u,v)$ 라고 하면, k 번째 장기부류의 초음파 영상 신호들에 대한 평균벡터 ($\overline{F_k}(u,v)$)는 수학식 4와 같이 표현된다.

수학식 4

$$\overline{F_k}(u,v) = \frac{1}{M}\sum_{i=1}^{M} F^i_k(u,v), \quad k = 1,2,\ldots,K$$

여기서, M은 데이터베이스(5)내의 k 번째 장기부류에 대한 전체 초음파 영상 신호들의 수를 나타낸다. 또한, k 번째 장기부류의 초음파 영상 신호들에 대한 표준편차벡터($\sigma_k(u,v)$)는 수학식 5와 같이 표현된다.

수학식 5

$$\sigma_k(u,v) = \left\{\frac{1}{M}\sum_{i=1}^{M}\left\{F^i_k(u,v)-\overline{F_k}(u,v)\right\}^2\right\}^{1/2}, \quad k = 1,2,\ldots,K$$

도 9와 도 10은, 예를 들어, 수학식 4와 수학식 5를 이용하여 얻은 사전설정된 장기부류의 초음파 영상 신호에 대한 평균벡터와 표준편차벡터의 성분들 중에서 도 8(b)의 좌측 상단 영역(84)에 해당하는 주파수 성분들을 각각 나타낸다.

장기부류별 초음파 영상 신호들에 대한 평균벡터($\overline{f_k}$)와 표준편차벡터(σ_k)는 수학식 4와 수학식 5로부터 얻은 k 번째 장기부류의 평균벡터($\overline{F_k(u,v)}$)와 표준편차벡터($\sigma_k(u,v)$)들로부터 다음의 수학식 6 및 수학식 7과 같이 얻을 수 있다.

수학식 6

$$\overline{f_k} = \{\overline{F_k}(0,0), \overline{F_k}(0,1), \ldots, \overline{F_k}(U,V)\}, \quad k = 1,2,\ldots,K$$

수학식 7

$$\sigma_k = \{\sigma_k(0,0), \sigma_k(0,1), \ldots, \sigma_k(U,V)\}, \quad k = 1,2,\ldots,K$$

평균벡터 amp; 표준편차벡터 결정부(8)에서 결정된 장기부류별 초음파 영상 신호들에 대한 평균벡터와 표준편차벡터는 제어부(9)로 제공된다.

제어부(9)는 제 1 특징벡터 추출부(4)로부터의 입력 초음파 영상 신호에 대한 특징벡터(f)와 평균벡터 amp; 표준편차벡터 결정부(8)로부터의 장기부류별 초음파 영상 신호들에 대한 평균벡터($\overline{f_k}$) 및 표준편차벡터(σ_k)를 이용하여, 입력 초음파 영상 신호에 대한 최적의 장기 영상 신호를 데이터베이스(5)에 저장되어 있는 복수의 장기부류별 초음파 영상 신호들로부터 선택하여 장기 명칭에 대한 정보와 함께 디스플레이부(10)에 디스플레이한다. 보다 상세하게 설명하면, 입력 초음파 영상 신호에 대한 최적의 장기 영상 신호를 장기부류별 초음파 영상 신호들로부터 선택하기 위하여, 먼저, 입력 초음파 영상 신호와 데이터베이스(5)에 저장되어 있는 복수의 장기부류별 초음파 영상 신호들 간의 거리가 계산된다. 본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 입력 초음파 영상 신호와 복수의 장기부류별 초음파 영상 신호들 간의 거리는 다음의 수학식 8과 같이 정의되는 마하라노비스(Mahalanobis) 거리에 의해 계산된다.

수학식 8

$$d(f, \overline{f_k}) = \left\| \frac{f - \overline{f_k}}{\sigma_k} \right\|, \quad k = 1,2,\ldots,K$$

제어부(9)는 마하라노비스 거리를 이용하여 입력 초음파 영상 신호와 장기부류별 초음파 영상 신호들 간의 거리를 모두 계산한 후에, 계산된 거리들 중 최소 거리에 해당하는 장기부류별 초음파 영상 신호를 입력 초음파 영상 신호의 장기로 인식한다.

상기에 있어서, 본 발명의 바람직한 실시예에 대해서 설명하였는데, 본 발명의 특허 청구 범위를 이탈하지 않으면서 당업자는 다양한 변경을 행할 수 있음은 물론이다.

