(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2013 년 11 월 14 일 (14.11.2013)

WIPO | PCT

(10) 국제공개번호
WO 2013/168873 A1

(51) 국제특허분류:
*G06T 1/00* (2006.01) *A61B 8/00* (2006.01)
*G01N 21/31* (2006.01) *G06T 7/00* (2006.01)

(21) 국제출원번호: PCT/KR2012/010770

(22) 국제출원일: 2012 년 12 월 12 일 (12.12.2012)

(25) 출원언어: 한국어

(26) 공개언어: 한국어

(30) 우선권정보:
10-2012-0049290 2012 년 5 월 9 일 (09.05.2012) KR

(71) 출원인: **서강대학교 산학협력단 (INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION SOGANG UNIVERSITY)** [KR/KR]; 121-742 서울시 마포구 백범로 35, Seoul (KR).

(72) 발명자: **장진호 (CHANG, Jin Ho)**; 158-783 서울시 양천구 신정 2 동 336 번지 청구아파트 101-302, Seoul (KR). **강지운 (KANG, Jeeun)**; 121-140 서울시 마포구 신정동 서강 LG 아파트 105-1501, Seoul (KR). **송태경 (SONG, Tai-Kyong)**; 110-012 서울시 종로구 평창동 롯데캐슬 로잔 106-402, Seoul (KR). **유양모 (YOO, Yang Mo)**; 411-736 경기도 고양시 일산서구 일산 3 동 후곡 3 단지 아파트 307-101, Gyeonggi-do (KR).

(74) 대리인: **특허법인 충현 (CHUNG HYUN PATENT & LAW FIRM)**; 137-130 서울시 서초구 바우뫼로 225 한마음빌딩 4 층, Seoul (KR).

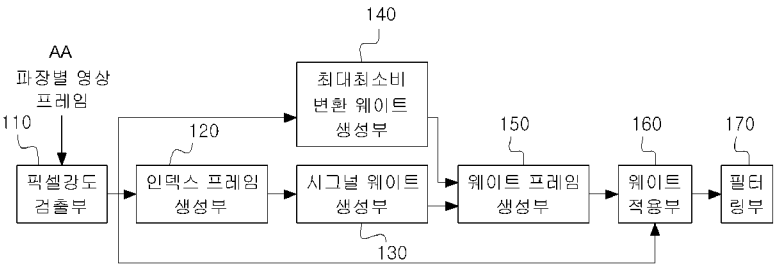
(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[다음 쪽 계속]

(54) **Title**: METHOD FOR DISCRIMINATING BETWEEN BACKGROUND AND TISSUE OF INTEREST, AND METHOD AND APPARATUS FOR GENERATING PHOTOACOUSTIC IMAGES FOR DETECTING CALCIFIED TISSUE

(54) **발명의 명칭** : 배경과 관심조직을 구별하는 방법과, 석회화 조직을 검출하기 위한 광음향 영상 생성 방법 및 장치




AA ... Image frame for each wavelength
110 ... Pixel intensity detection unit
120 ... Index frame generating unit
130 ... Signal weight generating unit
140 ... Maximum-to-minimum ratio conversion weight generating unit
150 ... Weight frame generating unit
160 ... Weight applying unit
170 ... Filtering unit

(57) **Abstract**: The present invention relates to a method for discerning a tissue of interest, and to a method and apparatus for generating an photoacoustic image for detecting calcified tissue, wherein the method includes the steps of: detecting the intensity of each pixel of an image of a tissue of interest which is obtained for each wavelength; setting an index corresponding to the image having the largest intensity to correspond to each pixel; generating a signal weight corresponding to each pixel in consideration of the wavelength absorbed by the tissue of interest; and applying the generated signal weight for each pixel to each pixel of an image obtained using the wavelength most absorbed by the tissue of interest. The indexes are applied to images by analyzing photoacoustic images obtained while changing the optical wavelength. Accordingly, the background signal and the desired signal can be distinguished.

(57) **요약서**:

[다음 쪽 계속]

WO 2013/168873 A1

**공개**:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

본 발명은 관심 조직을 구별하는 방법 및 석회화 조직을 검출하기 위한 광음향 영상 생성 방법에 관한 것으로서 , 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하고, 각 픽셀에 대응하는 강도가 가장 큰 영상에 대응하는 인덱스를 각 픽셀에 대응시키고, 관심 조직이 흡수하는 파장을 고려하여 각 픽셀에 대응하는 시그널 웨이트를 생성하고, 생성된 각 픽셀별 시그널 웨이트를 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성하는 것을 특징으로 하며, 광 파장을 변화시켜 가면서 취득한 광 음향 영상을 분석하여 영상에 대해 인덱스를 부여하고, 이를 통하여 배경 신호와 구하고자 하는 신호를 구분할 수 있다.

# 명세서

# 발명의 명칭: 배경과 관심조직을 구별하는 방법과, 석회화 조직을 검출하기 위한 광음향 영상 생성 방법 및 장치

## 기술분야

[1] 본 발명은 배경과 관심조직을 구별하는 방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 광 파장을 변화시켜 가면서 취득한 광 음향 영상을 분석하여 영상의 각 픽셀에 인덱스를 부여하고, 부여된 인덱스를 이용하여 배경 신호와 구하고자 하는 신호를 구분할 수 있는 관심 조직을 구별하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

[2] 또한 본 발명은 신체 내부의 석회화 조직과 주변 조직 간의 구분을 쉽게 할 수 있는 광음향 영상 생성 방법 및 장치에 관한 것이다.

[3]

## 배경기술

[4] 광 음향 영상에 나타나는 여러 인체 조직들은 각기 다른 광 흡수 계수를 갖고 있다.

[5] 도 1은 인체 조직 내에서의 광 흡수 계수를 보여준다.

[6] 도 1을 참조하면, 각 물질은 인체 내에서 각각 최적의 광 음향 계수(Absorption Coefficient)를 출력하는 광 파장이 정해져 있다. 예를 들어 Hb의 경우 400nm, 550nm, $HbO_2$의 경우 420nm와 550nm 부근, 그리고 900nm에서 최적의 광 흡수 계수를 보이며, 단백질의 경우 200nm 정도에서 최적의 광 흡수 계수를 보인다. 이러한 물질별 광 흡수 계수의 차이를 이용하여 최적의 광 흡수 계수를 보이는 광 파장을 구별해 냄으로써, 주변 배경과 보고자 하는 인체의 생리학적 변화를 구별할 수 있다.

[7] 인체 조직 내에서의 광 흡수 계수를 이용한 광 음향 영상화 기법에서는 각 광 파장에 따라 변하는 변화를 이용하여 인체 내의 생리학적 변화를 영상화할 수 있다. 한편, 모든 조직들이 특정 광 파장에서 최적으로 반응하지만 다른 조직을 영상화하고 싶을 때도 최적은 아니지만 반응할 수 있다. 즉, 모든 광 흡수 계수는 완벽하게 구분될 수 없으므로 선택적인 배경 구별을 위한 방법 및 장치가 필요한 실정이다.

[8] 뿐만 아니라, 유방 및 갑상선 조직 내 석회화 현상은 암의 조기진단에 있어서 중요한 단서가 된다. 즉, 마이크로 스케일의 석회화 현상은 암 발생의 지시자 역할을 하고 있어, 사전에 석회화 조직을 검출하는 것이 매우 중요하다.

[9] 유방암 및 갑상선 암의 조기 진단은 맘모그라피(Mammography)로 석회화를 확인하거나, 초음파 영상 및 생검(biopsy)을 실시하여 양성 또는 악성을 검증하게 된다.

[10] 이러한 방법의 단점을 살펴보면, 맘모그라피의 경우 인체에 과도하게 X-ray를 조사하게 되고, 압박에 의한 고통을 환자에게 주게 되며, 실시간 영상화가

어렵고, 특히 갑상선에는 적용하기 어렵다.

[11] 한편, 초음파 영상의 경우에는 실시간으로 영상을 제공할 수 있는 비방사선 영상화 방법이고, 환자들에게 압박과 같은 불편함을 주지 않지만, 콘트라스트가 낮고 영상에 노이즈가 많기 때문에 식별성이 떨어짐에 따라 생검용 바늘을 유도하는데 있어서, 석회화 조직이나 병변이 어디인지 정확한 확인이 어렵다는 문제점이 있었다. 따라서, 미세 석회화 조직의 영상을 더욱 강조하고 석회화 조직을 갖지 않은 영상에 대한 반응을 최소화할 수 있는 실시간 영상 기술이 필요한 실정이다.

[12]

## 발명의 상세한 설명

## 기술적 과제

[13] 따라서, 본 발명이 해결하고자 하는 첫 번째 과제는 광 파장을 변화시켜 가면서 취득한 광 음향 영상을 분석하여 영상에 대해 인덱스를 부여하고, 이를 통하여 배경 신호와 구하고자 하는 신호를 구분할 수 있는 관심 조직을 구별하는 방법을 제공하는 것이다.

[14] 본 발명이 해결하고자 하는 두 번째 과제는 사용자는 관찰하고자 하는 대상만을 더 높은 대조 해상도로 구현할 수 있는 관심 조직을 구별하는 장치를 제공하는 것이다.

[15] 더불어, 본 발명이 해결하고자 하는 세 번째 과제는 신체 내부의 석회화 조직과 주변 조직 간의 구분을 쉽게 할 수 있는 실시간 광음향 영상 생성 방법을 제공하는 것이다.

[16] 본 발명이 해결하고자 하는 네 번째 과제는 맘모그라피에서도 관찰이 안 되는 임상적으로 의미 없는 석회화 조직과 의미 있는 석회화 조직을 구분할 수 있는 광음향 영상 생성 장치를 제공하는 것이다.

[17] 또한, 상기된 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공하는데 있다.

[18]

## 과제 해결 수단

[19] 본 발명은 상기 첫 번째 과제를 달성하기 위한 제1 실시 예로서, 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하는 단계; 상기 각 픽셀에 대응하는 강도가 가장 큰 영상에 대응하는 인덱스를 각 픽셀에 대응시키는 단계; 상기 관심 조직이 흡수하는 파장을 고려하여 상기 각 픽셀에 대응하는 시그널 웨이트를 생성하는 단계; 및 상기 생성된 각 픽셀별 시그널 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성하는 단계를 포함하는 관심 조직을 구별하는 방법을 제공한다.

[20] 본 발명의 일 실시 예에 의하면, 상기 관심 조직의 광 흡수 계수와 주변 조직의

광 흡수 계수가 가장 많이 차이 나는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트를 가장 큰 값으로 할 수 있다.

[21] 즉, 상기 관심 조직에서 가장 많은 광 에너지를 흡수하는 파장의 인덱스가 아니더라도 상기 관심 조직의 광 흡수 계수와 주변 조직의 광 흡수 계수 간에 가장 큰 차이가 나는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트를 가장 큰 값으로 하는 것이다.

[22] 본 발명의 다른 실시 예에 의하면, 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트를 가장 큰 값으로 할 수 있다.

[23] 또한, 상기 관심 조직이 2번째로 많이 흡수하는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트를 0보다 크고, 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트보다 작게 설정할 수 있다.

[24] 본 발명은 상기 첫 번째 과제를 달성하기 위한 제2 실시 예로서, 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하는 단계; 상기 각 픽셀에 대응하는 강도의 최대값과 최소값의 비율을 이용하여 각 픽셀별로 적용할 최대최소비 변환 웨이트를 생성하는 단계; 및 상기 생성된 최대최소비 변환 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 파장에 따라 일정 수준 이상의 변화를 보이는 픽셀을 추출하는 단계를 포함한다.

[25] 즉, 파장에 따라 일정 수준 이상의 변화를 보이지 않는 픽셀들은 배경으로 볼 수 있으며, 파장에 따라 일정 수준 이상의 변화를 보이는 픽셀들 중에 상기 관심 조직의 픽셀들이 포함되어 있을 것이다.

[26] 따라서, 상기 최대값과 상기 최소값의 차이가 일정 값 이상인 경우는 최대최소비 변환 웨이트의 최대값을 부여하고, 상기 최대값과 상기 최소값의 차이가 일정 값 이하인 경우는 최대최소비 변환 웨이트의 최소값을 부여할 수 있다.

[27] 광 파장을 변화시키면서 각 픽셀의 강도를 검출할 때 여러 파장들에 대해서 일정 범위 내의 강도를 나타내는 픽셀과 일정 범위 이상의 강도 차이를 나타내는 픽셀을 구분할 수 있다. 광 파장을 변화시켜가면서 취득한 각 픽셀의 최대값과 최소값의 비율을 각 픽셀에 대응시켜 최대최소 프레임을 구성하고 할 수 있으며, 최대값과 최소값의 비율을 이용하여 최대최소비 변환 웨이트 프레임을 구성하고, 일정 범위 이상의 강도 차이를 나타내는 픽셀을 검출해 냄으로써 관심 조직과 배경을 구분할 수 있다.

[28] 본 발명은 상기 첫 번째 과제를 달성하기 위한 제3 실시 예로서, 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하는 단계; 상기 각 픽셀에 대응하는 강도가 가장 큰 영상에 대응하는 인덱스를 각 픽셀에 대응시키는 단계; 상기 관심 조직이 흡수하는 파장을 고려하여 상기 각 픽셀에 대응하는 시그널 웨이트를 생성하는 단계; 상기 각 픽셀에 대응하는 강도의 최대값과 최소값의 비율을 이용하여 각 픽셀별로 적용할 최대최소비 변환 웨이트를 생성하는 단계;

상기 시그널 웨이트와 상기 최대최소비 변환 웨이트를 이용하여 최종 웨이트를 생성하는 단계; 및 상기 생성된 각 픽셀별 최종 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 상기 관심 조직의 픽셀을 추출하는 단계를 포함하는 관심 조직을 구별하는 방법을 제공한다.

[29] 본 발명은 상기 두 번째 과제를 달성하기 위한 제1 실시 예로서, 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하는 픽셀 강도 검출부; 상기 각 픽셀에 대응하는 강도가 가장 큰 영상에 대응하는 인덱스를 각 픽셀에 대응시켜 인덱스 프레임을 생성하는 인덱스 프레임 생성부; 상기 관심 조직이 흡수하는 파장을 고려하여 상기 각 픽셀에 대응하는 시그널 웨이트를 생성하는 시그널 웨이트 생성부; 및 상기 생성된 각 픽셀별 시그널 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성하는 웨이트 적용부를 포함하는 관심 조직을 구별하는 장치를 제공한다.

[30] 본 발명은 상기 두 번째 과제를 달성하기 위한 제2 실시 예로서, 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하는 픽셀 강도 검출부; 상기 각 픽셀에 대응하는 강도의 최대값과 최소값의 비율마다의 각 픽셀별 최대최소비 변환 웨이트를 생성하는 최대최소비 변환 웨이트 생성부; 및 상기 생성된 최대최소비 변환 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성하는 웨이트 적용부를 포함하는 관심 조직을 구별하는 장치를 제공한다.

[31] 본 발명은 상기 두 번째 과제를 달성하기 위한 제3 실시 예로서, 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하는 픽셀 강도 검출부; 상기 각 픽셀에 대응하는 강도가 가장 큰 영상에 대응하는 인덱스를 각 픽셀에 대응시켜 인덱스 프레임을 생성하는 인덱스 프레임 생성부; 상기 관심 조직이 흡수하는 파장을 고려하여 상기 각 픽셀에 대응하는 시그널 웨이트를 생성하는 시그널 웨이트 생성부; 상기 각 픽셀에 대응하는 강도의 최대값과 최소값의 비율을 이용하여 각 픽셀별로 적용할 최대최소비 변환 웨이트를 생성하는 최대최소비 변환 웨이트 생성부; 상기 시그널 웨이트와 상기 최대최소비 변환 웨이트를 이용하여 최종 웨이트를 생성하여 웨이트 프레임을 생성하는 웨이트 프레임 생성부 단계; 및 상기 생성된 각 픽셀별 최종 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성하는 웨이트 적용부를 포함하는 관심 조직을 구별하는 장치를 제공한다.

[32] 상기 다른 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명은 상기된 관심 조직을 구별하는 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공한다.

[33] 본 발명은 상기 세 번째 과제를 달성하기 위하여, 특정 파장을 갖는 광 에너지를 석회화 조직이 포함된 대상체로 인가하는 단계; 상기 대상체에서 발생한 광음향

신호를 수신하는 단계; 및 상기 수신된 광음향 신호로부터 상기 석회화 조직의 광음향 영상을 생성하는 단계를 포함하는 광음향 영상 생성 방법을 제공한다.

[34] 본 발명의 일 실시 예에 의하면, 상기 특정 파장이 680 nm 부터 710 nm 대역에 있는 경우, 상기 석회화 조직이 주변 생체 조직보다 큰 크기의 광음향 신호를 발생하는 것을 이용하여 상기 석회화 조직의 광음향 영상을 생성할 수 있다.

[35] 본 발명의 다른 실시 예에 의하면, 두 개의 다른 파장을 갖는 광 에너지를 상기 대상체에 인가하고, 상기 대상체에서 발생되는 광음향 신호 각각을 이용하여 석회화 조직을 영상화할 수 있다.

[36] 이때, 한 개의 파장은 680 nm 부터 710 nm 파장 대역에 존재하고, 다른 한 개의 파장은 주변 생체 조직의 광흡수 계수에 따라 달라지는 것이 바람직하다.

[37] 또한, 상기 대상체에서 발생되는 광음향 신호 각각의 크기를 비교하여 석회화 조직이 아닌 주변 영상을 제거하거나, 석회화 조직 영상을 강화할 수 있다.

[38] 본 발명의 또 다른 실시 예에 의하면, 680 nm 부터 710 nm 파장 대역에 속하는 광 에너지를 상기 대상체에 인가하고, 상기 대상체에서 발생되는 광음향 신호의 크기와 800 nm 부터 1000 nm파장 대역에 속하는 광 에너지를 상기 대상체에 인가하고, 상기 대상체에서 발생되는 광음향 신호의 크기의 비율을 고려하여 석회화 조직을 구분할 수 있다.

[39] 또한, 미세 석회화 반응(Calcification-active) 파장 대역에 대한 제1 광음향 신호를 측정하는 단계; 미세 석회화 미반응(Calcification-inactive) 파장 대역에 대한 제2 광음향 신호를 측정하는 단계; 및 상기 제1 광음향 신호가 상기 제2 광음향 신호보다 크면 상기 제1 광음향 신호를 강화하고, 상기 제1 광음향 신호가 상기 제2 광음향 신호보다 작으면, 상기 제2 광음향 신호를 제거하는 단계를 포함할 수 있다.

[40] 또한, 미세 석회화 반응(Calcification-active) 파장 대역에 대한 제1 광음향 신호를 측정하는 단계; 미세 석회화 미반응(Calcification-inactive) 파장 대역에 대한 제2 광음향 신호를 측정하는 단계; 및 상기 제1 광음향 신호로부터 생성된 제1 영상과 상기 제2 광음향 신호로부터 생성된 제2 영상을 비교하여, 동시에 나타난 신호는 제거하고 상기 제1 영상에만 나타난 신호를 이용하여 상기 석회화 조직의 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[41] 본 발명은 상기 네 번째 과제를 달성하기 위하여, 대상체에서 발생되는 광음향 신호를 수신하는 광음향 신호 수신부; 및 상기 수신된 광음향 신호로부터 상기 대상체에 포함된 석회화 조직의 광음향 영상을 생성하는 광음향 영상 생성부를 포함하는 광음향 영상 생성 장치를 제공한다.

[42] 상기 다른 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명은 상기된 광음향 영상 생성 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공한다.

[43]

## 발명의 효과

[44] 본 발명에 따르면, 광 파장을 변화시켜 가면서 취득한 광 음향 영상을 분석하여 영상에 대해 인덱스를 부여하고, 이를 통하여 배경 신호와 구하고자 하는 관심 조직의 신호를 구분할 수 있다. 또한, 본 발명에 따르면, 사용자는 관찰하고자 하는 대상만을 더 높은 대조 해상도로 구현할 수 있다. 나아가, 본 발명에 따르면, 유방 검체를 사용하여 수행된 광음향 실험의 결과 영상에서, 유방 검체, 유방 검체를 고정하기 위한 스테이플 영역, 및 검체와 레이저와의 상호작용(interaction) 영역을 서로 구분해 낼 수 있다.

[45] 또한, 본 발명에 따르면, 신체 내부의 석회화 조직과 주변 조직 간의 구분을 쉽게 할 수 있다. 또한, 본 발명에 따르면, 맘모그라피에서도 관찰이 안 되는 임상적으로 의미 없는 석회화 조직과 의미 있는 석회화 조직을 구분할 수 있다. 나아가, 본 발명에 따르면, 유방 및 갑상선 조직 내의 마이크로 스케일의 석회화 현상을 실시간으로 검출할 수 있다. 따라서, 사용자에게 미세 석회화 조직에 대한 정확한 정보를 제공할 수 있음에 따라 더욱 정확한 침 생검(Needle biopsy)을 유도(guidance)할 수 있으며, 암 조기진단에서 항상 문제가 되어온 긍정 오류(False Positive) 문제에 있어 더욱 정교하고 신뢰성 있는 진단이 가능하다.

[46]

## 도면의 간단한 설명

[47] 도 1은 인체 조직 내에서의 광 흡수 계수를 보여준다.

[48] 도 2는 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 관심 조직을 구별하는 장치의 구성도이다.

[49] 도 3은 본 발명의 실시 예에 따라 인덱스 프레임, 시그널 웨이트 프레임, 최대최소비 변환 웨이트 프레임 및 최종 웨이트 프레임을 생성하는 과정을 도시한 것이다.

[50] 도 4는 미세 석회화를 포함한 유방 생검 조직에 대한 광음향 영상과 이에 대한 웨이트 프레임, 그리고 이를 통한 마스킹 후 영상 LPF (median filtering)을 취한 결과를 각각 도시한 것이다.

[51] 도 5는 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 관심 조직을 구별하는 방법의 흐름도이다.

[52] 도 6은 본 발명의 바람직한 다른 실시 예에 따른 관심 조직을 구별하는 방법의 흐름도이다.

[53] 도 7은 인덱스 프레임에서의 인덱스에 대응하는 색을 각 픽셀에 대응시켜 생성한 인덱스 프레임을 나타낸 것이다.

[54] 도 8은 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 광음향 영상 장치(photoacoustic imaging, PAI)의 구성도이다.

[55] 도 9는 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 광음향 영상 방법의 흐름도이다.

[56] 도 10은 도 9에 도시된 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 광음향 영상

방법의 510 단계와 520 단계의 세부 흐름도이다.

[57] 도 11은 생체 조직 시편에 대한 생체 외부 실험 결과를 도시한 것이다.

[58] 도 12는 레이저의 파장에 따라 발생된 광음향 신호의 크기 및 미세 석회화 반응 파장 구간 및 미반응 파장 구간을 도시한 것이다.

[59] 도 13은 각 조직별로 레이저 파장과 광흡수 계수($\mu_a$)와의 관계를 도시한 것이다.

[60] 도 14는 파장이 690 nm 인 레이저를 대상체에 인가하였을 때의 광음향 영상과, 파장이 800 nm 인 레이저를 대상체에 인가하였을 때의 광음향 영상을 비교한 것이다.

[61]

## 발명의 실시를 위한 최선의 형태

[62] 본 발명에 관한 구체적인 내용의 설명에 앞서 이해의 편의를 위해 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안의 개요 혹은 기술적 사상의 핵심을 우선 제시한다.

[63] 본 발명의 일 실시 예에 따른 관심 조직을 구별하는 방법은 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하는 단계; 상기 각 픽셀에 대응하는 강도가 가장 큰 영상에 대응하는 인덱스를 각 픽셀에 대응시키는 단계; 상기 관심 조직이 흡수하는 파장을 고려하여 상기 각 픽셀에 대응하는 시그널 웨이트를 생성하는 단계; 및 상기 생성된 각 픽셀별 시그널 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성하는 단계를 포함한다.

[64] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 용이하게 실시할 수 있는 바람직한 실시 예를 상세히 설명한다. 그러나 이들 실시 예는 본 발명을 보다 구체적으로 설명하기 위한 것으로, 본 발명의 범위가 이에 의하여 제한되지 않는다는 것은 당업계의 통상의 지식을 가진 자에게 자명할 것이다.

[65] 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안을 명확하게 하기 위한 발명의 구성을 본 발명의 바람직한 실시 예에 근거하여 첨부 도면을 참조하여 상세히 설명하되, 도면의 구성요소들에 참조번호를 부여함에 있어서 동일 구성요소에 대해서는 비록 다른 도면상에 있더라도 동일 참조번호를 부여하였으며 당해 도면에 대한 설명시 필요한 경우 다른 도면의 구성요소를 인용할 수 있음을 미리 밝혀둔다. 아울러 본 발명의 바람직한 실시 예에 대한 동작 원리를 상세하게 설명함에 있어 본 발명과 관련된 공지 기능 혹은 구성에 대한 구체적인 설명 그리고 그 이외의 제반 사항이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우, 그 상세한 설명을 생략한다.

[66] 덧붙여, 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 '연결'되어 있다고 할때, 이는 '직접적으로 연결'되어 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 '간접적으로 연결'되어 있는 경우도 포함한다. 본 명세서에서,

단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprises)" 또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소, 단계, 동작, 또는 소자 외에 하나 이상의 다른 구성요소, 단계, 동작, 또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.

[67] 본 발명에서는 도 1에 도시된 바와 같이 보고자 하는 관심 조직의 광 파장에 따른 반응 정도의 변화를 알고 있다고 가정한다.

[68] 도 2는 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 관심 조직을 구별하는 장치의 구성도이다.

[69] 도 2를 참조하면, 본 실시 예에 따른 관심 조직을 구별하는 장치는 픽셀 강도 검출부(110), 인덱스 프레임 생성부(120), 시그널 웨이트 생성부(130), 최대최소비 변환 웨이트 생성부(140), 웨이트 프레임 생성부(150), 웨이트 적용부(160) 및 필터링부(170)로 구성된다.

[70] 픽셀 강도 검출부(110)는 파장별로 획득한 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하고, 파장별로 영상 프레임을 생성한다. 이때, 상기 영상 프레임은 각 픽셀마다 강도가 대응되어 있는 영상 프레임인 것이 바람직하다.

[71] 한편, 픽셀 강도 검출부(110)가 영상 프레임을 생성하기 위하여 이용하는 영상은 각 파장에 대해 취득한 광 음향 신호에 대해 빔 집속을 수행하여 포락선 검출된(Envelope detected) 크기(Magnitude) 신호가 될 수 있으며, 또한 충분히 조절된 동적 범위(Dynamic range)를 갖는 백엔드 처리된 영상(Back-end processed image)이 될 수 있다. 크기 신호를 가지고 영상 프레임을 생성할 경우 설정된 ROI(region of interest)에 따라 처리할 데이터 양이 많을 수 있지만 더 안정한 성능을 보이며, 백엔드 처리된 영상을 가지고 수행할 경우에는 ROI에 따라 더 적은 데이터 양만을 가지고 수행될 수 있지만, 설정된 동적 범위에 따라 배경 구별 성능이 떨어질 수 있다.