발명의 효과

본 발명은 입력 초음파 영상 신호와 데이터베이스화 되어 있는 장기부류별 초음파 영상 신호들의 특징벡터를 이용하여 인체내 장기를 인식함으로써, 장기 인식을 위한 파라미터들을 수동으로 조작할 필요없고 입력 초음파 영상 신호에 대한 장기를 정확하게 인식할 수 있다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

입력 초음파 영상 신호로부터 인체내 장기를 인식하기 위한 장치에 있어서,

상기 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터를 결정하는 제 1 결정 수단;

사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들을 저장하는 수단;

상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 특징벡터를 결정하는 제 2 결정 수단;

상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 특징벡터를 이용하여 상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 평균벡터 및 표준편차벡터를 계산하는 수단; 및

상기 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터 및 상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 평균벡터 및 표준편차 벡터에 기초하여, 상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들 중에서 상기 입력 초음파 영상 신호에 대응하는 하나의 장기에 대한 초음파 영상 신호를 선택하여 상기 입력 초음파 영상 신호의 장기로 결정하는 장기 결정 수단

을 포함하는 장기 인식 장치.

청구항 2.
제 1 항에 있어서,

상기 제 1 결정 수단은 제 1 전처리 수단 및 제 1 특징벡터 추출 수단을 포함하며,

상기 제 1 전처리 수단은,

상기 입력 초음파 영상 신호를 부표본화하는 수단;

상기 부표본화된 초음파 영상 신호를 윈도우 처리하는 수단; 및

상기 윈도우 처리된 초음파 영상 신호의 밝기 및 대비를 정규화하는 수단

을 포함하고,

상기 제 1 특징벡터 추출 수단은,

상기 제 1 전처리된 초음파 영상 신호의 로그 전력 스펙트럼을 추출하는 수단; 및

상기 로그 전력 스펙트럼으로부터 상기 초음파 영상 신호의 특징벡터를 추출하는 수단

을 포함하는 장기 인식 장치.

청구항 3.
제 2 항에 있어서,

상기 제 2 결정 수단은 제 2 전처리 수단 및 제 2 특징벡터 추출 수단을 포함하며,

상기 제 2 전처리 수단은,

상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들을 부표본화하는 수단;

상기 부표본화된 초음파 영상 신호들을 윈도우 처리하는 수단; 및

상기 윈도우 처리된 초음파 영상 신호들의 밝기 및 대비를 정규화하는 수단

을 포함하고,

상기 제 2 특징벡터 추출 수단은,

상기 제 2 전처리된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 로그 전력 스펙트럼을 추출하는 수단; 및

상기 로그 전력 스펙트럼으로부터 상기 장기부류별 초음파 영상 신호들의 특징벡터를 추출하는 수단

을 포함하는 장기 인식 장치.

청구항 4.
제 1 항에 있어서,

상기 저장 수단은 상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들에 대한 장기 명칭을 나타내는 정보를 더 저장하는 장기 인식 장치.

청구항 5.
제 3 항에 있어서, 상기 장기 결정 수단은,

상기 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터와 상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 상기 평균벡터 사이의 거리를 계산하는 수단; 및

상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들 중 상기 계산된 거리들에서 최소 거리에 대응하는 하나의 초음파 영상 신호를 상기 입력 초음파 영상 신호의 장기로서 결정하는 수단

을 포함하는 장기 인식 장치.

청구항 6.
제 5 항에 있어서,

상기 결정된 초음파 영상 신호 및 상기 결정된 장기의 명칭을 디스플레이하는 수단을 더 포함하는 장기 인식 장치.

청구항 7.
제 5 항에 있어서,

상기 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터(f)는 다음의 수학식에 의해 계산되고,

$$f = \{F(0,0), F(0,1), ..., F(U,V)\}$$

상기 F(u,v)는 상기 입력 초음파 영상 신호의 로그 전력 스펙트럼 $\log|\Im\{I_N(m,n)\}|$ 이고, 상기 (m,n)은 상기 입력 초음파 영상 신호에서 장기가 위치하는 좌표이고, 상기 (u,v)는 로그 전력 스펙트럼의 사전설정된 주파수 영역의 범위이고, 상기 I_N (m,n)은 정규화된 초음파 영상 신호이며, 상기 $\Im$ 은 이산 푸리에 변환이고, 상기 (U,V)는 상기 입력 초음파 영상 신호의 상기 특징벡터를 결정하기 위하여 사전설정된 주파수 영역의 범위를 나타내는 장기 인식 장치.