[72] 인덱스 프레임 생성부(120)는 픽셀 강도 검출부(110)에서 생성된 영상 프레임들의 각 픽셀에 대응하는 강도가 가장 큰 영상 프레임의 인덱스를 각 픽셀에 대응시킨 인덱스 프레임을 생성한다. 이때, 파장마다 인덱스가 대응되어 있으며, 영상 프레임의 인덱스와 파장의 인덱스는 동일한 것이 바람직하다.

[73] 인덱스 프레임 생성부(120)는 픽셀 강도 검출부(110)에서 생성된 영상 프레임들의 픽셀마다 최적 광 흡수 계수에 대응하는 인덱스를 생성한다.

[74] 관심 조직을 가장 잘 나타내는 파장 구간 N개를 임의로 설정하는 경우 수학식으로 표현하면 다음과 같다.

[75] 수학식 1

$$\lambda = [\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \cdots, \lambda_N]$$

[76] 파장 구간 N개에 대하여 인덱스가 1, 2, 3, .....N이 부여된다.

[77] 시그널 웨이트 생성부(130)는 인덱스 프레임 생성부(120)가 생성한 인덱스 프레임에 포함된 인덱스 중에서 부각시키고 인덱스에 대해서는 큰 시그널 웨이트를, 구별하고 싶을 때에는 작은 시그널 웨이트를 적용하여 픽셀별 시그널

웨이트 프레임을 구성한다.

[78] 일 실시 예로서, 시그널 웨이트 생성부(130)는 관심 조직의 광 흡수 계수와 주변 조직의 광 흡수 계수가 가장 많이 차이나는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트를 가장 큰 값으로 할 수 있다.

[79] 즉, 상기 관심 조직에서 가장 많은 광 에너지를 흡수하는 파장의 인덱스가 아니더라도 상기 관심 조직의 광 흡수 계수와 주변 조직의 광 흡수 계수의 차이가 최대가 되는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트를 가장 큰 값으로 하는 것이다.

[80] 다른 실시 예로서, 시그널 웨이트 생성부(130)는 인덱스 프레임 생성부(120)가 생성한 인덱스 프레임에 포함된 인덱스들 중에서 관심 조직에 가장 많이 흡수되는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 웨이트를 1로 하고, 그 밖의 다른 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 웨이트를 0 이상 1 미만의 값으로 정한다. 이때, 상기 관심 조직의 광 흡수 계수와 주변 조직의 광 흡수 계수가 가장 많이 차이나는 파장은 도 1에 도시한 바와 같이 알고 있다는 것을 가정한다.

[81] 예를 들면, 도 1에 도시된 파장별 광 흡수 계수에서 2개 이상의 파장에서 큰 광 흡수 계수를 나타내는 조직의 경우 가장 큰 광 흡수 계수를 나타내는 파장에 대응하는 인덱스에 대응하는 픽셀의 웨이트를 1로 하고, 다음으로 큰 광 흡수 계수를 나타내는 파장에 대응하는 인덱스에 대응하는 픽셀의 웨이트를 1/2로 할 수 있다.

[82] 한편, 상기 관심 조직의 광 흡수 계수와 주변 조직의 광 흡수 계수가 가장 많이 차이 나는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 웨이트를 0으로 하고, 그 밖의 다른 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 웨이트를 0 초과 1 이하의 값으로 정하는 것도 가능하나, 시그널 웨이트를 결정하는 방법은 이에 한정되지 않는다.

[83] 관심 조직에 가장 많이 흡수되는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 웨이트를 1로 하는 경우는 관심 조직 영상이 배경 조직 영상의 비하여 더 큰 강도를 갖게 되는 반면, 관심 조직에 가장 많이 흡수되는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 웨이트를 0으로 하는 경우는 배경 조직의 영상이 관심 조직의 영상에 비하여 더 큰 강도를 갖게 될 것이다. 따라서, 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 웨이트의 적절한 조정을 통해 최적의 관심 조직과 배경 조직의 구별을 용이하게 할 수 있다.

[84] 최대최소비 변환 웨이트 생성부(140)는 각 픽셀에서의 최소값과 최대값의 비율을 이용하여 최대최소비 변환 웨이트를 정함으로써, 최대최소비 변환 웨이트 프레임을 구성한다.

[85] 최대최소비 변환 웨이트 생성부(140)는 픽셀 강도 검출부(110)에서 생성된 영상 프레임들 중에서 각 픽셀에 대응하는 강도의 최대값과 최소값을 각 픽셀별로 추출한 다음, 최대값과 최소값의 차이에 따라 0 이상 1 이하의 최대최소비 변환 웨이트를 생성한다.

[86] 예를 들어, 최대값과 최소값의 차이가 큰 경우 관심 조직의 픽셀이라고 판단할

수 있다면 최대최소비 변환 웨이트의 최대값을 부여하고, 최대값과 최소값의 차이가 작은 경우 배경이라고 판단할 수 있다면 최대최소비 변환 웨이트의 최소값을 부여할 수 있다. 한편, 관심 조직 또는 배경이 아닌 다른 조직의 픽셀에 대해서는 0과 1 사이의 최대최소비 변환 웨이트를 부여하는 것이 바람직하다.

[87] 최대최소비 변환 웨이트 생성부(140)는 모든 파장에 대해 강도가 작게 변하는 신호(static signal)를 구별하기 위하여 최대최소비 변환 웨이트를 0으로 설정할 수 있으며, 최대최소비 변환 웨이트를 1로 설정하여 배경 영상을 관심 조직 영상보다 부각시킬 수도 있다. 관찰하고자 하는 조직이 무엇이냐에 따라 배경만 남길 수도 있으며, 인덱스 프레임 생성부(120)의 구성을 어떻게 설정하느냐에 따라 최소 반응을 보이는 부분을 찾을 수 있도록 변형이 가능할 것이다.

[88] 웨이트 프레임 생성부(150)는 시그널 웨이트 생성부(130)의 시그널 웨이트와 최대최소비 변환 웨이트 생성부(140)의 최대최소비 변환 웨이트를 이용하여 최종 웨이트를 생성한다. 일 례로서, 시그널 웨이트 생성부(130)의 시그널 웨이트와 최대최소비 변환 웨이트 생성부(140)의 최대최소비 변환 웨이트를 대응하는 각 픽셀별로 곱셈하여 최종 웨이트를 생성할 수 있다.

[89] 결과적으로 인덱스 프레임에서 구한 시그널 웨이트 프레임과, 각 픽셀별 강도의 최대값과 최소값으로부터 구한 최대최소비 변환 웨이트 프레임을 이용하여 최종 웨이트 프레임을 구성한다.

[90] 웨이트 적용부(160)는 웨이트 프레임 생성부(150)에서 생성된 웨이트를 관심 조직의 가장 큰 광 흡수 계수에 대응하는 파장으로부터 생성된 영상 프레임에 적용한다. 웨이트를 영상 프레임에 적용한 결과, 배경 영상은 어둡게 되고, 관심 조직의 영상은 밝게 된다.

[91] 즉, 웨이트 적용부(160)는 최적 파장으로 구성한 영상 프레임에 웨이트 프레임 생성부(150)가 생성한 웨이트를 이용하여 마스킹(masking)을 수행함으로써, 배경을 구별한다. 결과적으로 광 음향 영상 기법에서 특정 조직의 광의 파장 변화에 따른 반응을 분석하여 해당 조직에 대해 고 대조도 영상을 제공할 수 있다.

[92] 필터링부(170)는 웨이트 적용부(160)에서 출력된 영상 프레임에 대하여 필터링을 수행하여 노이즈를 제거한다. 필터링부(170)는 웨이트 적용부(160)가 출력한 영상 프레임과 초음파 영상의 조합도와 영상의 질을 향상시키기 위해 영상 프레임에 대하여 2-D LPF를 수행한다.

[93] 도 3은 본 발명의 실시 예에 따라 인덱스 프레임, 시그널 웨이트 프레임, 최대최소비 변환 웨이트 프레임 및 최종 웨이트 프레임을 생성하는 과정을 도시한 것이다.

[94] 도 2와 도 3(a)를 참조하면, 픽셀 강도 검출부(110)가 파장별로 획득한 영상 프레임들이 영상 프레임1, 영상 프레임2, 영상 프레임3, 영상 프레임4로 표현되어 있다.

[95] 상기 영상 프레임들로부터 인덱스 프레임 생성부(120)는 각 픽셀에 대응하는

강도가 가장 큰 영상 프레임의 인덱스를 각 픽셀에 대응시킨 인덱스 프레임을 생성한다. 시그널 웨이트 생성부(130)는 상기 인덱스 프레임을 이용하여 시그널 웨이트 변환을 통해 시그널 웨이트 프레임을 생성한다.

[96] 예를 들어, 최적의 파장에 대응하는 인덱스가 3이고, 인덱스 1에 대응하는 파장이 관심 조직에 대하여 최적 파장 다음 크기의 강도가 있다고 할 때, 시그널 웨이트 변환이 이루어지는 방법은 다음과 같다. 즉, 인덱스가 3인 픽셀에 대해서는 시그널 웨이트를 1로 할당하고, 인덱스가 2인 픽셀에 대해서는 0.5를 할당하며, 그 밖의 다른 픽셀에 대해서는 0으로 할당한다.

[97] 한편, 픽셀 강도 검출부(110)가 파장별로 획득한 영상 프레임들로부터 최대최소비 변환 웨이트 생성부(140)는 각 픽셀에서의 최소값과 최대값의 비율을 생성하고, 이 비율로부터 최대최소비 변환 웨이트를 생성한다. 최대최소비 변환 웨이트의 변환방법은 다음과 같이 이루어질 수 있다. 예를 들어, 최대값/최소값 비율이 1에 가까운 픽셀에 대해서는 0을 부여하고, 최대값/최소값 비율이 0에 가까운 픽셀에 대해서는 1을 부여하는 것이다. 도 3에서 최대값/최소값 비율이 4/3 이상인 경우는 0을 부여하고, 4/3과 4/2 사이인 경우에는 0.5를 부여하며, 4/2 미만인 경우에는 1을 부여하고 있다.

[98] 다음으로, 웨이트 프레임 생성부(150)는 시그널 웨이트 생성부(130)의 시그널 웨이트와 최대최소비 변환 웨이트 생성부(140)의 최대최소비 변환 웨이트를 이용하여 최종 웨이트를 생성한다. 웨이트 프레임과 시그널 웨이트 프레임의 각 픽셀별로 곱한 결과 웨이트 프레임이 생성됨을 확인할 수 있다.

[99] 마지막으로, 도 3(b)를 참조하면, 웨이트 적용부(160)는 최적 파장에 대응하는 영상 프레임3에 상기 웨이트 프레임을 픽셀별로 곱함으로써, 배경이 구별된 영상 프레임을 생성하게 된다.

[100] 도 4는 미세 석회화를 포함한 유방 생검 조직에 대한 광음향 영상과 이에 대한 웨이트 프레임, 그리고 이를 통한 마스킹 후 영상 LPF (median filtering)을 취한 결과를 각각 도시한 것이다.

[101] 도 4(a)는 미세 석회화를 포함한 유방 생검 조직에 대한 광음향 영상이고, 도 4(b)는 미세 석회화를 포함한 유방 생검 조직에 대한 웨이트 프레임이며, 도 4(c)는 마스킹 후 영상 LPF (median filtering)을 취한 결과이다.

[102] 영상은 Surelite OPO system (Continuum, USA)로 19mJ/cm$^2$의 광 에너지를 인가한 후 연구 패키지 SonixDAQ를 장착한 SonixTouch (Ultrasonix, Canada)로 실험하여 얻은 영상이다. 파장은 680 nm부터 750 nm 까지는 10 nm씩 바꿔가면서, 그리고 800 nm부터 1000 nm까지는 50 nm씩 바꿔가면서 실험을 진행하였다. 미세석회화를 포함한 유방 생검 조직은 스테이플러(stapler)를 통해 고정되었으며, 스테이플러는 대부분 800~1000 nm에서 최적 파장을 갖는다.

[103] 인덱스 프레임으로부터 시그널 웨이트 프레임을 생성할 때, 미세 석회화의 최적 파장인 700 nm에서 최적 파장을 갖는 인덱스 2에 16의 웨이트를 주었으며 나머지는 0으로 하였다. 최대최소비 변환 웨이트 프레임은 최대값/최소값이

1보다 작으면 0으로 마스킹하도록 하였다.

[104] 도 5는 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 관심 조직을 구별하는 방법의 흐름도이다.

[105] 도 5를 참조하면, 본 실시 예에 따른 관심 조직을 구별하는 방법은 도 2에 도시된 관심 조직을 구별하는 장치에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하 생략된 내용이라 하더라도 도 2에 도시된 관심 조직을 구별하는 장치에 관하여 이상에서 기술된 내용은 본 실시 예에 따른 관심 조직을 구별하는 방법에도 적용된다.

[106] 200 단계에서 관심 조직을 구별하는 장치는 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출한다. 검출한 픽셀별 강도를 이용하여 파장별로 영상 프레임을 생성하는 것이 바람직하다. 이때, 영상 프레임은 각 픽셀마다 강도가 대응되어 있는 영상 프레임인 것이 바람직하다.

[107] 210 단계에서 관심 조직을 구별하는 장치는 상기 각 픽셀에 대응하는 강도가 가장 큰 영상에 대응하는 인덱스를 각 픽셀에 대응시킨다. 이때, 파장마다 인덱스가 대응되어 있으며, 영상 또는 영상 프레임의 인덱스와 파장의 인덱스는 동일한 것이 바람직하다.