청구항 8.
제 5 항에 있어서,

상기 사전설정된 장기부류들 중 k 번째 장기부류의 초음파 영상 신호들에 대한 평균벡터($\overline{F_k}(u,v)$)는 다음의 수학식에 의해 계산되고,

$$\overline{F_k}(u,v) = \frac{1}{M}\sum_{i=1}^{M} F^i_k(u,v), \quad k = 1,2,...,K$$

상기 $F^i_k(u,v)$ 는 상기 저장 수단에 저장되어 있는 복수의 장기부류들 중 k 번째 장기부류의 i 번째 초음파 영상 신호의 (u,v)에 대한 특징벡터를 나타내고, 상기 M은 k 번째 장기부류에 대한 전체 초음파 영상 신호들의 수를 나타내며, 상기 K는 상기 저장 수단에 저장되어 있는 장기부류의 수를 나타내는 장기 인식 장치.

청구항 9.
제 5 항에 있어서,

상기 사전설정된 장기부류들 중 k 번째 장기부류의 초음파 영상 신호들에 대한 표준편차벡터($\sigma_k(u,v)$)는 다음의 수학식에 의해 계산되고,

$$\sigma_k(u,v) = \left\{ \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{M} \left\{ F_k^i(u,v) - \overline{F_k}(u,v) \right\}^2 \right\}^{1/2}, \quad k = 1,2,...,K$$

상기 $F_k^i(u,v)$ 는 상기 저장 수단에 저장되어 있는 복수의 장기부류들 중 k 번째 장기부류의 i 번째 초음파 영상 신호의 (u,v)에 대한 특징벡터를 나타내고, 상기 (u,v)는 로그 전력 스펙트럼의 사전설정된 주파수 영역의 범위를 나타내고, 상기 $\overline{F_k}(u,v)$ 는 상기 사전설정된 장기부류들 중 k 번째 장기부류의 초음파 영상 신호들에 대한 평균벡터를 나타내고, 상기 M은 k 번째 장기부류에 대한 전체 초음파 영상 신호들의 수를 나타내며, 상기 K는 상기 저장 수단에 저장되어 있는 장기부류의 수를 나타내는 장기 인식 장치.

청구항 10.

제 5 항에 있어서,

상기 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터와 상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 상기 평균벡터 사이의 거리는 다음의 수학식에 의해 계산되고,

$$d(f, \overline{f_k}) = \left\| \frac{f - \overline{f_k}}{\sigma_k} \right\|, \quad k = 1,2,...,K$$

상기 f 는 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터, 상기 $\overline{f_k}$ 는 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 평균벡터, 그리고 상기 σ_k 는 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 표준편차벡터인 장기 인식 장치.

청구항 11.

입력 초음파 영상 신호로부터 인체내 장기를 인식하기 위한 방법에 있어서,

상기 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터를 결정하는 제 1 결정 단계;

사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 특징벡터를 결정하는 제 2 결정 단계;

상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 특징벡터를 이용하여 상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 평균벡터 및 표준편차벡터를 계산하는 단계; 및

상기 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터 및 상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 평균벡터 및 표준편차벡터에 기초하여, 상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들 중에서 상기 입력 초음파 영상 신호에 대응하는 하나의 장기에 대한 초음파 영상 신호를 선택하여 상기 입력 초음파 영상 신호의 장기로 결정하는 단계

를 포함하는 장기 인식 방법.

청구항 12.

제 11 항에 있어서,

상기 제 1 결정 단계는 제 1 전처리 단계 및 제 1 특징벡터 추출 단계를 포함하며,

상기 제 1 전처리 단계는,

상기 입력 초음파 영상 신호를 부표본화하는 단계;

상기 부표본화된 초음파 영상 신호를 윈도우 처리하는 단계; 및

상기 윈도우 처리된 초음파 영상 신호의 밝기 및 대비를 정규화하는 단계

를 포함하고,

상기 제 1 특징벡터 추출 단계는,

상기 제 1 전처리된 초음파 영상 신호의 로그 전력 스펙트럼을 추출하는 단계; 및

상기 로그 전력 스펙트럼으로부터 상기 초음파 영상 신호의 특징벡터를 추출하는 단계

를 포함하는 장기 인식 방법.

청구항 13.