[108] 220 단계에서 관심 조직을 구별하는 장치는 상기 관심 조직이 흡수하는 파장을 고려하여 상기 각 픽셀에 대응하는 시그널 웨이트를 생성한다.

[109] 이때, 상기 관심 조직의 광 흡수 계수와 주변 조직의 광 흡수 계수가 가장 많이 차이가 나는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트를 가장 큰 값으로 하는 것이 바람직하다.

[110] 다른 예로서, 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트를 가장 큰 값으로 하는 것이 바람직하다. 또한, 상기 관심 조직이 2번째로 많이 흡수하는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트를 0보다 크고, 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트보다 작게 설정할 수 있다.

[111] 230 단계에서 관심 조직을 구별하는 장치는 상기 생성된 각 픽셀별 시그널 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성한다.

[112] 도 6은 본 발명의 바람직한 다른 실시 예에 따른 관심 조직을 구별하는 방법의 흐름도이다.

[113] 도 6을 참조하면, 본 실시 예에 따른 관심 조직을 구별하는 방법은 도 2에 도시된 관심 조직을 구별하는 장치에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하 생략된 내용이라 하더라도 도 2에 도시된 관심 조직을 구별하는 장치에 관하여 이상에서 기술된 내용은 본 실시 예에 따른 관심 조직을 구별하는 방법에도 적용된다.

[114] 300 단계에서 관심 조직을 구별하는 장치는 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출한다.

[115] 310 단계에서 관심 조직을 구별하는 장치는 상기 각 픽셀에 대응하는 강도의 최대값과 최소값의 비율을 이용하여 각 픽셀별로 적용할 최대최소비 변환 웨이트를 생성한다.

[116] 보다 상세하게는 각 픽셀에 대응하는 강도의 최대값과 최소값을 각 픽셀별로 추출한 다음, 최대값과 최소값의 차이에 따라 0 이상 1 이하의 최대최소비 변환 웨이트를 생성한다. 예를 들어, 최대값과 최소값의 차이가 큰 경우 관심 조직의 픽셀이라고 판단할 수 있다면 최대최소비 변환 웨이트의 최대값을 부여하고, 최대값과 최소값의 차이가 작은 경우 배경이라고 판단할 수 있다면 최대최소비 변환 웨이트의 최소값을 부여할 수 있다. 한편, 관심 조직 또는 배경이 아닌 픽셀에 대해서는 0과 1 사이의 최대최소비 변환 웨이트를 부여하는 것이 바람직하다.

[117] 320 단계에서 관심 조직을 구별하는 장치는 상기 생성된 최대최소비 변환 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성한다.

[118] 도 7은 인덱스 프레임에서의 인덱스에 대응하는 색을 각 픽셀에 대응시켜 생성한 인덱스 프레임을 나타낸 것이다.

[119] 도 8은 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 광음향 영상 장치(photoacoustic imaging, PAI)의 구성도이다.

[120] 도 8을 참조하면, 본 실시 예에 따른 광음향 영상 장치는 레이저 인가부(400), 광음향 신호 수신부(405), 광음향 영상 생성부(425)), 초음파 영상 생성부(430), 및 영상 출력부(440)로 구성된다. 광음향 영상 생성부(425)는 석회화 조직 판단부(410) 및 광음향 영상 후처리부(420)를 포함하여 구성된다.

[121] 레이저 인가부(400)는 레이저를 관찰하고자 하는 대상체에 인가한다.

[122] 광음향 신호 수신부(405)는 레이저가 대상체에 인가된 후 발생하는 광음향 신호를 수신한다.

[123] 석회화 조직 판단부(410)는 레이저의 파장에 따른 광음향 신호의 크기를 비교하여 석회화 조직인지 주변 조직인지 여부를 판단한다.

[124] 광음향 영상 후처리부(420)는 석회화 조직으로 판단된 영상을 강조하고, 주변 조직이라고 판단된 영상을 제거한다.

[125] 초음파 영상 생성부(430)는 광음향 신호 수신부(400)로부터 수신한 광음향 신호를 이용하여 초음파 영상을 생성한다.

[126] 영상 출력부(440)는 광음향 영상 후처리부(420)에서 후처리된 영상을 출력하거나, 상기 후처리된 영상과 초음파 영상 생성부(430)에서 생성된 초음파 영상을 동시에 출력한다.

[127] 도 9는 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 광음향 영상 방법의 흐름도이다.

[128] 도 9를 참조하면, 본 실시 예에 따른 광음향 영상 방법은 도 8에 도시된 광음향 영상 장치에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하 생략된 내용이라 하더라도 도 8에 도시된 광음향 영상 장치에 관하여 이상에서 기술된

내용은 본 실시 예에 따른 광음향 영상 방법에도 적용된다.

[129] 500 단계에서 광음향 영상 장치는 특정 파장을 갖는 광 에너지를 석회화 조직이 포함된 대상체로 인가한다.

[130] 510 단계에서 광음향 영상 장치는 상기 대상체에서 발생되는 광음향 신호를 수신한다.

[131] 520 단계에서 광음향 영상 장치는 수신된 광음향 신호로부터 석회화 조직의 광음향 영상을 생성한다.

[132] 도 10은 도 9에 도시된 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 광음향 영상 방법의 510 단계와 520 단계의 세부 흐름도이다.

[133] 600 단계에서 광음향 영상 장치는 미세 석회화 반응(Calcification-active) 파장 대역의 에너지를 대상체에 인가하여 제1 광음향 신호를 수신한다.

[134] 이때, 미세 석회화 반응 파장 대역은 석회화 조직에서 발생되는 광음향 신호의 크기가 제1 임계값보다 클 때의 파장 대역으로 결정될 수 있다.

[135] 610 단계에서 광음향 영상 장치는 미세 석회화 미반응(Calcification-inactive) 파장 대역의 에너지를 상기 대상체에 인가하여 제2 광음향 신호를 수신한다.

[136] 이때, 미세 석회화 미반응 파장 대역은 상기 석회화 조직에서 발생되는 광음향 신호의 크기가 제2 임계값보다 작을 때의 파장 대역으로 결정될 수 있다.

[137] 620 단계에서 광음향 영상 장치는 상기 제1 광음향 신호가 상기 제2 광음향 신호보다 큰 경우인지 여부를 판단한다. 만일 상기 제1 광음향 신호가 상기 제2 광음향 신호보다 같거나 큰 경우 630 단계로 진행하고, 상기 제1 광음향 신호가 상기 제2 광음향 신호보다 작은 경우 640 단계로 진행한다.

[138] 630 단계에서 광음향 영상 장치는 상기 대상체가 석회화 조직이라고 판단하고, 상기 제1 광음향 신호를 강화한다.

[139] 640 단계에서 광음향 영상 장치는 상기 대상체가 주변 조직이라고 판단하고, 상기 제2 광음향 신호를 제거한다.

[140] 650 단계에서 광음향 영상 장치는 강화된 제1 광음향 신호와 제거된 제2 광음향 신호를 이용하여 최종 광음향 영상을 생성하는 영상 후처리를 수행한다.

[141] 도 11은 생체 조직 시편에 대한 생체 외부 실험 결과를 도시한 것이다.

[142] 도 11(a)는 초음파 영상, 도 11(b)는 광음향 영상, 도 11(c)는 광음향 영상과 초음파 영상의 융합 영상, 도 11(d)는 맘모그라피 영상을 도시한 것이다.

[143] 도 11(a)에 도시된 초음파 영상에서는 낮은 콘트라스트로 인해 미세 석회화 조직을 관찰하기 어렵다. 한편, 도 11(b)에 도시된 광음향 영상은 최적 파장의 입사 레이저에 반응하는 석회화 조직을 검출한 영상이다. 도 11(a)의 초음파 영상과는 달리 도 11(b)의 광음향 영상에서는 석회화 조직이 뚜렷하게 나타나 있다.

[144] 도 11(b)에 도시된 광음향 영상은 석회화 조직과 기존 주변 조직의 차이를 확연하게 구분해 줄 수 있으며 도 11(d)에 도시된 Mammography 영상에서 구분되는 미세 석회화 조직을 모두 구분해 낼 수 있다.

[145] 도 11(c)의 융합 영상은 초음파 영상과 광음향 영상을 겹치도록 하여 디스플레이한 것으로, 석회화 조직의 위치를 찾는데 도움을 준다.

[146] 도 12는 레이저의 파장에 따라 발생된 광음향 신호의 크기 및 미세 석회화 반응 파장 구간 및 미반응 파장 구간을 도시한 것이다.

[147] 도 12를 참조하면, 생체 외부 실험에서 미세 석회화 조직에서 발생되는 광음향 신호의 최대 크기는 레이저 파장이 680 nm에서 710 nm 사이의 범위에서 발생하고 있음을 알 수 있다.

[148] 도 12는 7개의 유방 조직 시편(specimen)에 대하여 광음향 신호가 최대로 발생되는 최적 파장을 기록하고 평균과 표준 편차를 구한 결과이다. 각 실험은 16번에 걸쳐 데이터가 수집되었다. 광음향 영상은 인가되는 광 에너지의 파장이 680 nm ~ 710 nm 일 때 최적으로 구성되었으며, 800-1000 nm 대역에서는 작은 반응을 보여 영상에서 육안으로 확인할 수 없을 만큼 신호의 크기가 작아지게 된다.

[149] 따라서, 파장 대역별로 구분된 미세 석회화 반응(Calcification-active) 파장 대역 (680-710 nm)과 미세 석회화 미반응(Calcification-inactive) 파장 대역 (800-1000 nm)의 반응을 대조하여 미세 석회화가 나타나는 형태를 확정하여 사용자에게 제공할 수 있다.

[150] 본 발명에서는 미세 석회화를 효과적으로 영상화하고 주변 조직과의 대조도를 높이기 위해서 도 5의 미세 석회화 반응(Calcification-active) 파장 대역과 미세 석회화 미반응(Calcification-inactive) 파장 대역간의 광음향 신호 발생의 정도를 대조하여 배경 영상 제거, 석회화 조직 신호 증폭 등을 수행한다.

[151] 도 13은 각 조직별로 레이저 파장과 광흡수 계수($\mu_a$)와의 관계를 도시한 것이다.

[152] 짧은 펄스의 광 에너지를 분자에 인가하고, 이에 따라 발생된 조직의 열 팽창에 의해 광음향 신호를 취득하고 이를 수신하여 영상을 취득하게 되는데, 이 과정에서 인가되는 광 에너지의 파장에 따라 반응하는 조직이 달라지며, 이를 이용하여 기능적으로 구분된 분자 영상이 가능하다. 이러한 특성을 이용하여 미세 석회화의 각 파장에 대한 반응을 대조하면 유방 및 갑상선조직 내부의 석회화된 조직과 주변 조직간의 구분이 가능하게 된다.

[153] 흡수 스펙트럼은 레이저 파장의 함수이고, 레이저의 파장별로 각 조직에서 보이는 반응이 상이하다. 각 조직에서의 파장별 광흡수 계수와의 관계가 도 6에 도시되어 있으며, 이를 이용하여 기능성 영상화가 가능하다. 즉, 혈액 내에서 산소와 결합된 헤모글로빈과 산소화 해리된 헤모글로빈과 같이 다른 분자들은 입사된 레이저에 반응하여 다른 흡수 스펙트럼 특징을 나타내기 때문에 기능성 영상화가 가능하다.

[154] 만일 피크 흡수 파장을 갖는 레이저 펄스가 방사되면, 파장에 대응하는 분자가 레이저 에너지를 최대로 흡수하게 되고, 열로 변환된다.

[155] 열 국한성(thermal confinement)으로 정의되는 흡수 에너지의 열 전달 시간보다 레이저 펄스 폭이 짧은 경우, 상기 흡수 에너지는 과도적 열탄성적 팽창을

유발하게 된다. 따라서, 초음파 형태로 검출되는 광음향 신호가 생성되어 영상화할 수 있다.

[156] 결과적으로, 광음향 영상 장치가 미세 석회화 조직을 영상화하기 위한 조건은 미세 석회화 조직의 흡수 스펙트럼 특성이 알려져야 한다는 것이다.

[157] 이러한 조건으로부터 레이저 펄스의 특정한 파장을 결정하고, 미세 석회화 조직 내의 최대 광음향 신호를 주변 조직보다 더 크게 생성할 수 있다.

[158] 본 발명에서는 미세 석회화 조직의 흡수 스펙트럼 특징을 측정하는 대신에 간접적인 방법으로 확인되는 최적의 레이저 파장을 실험을 통해 확인하였다.

[159] 680 nm부터 1000 nm 사이에서 파장을 변화시킴으로써, 환자들의 석회화 조직이 포함되어 있는 유방암 시편을 이용한 생체 외부 실험으로부터 생성되는 광음향 신호 크기를 측정할 수 있다.

[160] 목표한 분자에서 생성되는 광음향 신호의 세기는 목표한 분자에 의해 흡수된 에너지의 양에 비례한다.

[161] 총 흡수 에너지는 다음의 수학식 2와 같이 나타낼 수 있다. 따라서, 발생되는 광음향 신호의 크기는 해당 조직의 광 흡수 계수에 따라 달라진다.

[162] 수학식 2

$$\mathrm{Energy}_{\text{total absorption}} = \Gamma \mu_a F$$

[163] 여기서, Γ는 차원이 없는 그뤄나이젠 파라미터(Gruneisen parameter)이고, $\mu_a$는 광흡수 계수이며, F는 흡수체에서의 광 플루언스(fluence, J/m$^2$)를 나타낸다.

[164] 대상체가 레이저 에너지를 흡수한 후에, 광음향 신호가 생성되고, 매개체를 통해 전파되며, 다음의 수학식 3과 같이 표현될 수 있다.

[165] 수학식 3

$$\left( \nabla^2 - \frac{1}{v_s} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) p = -\frac{\Gamma}{v_s^2} \frac{\partial H}{\partial t}$$

[166] 여기서, p는 음압, $v_s$는 매질에서의 종파 속도, t는 시간, H는 단위 체적 및 단위 시간당 저장되는 열 에너지를 나타내는 히팅 함수이다.

[167] 또한, Γ는 다음의 수학식 4와 같이 표현될 수 있다.

[168] 수학식 4

$$\Gamma = \frac{\beta v_s^2}{C_p}$$

[169] 여기서, β는 매질의 체적 확장 열 계수이고, $C_p$는 일정한 음압에서의 열 용량이다.

[170] 상기 수식을 사용하여 광흡수 계수($\mu_a$)를 구하기 위해서는 F와 Γ를 일정하게 유지해야 한다. 입사 에너지 밀도가 고정되어 있다면, F를 상수로 고려할 수 있고, Γ는 방사된 레이저의 에너지를 흡수한 후에 온도가 증가하더라도 매질의

온도를 일정하게 유지함으로써, 상수로 고려될 수 있다.

[171] 그러므로, 이러한 조건 즉, 주변 온도 및 인가하는 에너지의 양을 고정하게 되면, F와 Γ가 고정되고, 목표체의 의해 흡수된 에너지의 양은 $\mu_a$에 의존적이다. 따라서, 광음향 신호의 세기는 미세 석회화 조직의 $\mu_a$에 직접적으로 비례한다. $\mu_a$는 흡수 스펙트럼의 특성을 결정하고, 간접적인 방법이 최적의 레이저 파장을 결정하기 위해 사용된다.

[172] 한편, 생성된 광음향 압력을 초음파 트랜스듀서를 통해 빔 집속한 후 최대 광음향 신호값을 기록한다. 이 경우, 여러 번 빔 집속한 후 평균과 표준편차를 이용하는 것이 바람직하다.

[173] 7개의 석회화 조직에 대한 반응을 관찰하고, 광음향 신호값의 평균 및 표준편차를 구하면, 석회화 조직은 680 nm부터 710 nm 사이에서 가장 큰 광음향 신호값을 보임을 알 수 있다.

[174] 이는 다른 피부 및 내부 생체 조직에서 낮은 반응을 갖는 파장에 대하여 광음향 신호값이 최대값을 보이는 경향성으로 실제 인체 조직 영상화에 실효성을 갖는다.

[175] 다시 도 13을 참조하면, 다른 피부 및 내부 생체 조직에서 낮은 반응을 갖는 파장 대역인 치료창(Therapeutic window)이 0.65에서 1.3 μm 파장 내에 도시되어 있다.

[176] 도 14는 파장이 690 nm 인 레이저를 대상체에 인가하였을 때의 광음향 영상과, 파장이 800 nm 인 레이저를 대상체에 인가하였을 때의 광음향 영상을 비교한 것이다.

[177] 파장이 690 nm 인 레이저를 대상체에 인가하였을 때의 광음향 영상은 시편을 고정하기 위한 고정 밴드(fixing band)와 미세 석회화 조직 4개로부터 오는 신호가 나타나있다.

[178] 반면, 파장이 800 nm 인 레이저를 대상체에 인가하였을 때의 광음향 영상은 파장이 690 nm일 때와 비교하여 고정 밴드의 신호는 변하지 않고 그대로 표현되고 있으며 미세 석회화로부터 온 신호는 4개 중 1개에서만 신호가 발생되고 있다. 이 경우 미세 석회화가 아니므로 영상에서 제거하게 된다.

[179] 690 nm 영상과 800 nm 영상에서 동시에 표현된 신호는 제거하고 나머지 3개의 미세 석회화 신호만 사용자에게 제공할 수 있다.

[180] 680 nm ~ 710 nm 대역과 비교되는 대역은 석회화 조직의 주변 조직에 따라 달라질 수 있다. 석회화 조직이 존재하는 조직 주변에서 반응하는 광음향 신호를 최대한 줄일 수 있는 파장 대역을 비교 대역으로 이용하는 것이 바람직하다.

[181] 유방 또는 갑상선의 경우 800 nm에서 1200 nm 사이에 비교 대역을 결정할 수 있다. 이때, 비교 대역의 광음향 크기가 680 nm ~ 710 nm 대역의 광음향 크기보다 50%이하인 파장 대역을 비교 대역으로 결정하는 것이 바람직하다.

[182] 본 발명의 실시 예들은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터

판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 본 발명의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[183] 이상과 같이 본 발명에서는 구체적인 구성 요소 등과 같은 특정 사항들과 한정된 실시 예 및 도면에 의해 설명되었으나 이는 본 발명의 보다 전반적인 이해를 돕기 위해서 제공된 것일 뿐, 본 발명은 상기의 실시 예에 한정되는 것은 아니며, 본 발명이 속하는 분야에서 통상적인 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다.

[184] 따라서, 본 발명의 사상은 설명된 실시 예에 국한되어 정해져서는 아니되며, 후술하는 특허청구범위뿐 아니라 이 특허청구범위와 균등하거나 등가적 변형이 있는 모든 것들은 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

# 청구범위

[청구항 1] 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하는 단계;
상기 각 픽셀에 대응하는 강도가 가장 큰 영상에 대응하는 인덱스를 각 픽셀에 대응시키는 단계;
상기 관심 조직이 흡수하는 파장을 고려하여 상기 각 픽셀에 대응하는 시그널 웨이트를 생성하는 단계; 및
상기 생성된 각 픽셀별 시그널 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 상기 관심 조직이 구별된 영상을 생성하는 단계를 포함하는 관심 조직을 구별하는 방법.

[청구항 2] 제1 항에 있어서,
상기 시그널 웨이트를 생성하는 단계는,
상기 관심 조직의 광 흡수 계수와 주변 조직의 광 흡수 계수가 가장 많이 차이 나는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트를 가장 큰 값으로 하는 것을 특징으로 하는 관심 조직을 구별하는 방법.

[청구항 3] 제1 항에 있어서,
상기 관심 조직에서 가장 많은 광 에너지를 흡수하는 파장의 인덱스가 아니더라도 상기 관심 조직의 광 흡수 계수와 주변 조직의 광 흡수 계수의 차이가 최대가 되는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트를 가장 큰 값으로 하는 것을 특징으로 하는 관심 조직을 구별하는 방법.

[청구항 4] 제1 항에 있어서,
상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트를 가장 큰 값으로 하는 것을 특징으로 하는 관심 조직을 구별하는 방법.

[청구항 5] 제1 항에 있어서,
상기 관심 조직이 2번째로 많이 흡수하는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트를 0보다 크고, 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장의 인덱스에 대응하는 픽셀의 시그널 웨이트보다 작게 설정하는 것을 특징으로 하는 관심 조직을 구별하는 방법.

[청구항 6] 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하는 단계;
상기 각 픽셀에 대응하는 강도의 최대값과 최소값의 비율을 이용하여 각 픽셀별로 적용할 최대최소비 변환 웨이트를 생성하는

단계; 및
상기 생성된 최대최소비 변환 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성하는 단계를 포함하는 관심 조직을 구별하는 방법.

[청구항 7] 제6 항에 있어서,
상기 최대값과 최소값의 차이가 일정 값 이상인 경우는 상기 관심 조직의 픽셀이라고 판단하여 최대최소비 변환 웨이트의 최대값을 부여하고, 최대값과 최소값의 차이가 일정 값 이하인 경우는 배경이라고 판단하여 최대최소비 변환 웨이트의 최소값을 부여하는 것을 특징으로 하는 관심 조직을 구별하는 방법.

[청구항 8] 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하는 단계;
상기 각 픽셀에 대응하는 강도가 가장 큰 영상에 대응하는 인덱스를 각 픽셀에 대응시키는 단계;
상기 관심 조직이 흡수하는 파장을 고려하여 상기 각 픽셀에 대응하는 시그널 웨이트를 생성하는 단계;
상기 각 픽셀에 대응하는 강도의 최대값과 최소값의 비율을 이용하여 각 픽셀별로 적용할 최대최소비 변환 웨이트를 생성하는 단계;
상기 시그널 웨이트와 상기 최대최소비 변환 웨이트를 이용하여 최종 웨이트를 생성하는 단계; 및
상기 생성된 각 픽셀별 최종 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성하는 단계를 포함하는 관심 조직을 구별하는 방법.

[청구항 9] 제 1 항 내지 제 8 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

[청구항 10] 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하는 픽셀 강도 검출부;
상기 각 픽셀에 대응하는 강도가 가장 큰 영상에 대응하는 인덱스를 각 픽셀에 대응시켜 인덱스 프레임을 생성하는 인덱스 프레임 생성부;
상기 관심 조직이 흡수하는 파장을 고려하여 상기 각 픽셀에 대응하는 시그널 웨이트를 생성하는 시그널 웨이트 생성부; 및
상기 생성된 각 픽셀별 시그널 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여

배경이 구별된 영상을 생성하는 웨이트 적용부를 포함하는 관심 조직을 구별하는 장치.

[청구항 11] 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하는 픽셀 강도 검출부;

상기 각 픽셀에 대응하는 강도의 최대값과 최소값의 비율을 이용하여 각 픽셀별로 적용할 최대최소비 변환 웨이트를 생성하는 최대최소비 변환 웨이트 생성부; 및

상기 생성된 최대최소비 변환 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성하는 웨이트 적용부를 포함하는 관심 조직을 구별하는 장치.

[청구항 12] 파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출하는 픽셀 강도 검출부;

상기 각 픽셀에 대응하는 강도가 가장 큰 영상에 대응하는 인덱스를 각 픽셀에 대응시켜 인덱스 프레임을 생성하는 인덱스 프레임 생성부;

상기 관심 조직이 흡수하는 파장을 고려하여 상기 각 픽셀에 대응하는 시그널 웨이트를 생성하는 시그널 웨이트 생성부;

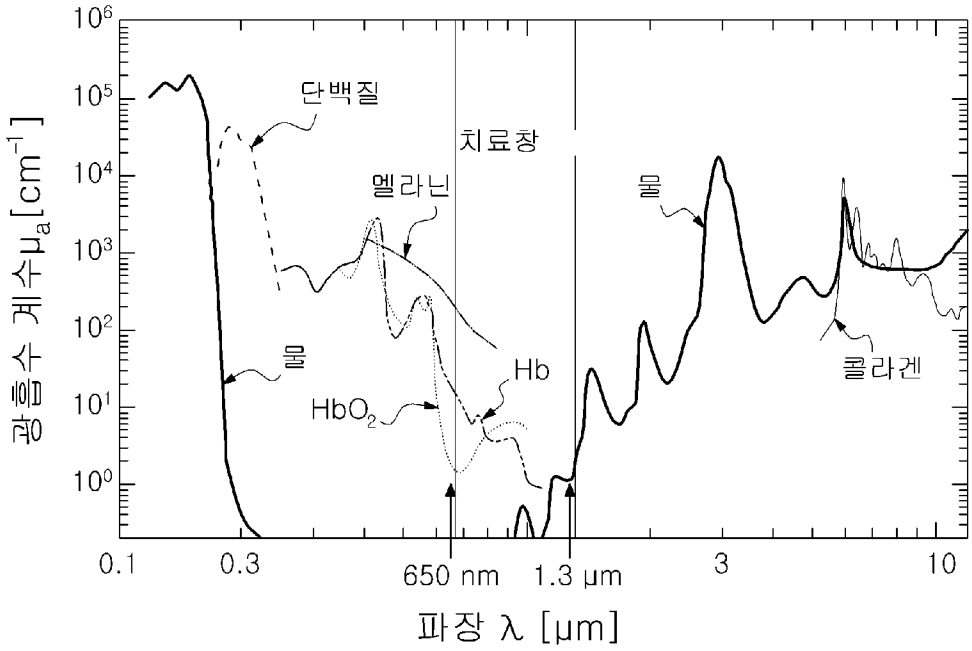
상기 각 픽셀에 대응하는 강도의 최대값과 최소값의 비율을 이용하여 각 픽셀별로 적용할 최대최소비 변환 웨이트를 생성하는 최대최소비 변환 웨이트 생성부;

상기 시그널 웨이트와 상기 최대최소비 변환 웨이트를 이용하여 최종 웨이트를 생성하여 웨이트 프레임을 생성하는 웨이트 프레임 생성부 단계; 및

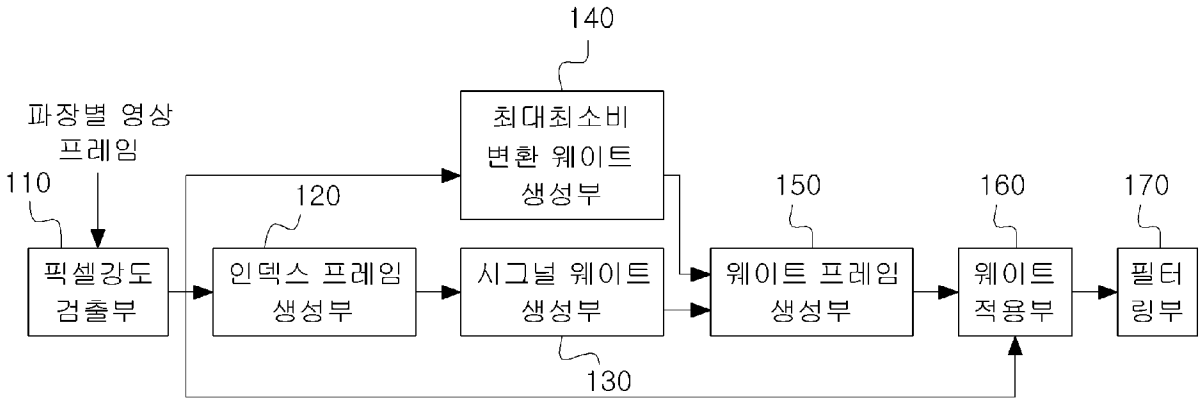
상기 생성된 각 픽셀별 최종 웨이트를 상기 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성하는 웨이트 적용부를 포함하는 관심 조직을 구별하는 장치.