제 12 항에 있어서,

상기 제 2 결정 단계는 제 2 전처리 단계 및 제 2 특징벡터 추출 단계를 포 함하며,

상기 제 2 전처리 단계는,

상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들을 부표본화하는 단계;

상기 부표본화된 초음파 영상 신호들을 윈도우 처리하는 단계; 및

상기 윈도우 처리된 초음파 영상 신호들의 밝기 및 대비를 정규화하는 단계

를 포함하고,

상기 제 2 특징벡터 추출 단계는,

상기 제 2 전처리된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 로그 전력 스펙트럼을 추출하는 단계; 및

상기 로그 전력 스펙트럼으로부터 상기 장기부류별 초음파 영상 신호들의 특징벡터를 추출하는 단계

를 포함하는 장기 인식 방법.

청구항 14.

제 13 항에 있어서, 상기 장기 결정 단계는,

상기 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터와 상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 상기 평균벡터 사이의 거리를 계산하는 단계; 및

상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들 중 상기 계산된 거리들에서 최소 거리에 대응하는 하나의 초음파 영상 신호를 상기 입력 초음파 영상 신호의 장기로서 결정하는 단계

를 포함하는 장기 인식 방법.

청구항 15.

제 14 항에 있어서,

상기 결정된 초음파 영상 신호 및 상기 결정된 장기의 명칭을 디스플레이하는 단계를 더 포함하는 장기 인식 방법.

청구항 16.

제 14 항에 있어서,

상기 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터(f)는 다음의 수학식에 의해 계산되고,

$$f = \{F(0,0), F(0,1), \ldots, F(U,V)\}$$

상기 F(u,v)는 상기 입력 초음파 영상 신호의 로그 전력 스펙트럼 $\log|\Im\{I_N(m,n)\}|$ 이고, 상기 (m,n)은 상기 입력 초음파 영상 신호에서 장기가 위치하는 좌표이고, 상기 (u,v)는 로그 전력 스펙트럼의 사전설정된 주파수 영역의 범위이고, 상기 I_N (m,n)은 정규화된 초음파 영상 신호이며, 상기 $\Im$ 은 이산 푸리에 변환이고, 상기 (U,V)는 상기 입력 초

음파 영상 신호의 상기 특징벡터를 결정하기 위하여 사전설정된 주파수 영역의 범위를 나타내는 장기 인식 방법.

청구항 17.
제 14 항에 있어서,

상기 사전설정된 장기부류들 중 k 번째 장기부류의 초음파 영상 신호들에 대 한 평균벡터($\overline{F}_k(u,v)$)는 다음의 수학식에 의해 계산되고,

$$\overline{F}_k(u,v) = \frac{1}{M}\sum_{i=1}^{M} F^i_k(u,v), \quad k = 1,2,\ldots,K$$

상기 $F^i_k(u,v)$ 는 상기 저장 수단에 저장되어 있는 복수의 장기부류들 중 k 번째 장기부류의 i 번째 초음파 영상 신호의 (u,v)에 대한 특징벡터를 나타내고, 상기 M은 k 번째 장기부류에 대한 전체 초음파 영상 신호들의 수를 나타내며, 상기 K는 상기 저장 수단에 저장되어 있는 장기부류의 수를 나타내는 장기 인식 방법.

청구항 18.
제 14 항에 있어서,

상기 사전설정된 장기부류들 중 k 번째 장기부류의 초음파 영상 신호들에 대한 표준편차벡터($\sigma_k(u,v)$)는 다음의 수학식에 의해 계산되고,

$$\sigma_k(u,v) = \left\{\frac{1}{M}\sum_{i=1}^{M}\{F^i_k(u,v)-\overline{F}_k(u,v)\}^2\right\}^{1/2}, \quad k = 1,2,\ldots,K$$

상기 $F^i_k(u,v)$ 는 상기 저장 수단에 저장되어 있는 복수의 장기부류들 중 k 번째 장기부류의 i 번째 초음파 영상 신호의 (u,v)에 대한 특징벡터를 나타내고, 상기 (u,v)는 로그 전력 스펙트럼의 사전설정된 주파수 영역의 범위를 나타내고, 상기 $\overline{F}_k(u,v)$ 는 상기 사전설정된 장기부류들 중 k 번째 장기부류의 초음파 영상 신호들에 대한 평균벡터를 나타내고, 상기 M은 k 번째 장기부류에 대한 전체 초음파 영상 신호들의 수를 나타내며, 상기 K는 상기 저장 수단에 저장되어 있는 장기부류의 수를 나타내는 장기 인식 방법.

청구항 19.
제 14 항에 있어서,

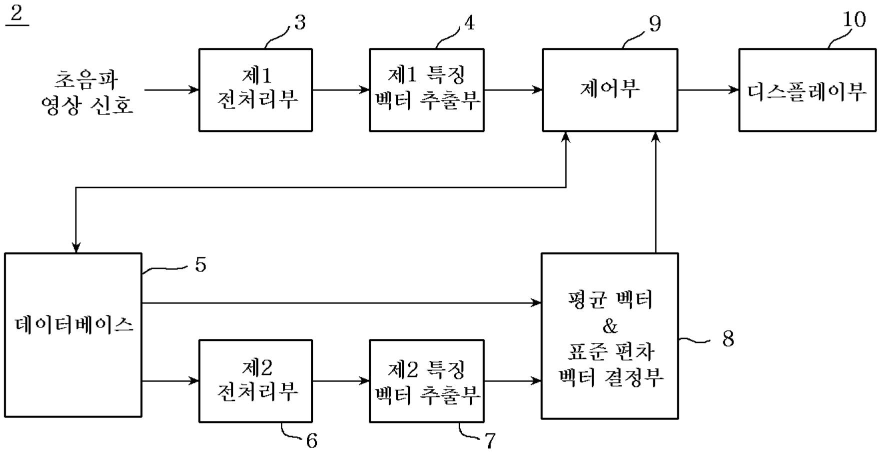
상기 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터와 상기 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 상기 평균벡터 사이의 거리는 다음의 수학식에 의해 계산되고,

$$d(f, \overline{f_k}) = \left\| \frac{f-\overline{f_k}}{\sigma_k} \right\|, \quad k = 1,2,\ldots,K$$

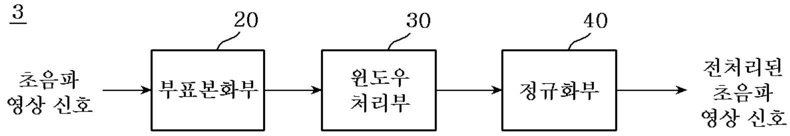
상기 f 는 입력 초음파 영상 신호의 특징벡터, 상기 $\overline{f_k}$ 는 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 평균벡터, 그리고 상기 σ_k 는 사전설정된 장기부류별 초음파 영상 신호들의 표준편차벡터인 장기 인식 방법.