WO 2013/168873 PCT/KR2012/010770

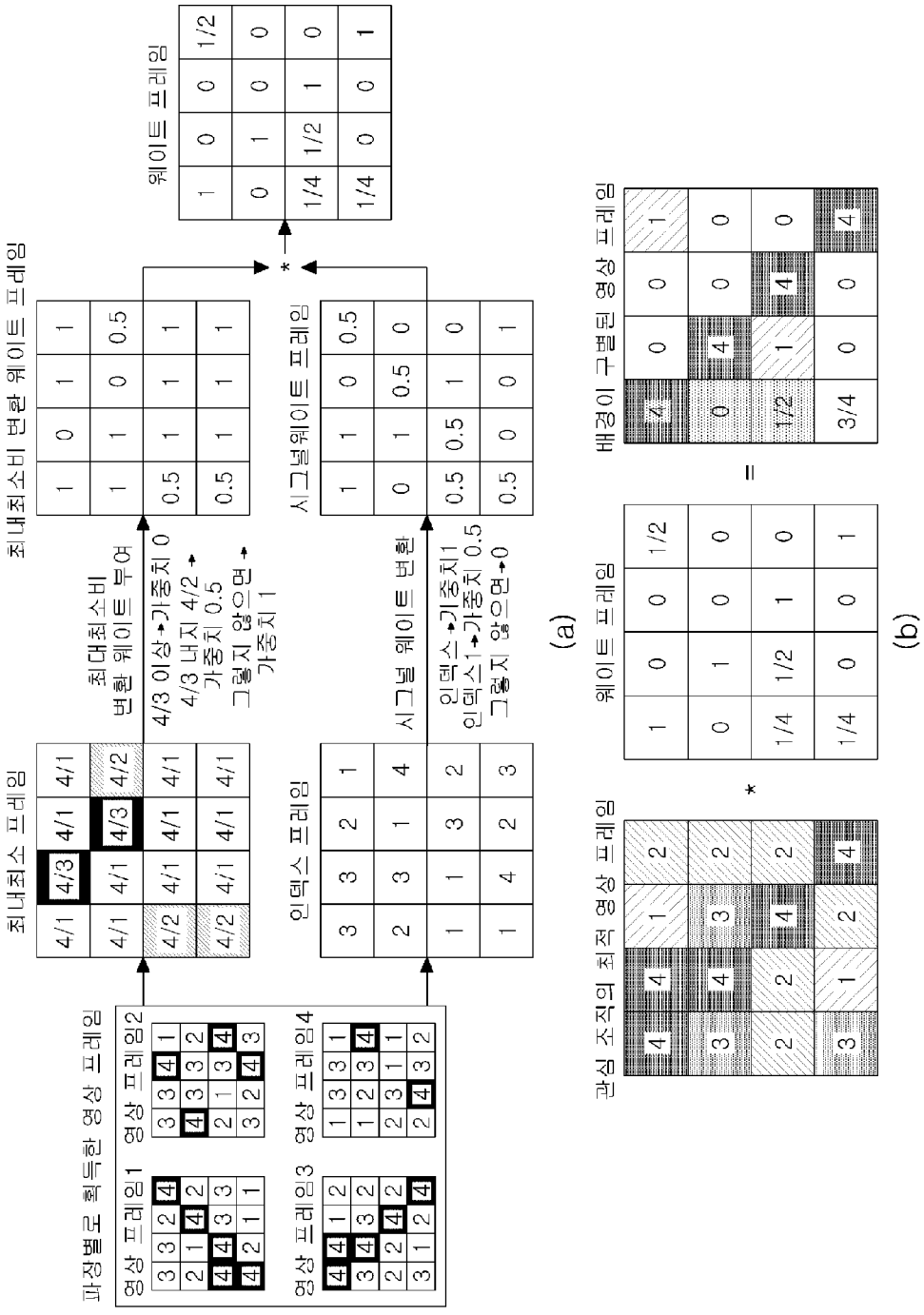
[Fig. 1]



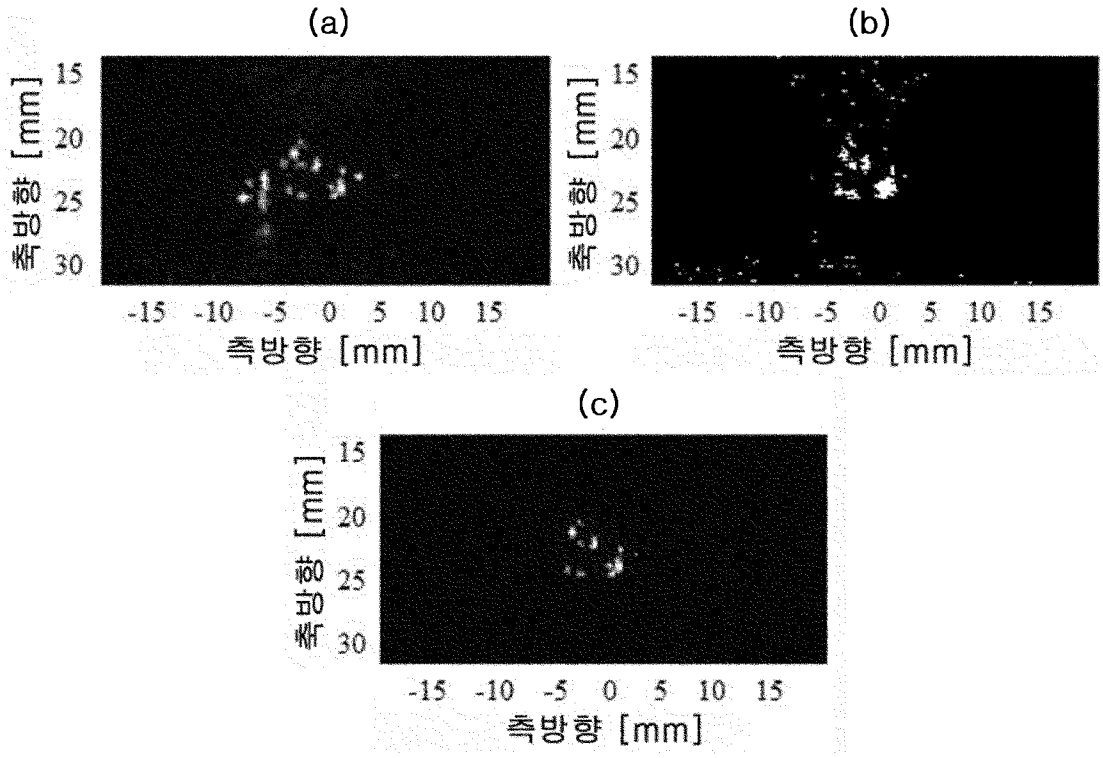

[Fig. 2]



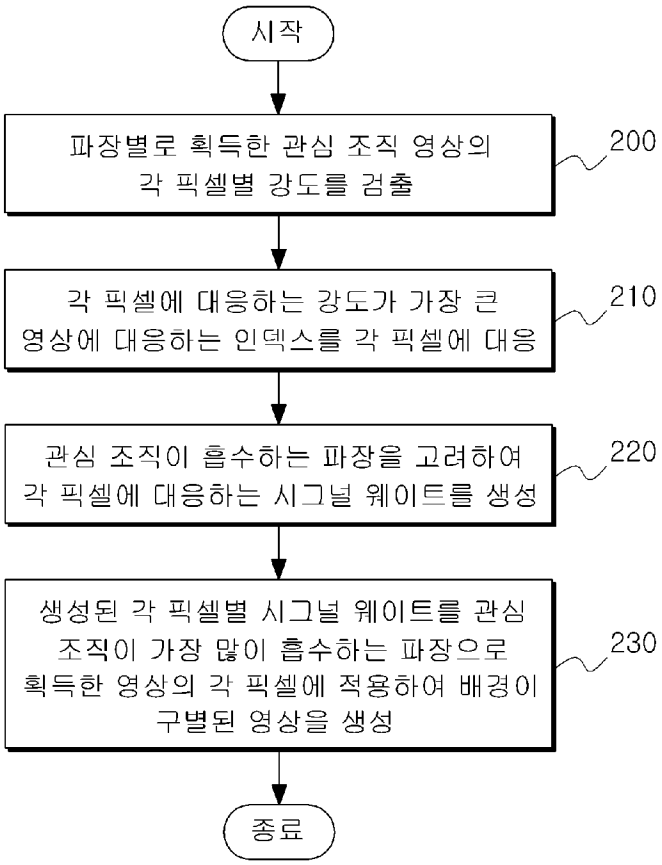
[Fig. 3]


파장별로 획득한 영상 프레임
영상 프레임1
영상 프레임2
영상 프레임3
영상 프레임4
인덱스 프레임
최대최소 프레임
최대최소비 변환 웨이트 부여
4/3 이상→가중치 0
4/3 내지 4/2→가중치 0.5
그렇지 않으면→가중치 1
시그널웨이트 변환
인덱스1→가중치 0.5
그렇지 않으면→0
최대최소비 변환 웨이트 프레임
시그널웨이트 프레임
웨이트 프레임
(a)
관심 조직의 최적 영상 프레임
웨이트 프레임
배경이 구별된 영상 프레임
(b)

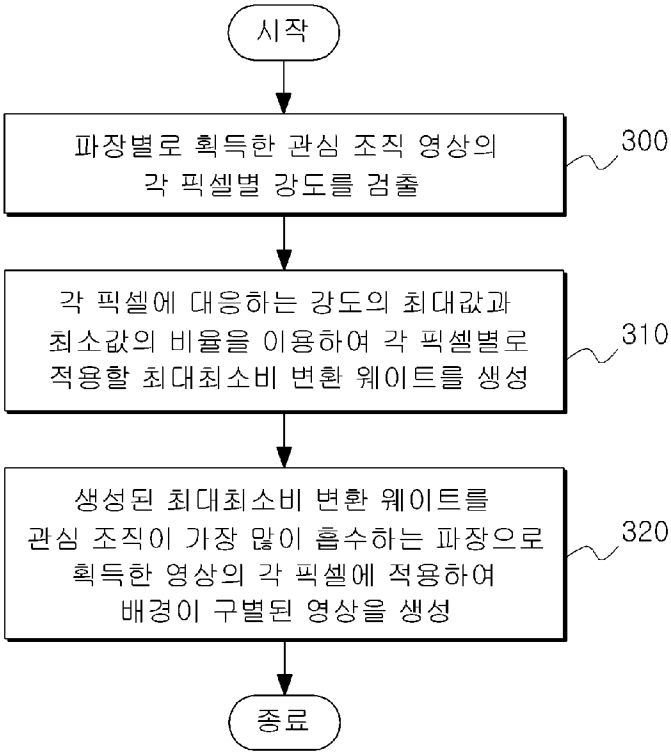
[Fig. 4]


(a)
(b)
(c)
축방향 [mm]
15
20
25
30
-15 -10 -5 0 5 10 15
측방향 [mm]

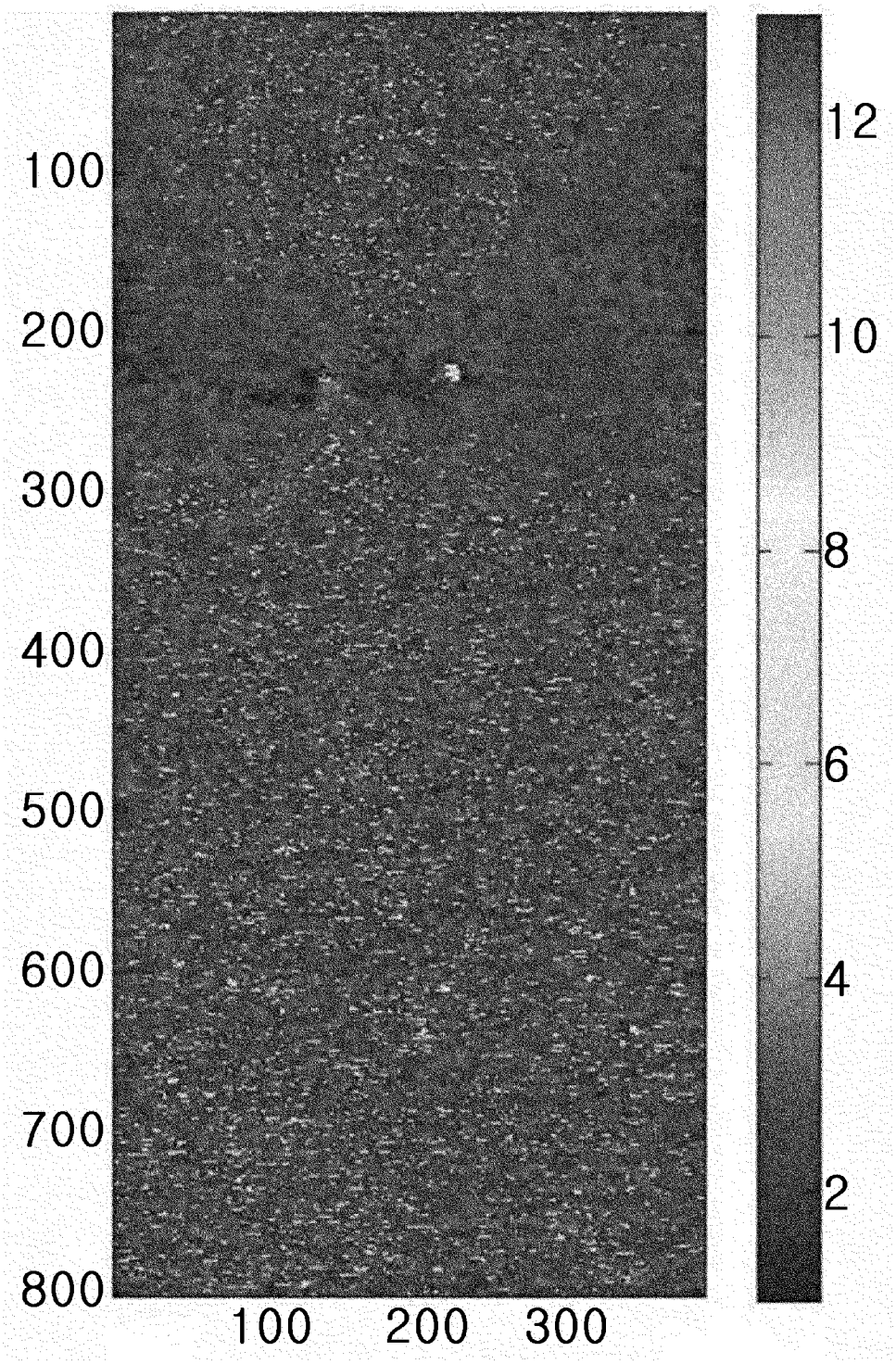
[Fig. 5]