도면

도면1



도면2



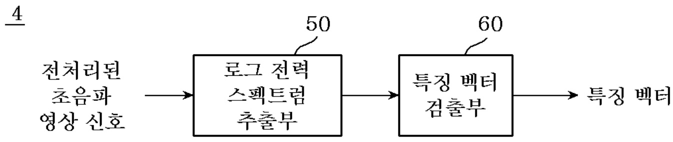
도면3a

도면3b

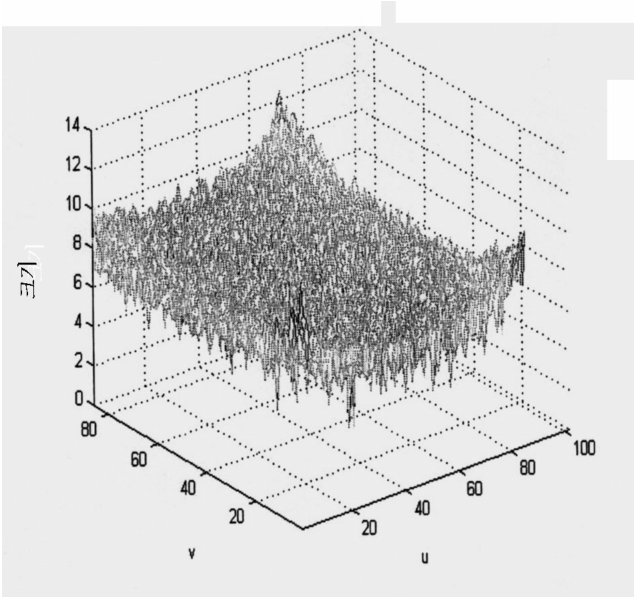
도면4

도면5

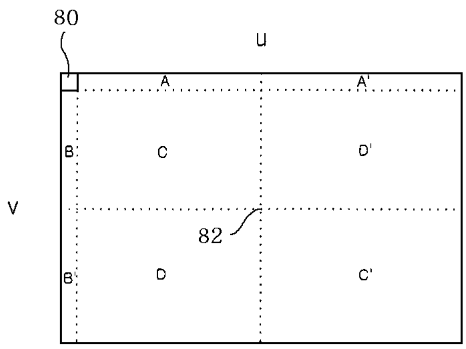
도면6



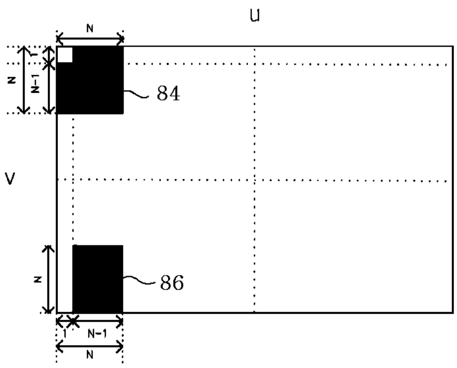
도면7



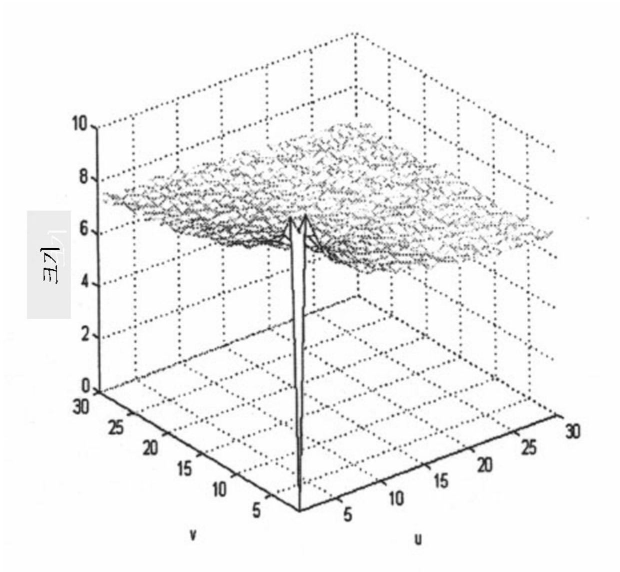
도면8a



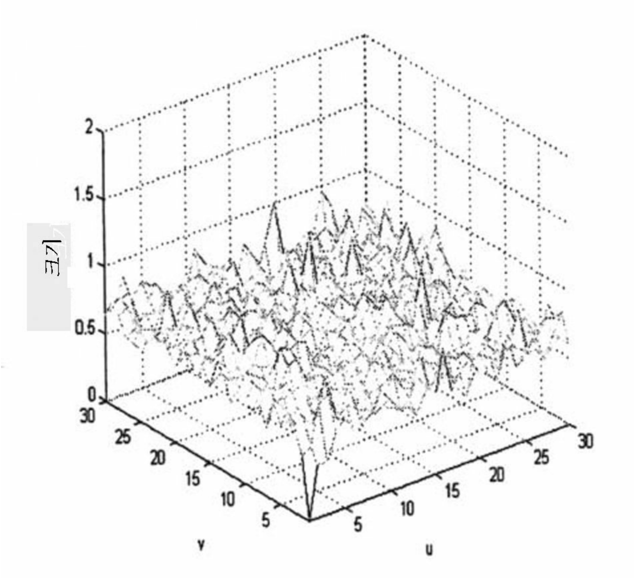
도면8b



도면9


10
8
6
4
2
0
크기
30
25
20
15
10
5
v
5
10
15
20
25
30
u

도면10


2
1.5
1
0.5
0
크기
30
25
20
15
10
5
v
5
10
15
20
25
30
u

专利名称(译)	用于从超声图像信号识别器官的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020040009255A	公开(公告)日	2004-01-31
申请号	KR1020020043132	申请日	2002-07-23
[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 NAMCHUL 김남철 PARK SUJIN 박수진 SONG YONGSEUK 송영석		
发明人	김남철 박수진 송영석		
IPC分类号	G06K9/52 A61B8/08 G06K9/00 G06T7/00 A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/08 G06K9/00127 Y10S128/916 G06K9/52 G06T7/0012		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL CHU，晟敏		
其他公开文献	KR100490564B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了使用存储在特征向量中的长期类超声图像信号的平均向量和标准偏差向量来计算数据库长期类超声图像信号与输入超声图像信号之间的距离的装置和方法。输入超声图像信号的数据库并且以这种方式用于关于作为输入超声图像信号的长期的数据库超声图像信号中的最小距离下的超声图像信号的长期。超声图像信号，数据库，长期，距离，识别。