시작
파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출
200
각 픽셀에 대응하는 강도가 가장 큰 영상에 대응하는 인덱스를 각 픽셀에 대응
210
관심 조직이 흡수하는 파장을 고려하여 각 픽셀에 대응하는 시그널 웨이트를 생성
220
생성된 각 픽셀별 시그널 웨이트를 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성
230
종료

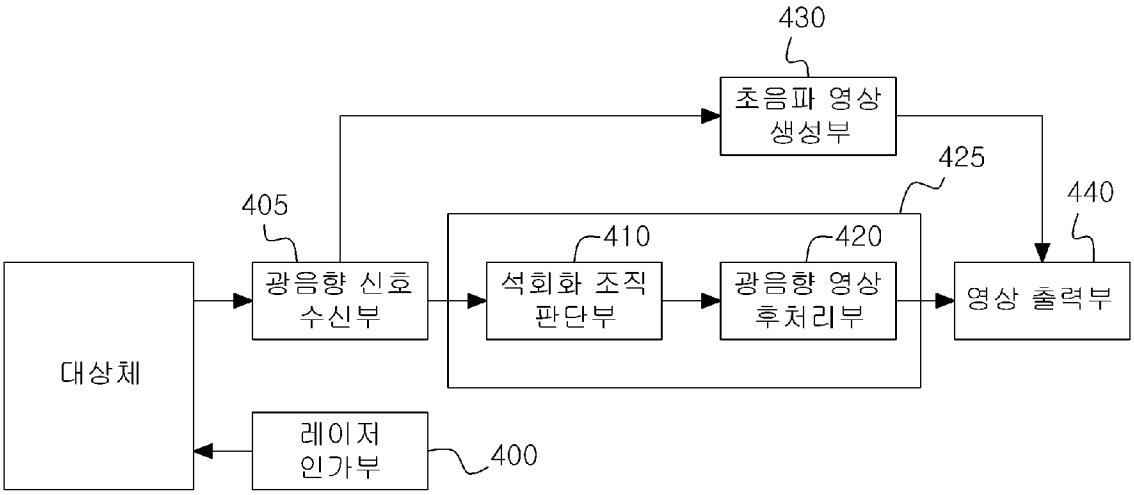
[Fig. 6]


시작
파장별로 획득한 관심 조직 영상의 각 픽셀별 강도를 검출
300
각 픽셀에 대응하는 강도의 최대값과 최소값의 비율을 이용하여 각 픽셀별로 적용할 최대최소비 변환 웨이트를 생성
310
생성된 최대최소비 변환 웨이트를 관심 조직이 가장 많이 흡수하는 파장으로 획득한 영상의 각 픽셀에 적용하여 배경이 구별된 영상을 생성
320
종료

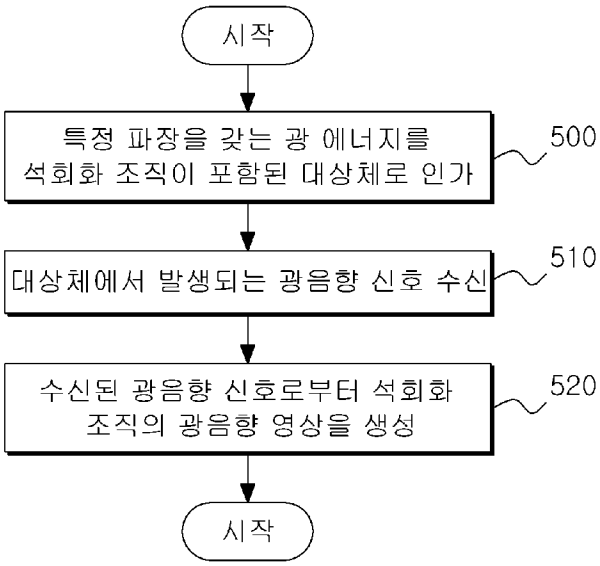
[Fig. 7]



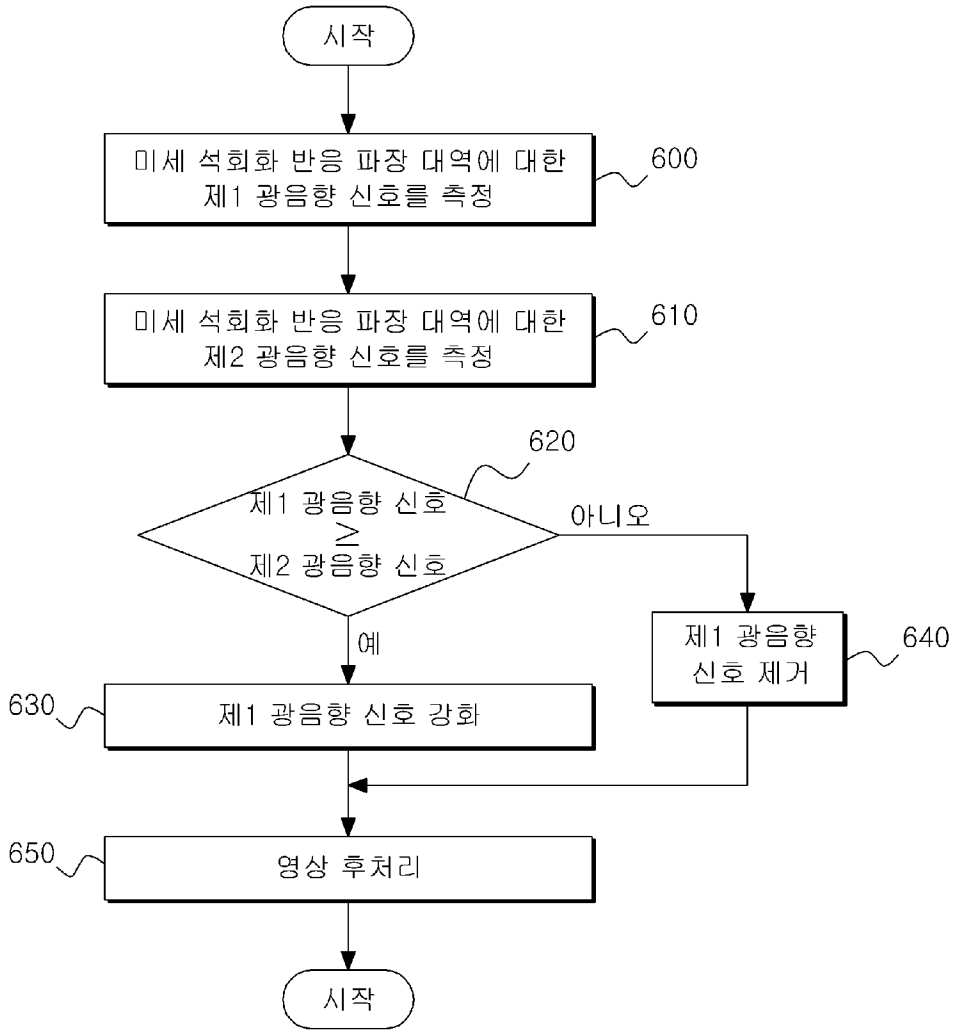
[Fig. 8]


430
초음파 영상 생성부
425
405
440
410
420
광음향 신호 수신부
석회화 조직 판단부
광음향 영상 후처리부
영상 출력부
대상체
레이저 인가부
400

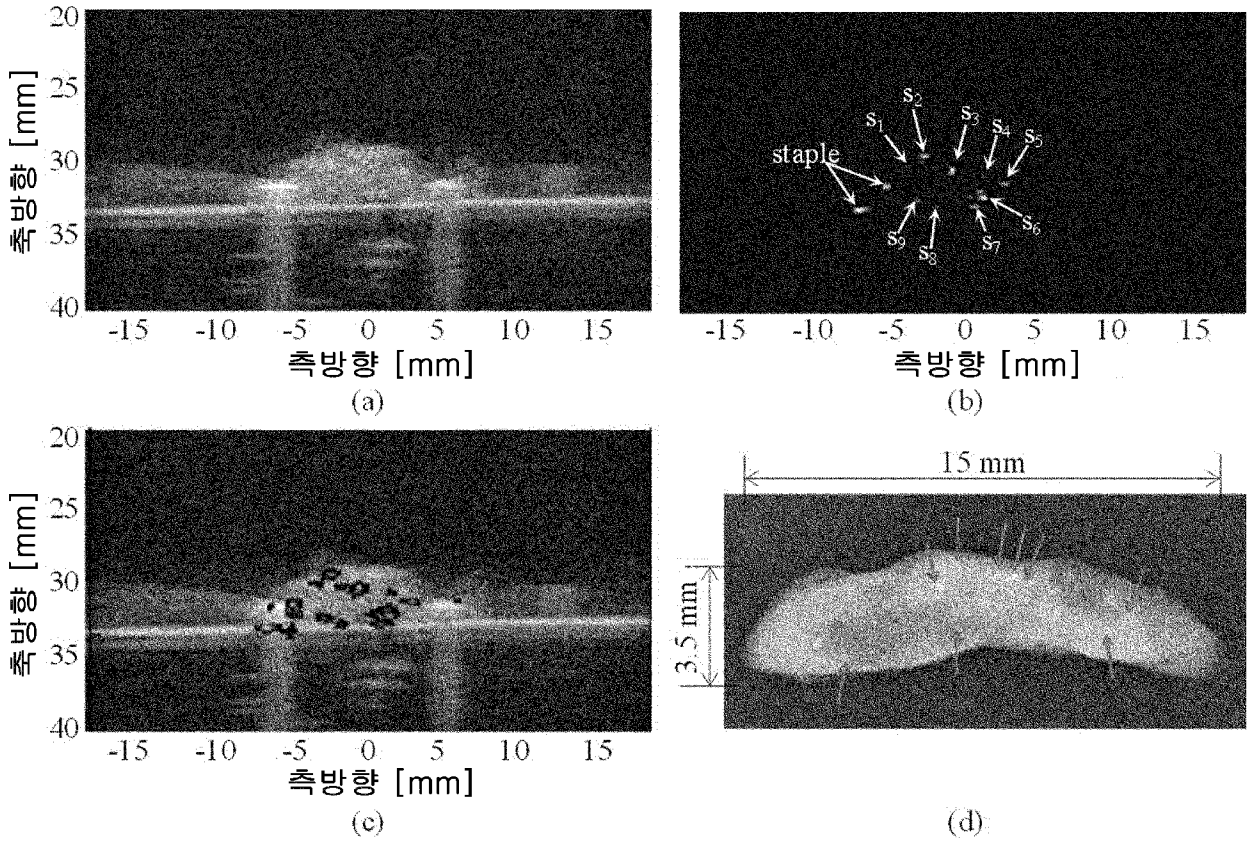
[Fig. 9]


시작
특정 파장을 갖는 광 에너지를 석회화 조직이 포함된 대상체로 인가
500
대상체에서 발생되는 광음향 신호 수신
510
수신된 광음향 신호로부터 석회화 조직의 광음향 영상을 생성
520
시작

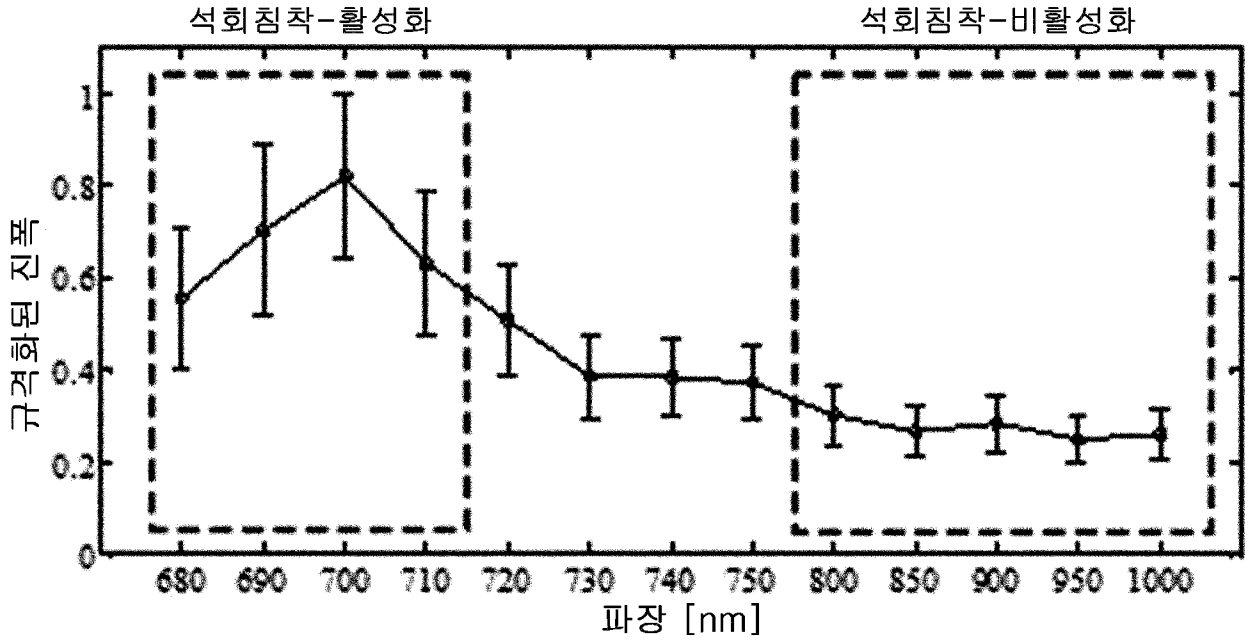
[Fig. 10]


시작
미세 석회화 반응 파장 대역에 대한 제1 광음향 신호를 측정
600
미세 석회화 반응 파장 대역에 대한 제2 광음향 신호를 측정
610
620
제1 광음향 신호 ≥ 제2 광음향 신호
아니오
예
제1 광음향 신호 제거
640
630
제1 광음향 신호 강화
650
영상 후처리
시작

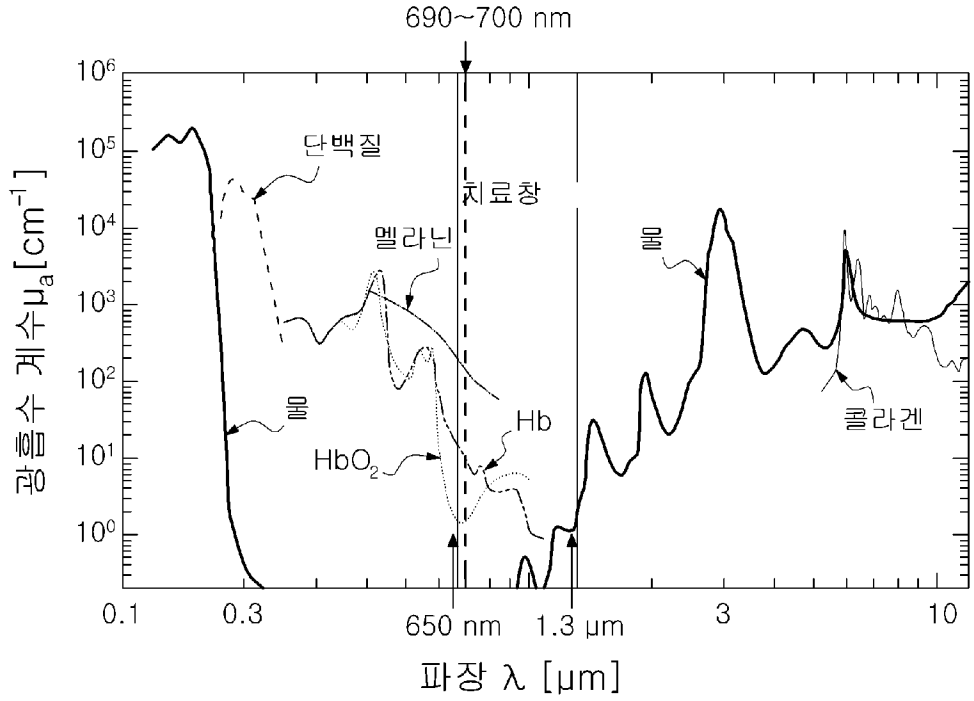
[Fig. 11]


축방향 [mm]
측방향 [mm]
(a)
staple
(b)
15 mm
3.5 mm
(c)
(d)

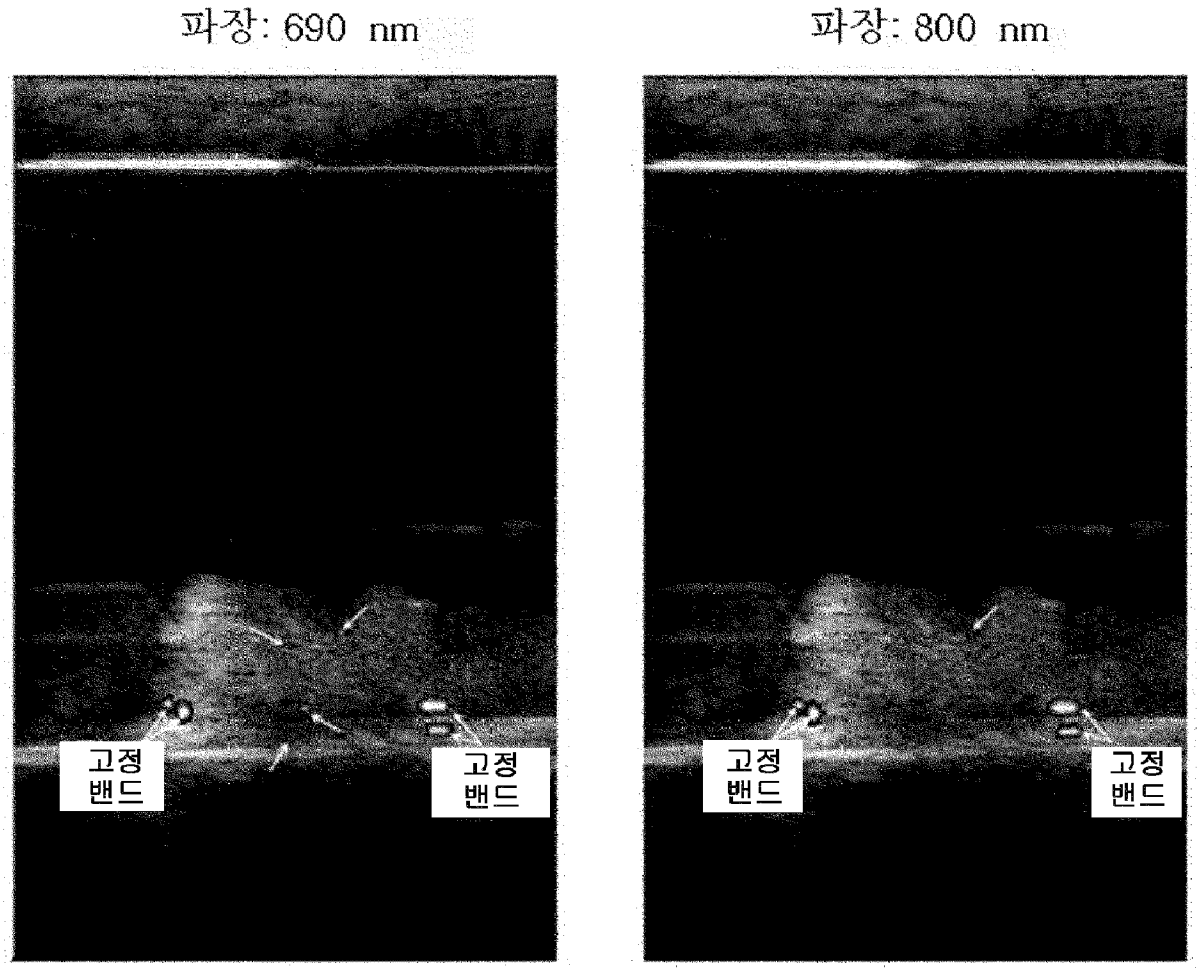
[Fig. 12]


석회침착-활성화
석회침착-비활성화
규격화된 진폭
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
680 690 700 710 720 730 740 750 800 850 900 950 1000
파장 [nm]

[Fig. 13]


690~700 nm
광흡수 계수 $\mu_a$[$cm^{-1}$]
$10^6$
$10^5$
$10^4$
$10^3$
$10^2$
$10^1$
$10^0$
단백질
치료창
멜라닌
물
Hb
$HbO_2$
물
콜라겐
0.1
0.3
650 nm
1.3 μm
3
10
파장 λ [μm]

[Fig. 14]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
**PCT/KR2012/010770**

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

***G06T 1/00(2006.01)i, G01N 21/31(2006.01)i, A61B 8/00(2006.01)i, G06T 7/00(2006.01)i***

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G06T 1/00; A61B 6/14; H04N 7/26; G08B 13/196; H04N 21/4728; G06K 9/00; G08B 17/12

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above
Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: interest, tissue, region, wavelength, frequency, absorption, pixel.

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|---|---|---|
| A | KR 10-2010-0120815 A (VATECH CO.,LTD.) 17 November 2010<br>See abstract, claim 1, paragraphs [43] - [73], figures 1- 4. | 1-12 |
| A | KR 10-0922784 B1 (IMAGENEXT et al.) 21 October 2009<br>See abstract, claims 1 - 2, paragraphs [26] - [36], figures 2 - 3. | 1-12 |
| A | KR 10-2009-0087895 A (SNOWFLAKE TECHNOLOGIES CORPORATION) 18 August 2009<br>See abstract, claims 1 - 3, paragraphs [22] - [106], figures 1 - 5. | 1-12 |
| A | KR 10-2008-0005747 A (ONIONTECH CO., LTD. et al.) 15 January 2008<br>See abstract, claims 1- 4, paragraphs [26] - [46], figures 2 - 4. | 1-12 |

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

| Date of the actual completion of the international search | Date of mailing of the international search report |
|---|---|
| 08 MARCH 2013 (08.03.2013) | **12 MARCH 2013 (12.03.2013)** |
| Name and mailing address of the ISA/KR<br>Korean Intellectual Property Office<br>Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701, Republic of Korea<br>Facsimile No. 82-42-472-7140 | Authorized officer<br><br>Telephone No. |

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 2009)

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**
Information on patent family members

International application No.
**PCT/KR2012/010770**

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member | Publication date |
|---|---|---|---|
| KR 10-2010-0120815 A | 17.11.2010 | NONE | |
| KR 10-0922784 B1 | 21.10.2009 | NONE | |
| KR 10-2009-0087895 A | 18.08.2009 | CA 2671561 A1 | 08.05.2008 |
| | | CN 101595493 A | 02.12.2009 |
| | | EP 2092460 A1 | 26.08.2009 |
| | | JP 2010-509672 A | 25.03.2010 |
| | | WO 2008-054396 A1 | 08.05.2008 |
| KR 10-2008-0005747 A | 15.01.2008 | NONE | |

# 국 제 조 사 보 고 서

국제출원번호
**PCT/KR2012/010770**

**A.** 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

***G06T 1/00(2006.01)i, G01N 21/31(2006.01)i, A61B 8/00(2006.01)i, G06T 7/00(2006.01)i***

**B.** 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)
G06T 1/00; A61B 6/14; H04N 7/26; G08B 13/196; H04N 21/4728; G06K 9/00; G08B 17/12

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌
한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC
일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))
eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 판심, 조직, 영역, 파장, 주파수, 흡수, 픽셀.

**C.** 관련 문헌

| 카테고리* | 인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재 | 관련 청구항 |
|---|---|---|
| A | KR 10-2010-0120815 A (주식회사바텍) 2010.11.17<br>요약, 청구항 1항, 단락[43] - 단락[73], 도면 1 - 4 참조. | 1-12 |
| A | KR 10-0922784 B1 (주식회사 이미지넥스트 외 1명) 2009.10.21<br>요약, 청구항 1 - 2항, 단락[26] - 단락[36], 도면 2 - 3 참조. | 1-12 |
| A | KR 10-2009-0087895 A (스노우플레이크 테크놀로지스 코포레이션) 2009.08.18<br>요약, 청구항 1 - 3항, 단락[22] - 단락[106], 도면 1 - 5 참조. | 1-12 |
| A | KR 10-2008-0005747 A (주식회사 어니언텍 외 1명) 2008.01.15<br>요약, 청구항 1 - 4항, 단락[26] - 단락[46], 도면 2 - 4 참조. | 1-12 |

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

"A" 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

"E" 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

"L" 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

"O" 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

"P" 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

"T" 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

"X" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

"Y" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

"&" 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

| 국제조사의 실제 완료일 | 국제조사보고서 발송일 |
|---|---|
| 2013년 03월 08일 (08.03.2013) | **2013년 03월 12일 (12.03.2013)** |


ISA/KR의 명칭 및 우편주소
대한민국 특허청
(302-701) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)
팩스 번호 82-42-472-7140

심사관
박상철
전화번호 82-42-481-8372

# 국 제 조 사 보 고 서
대응특허에 관한 정보

국제출원번호
**PCT/KR2012/010770**

| 국제조사보고서에서 인용된 특허문헌 | 공개일 | 대응특허문헌 | 공개일 |
|---|---|---|---|
| KR 10-2010-0120815 A | 2010.11.17 | 없음 | |
| KR 10-0922784 B1 | 2009.10.21 | 없음 | |
| KR 10-2009-0087895 A | 2009.08.18 | CA 2671561 A1 | 2008.05.08 |
| | | CN 101595493 A | 2009.12.02 |
| | | EP 2092460 A1 | 2009.08.26 |
| | | JP 2010-509672 A | 2010.03.25 |
| | | WO 2008-054396 A1 | 2008.05.08 |
| KR 10-2008-0005747 A | 2008.01.15 | 없음 | |