(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2007-0102223
(43) 공개일자 2007년10월18일

(51) Int. Cl.
A61B 5/04 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2006-0034080
(22) 출원일자 2006년04월14일
심사청구일자 2006년04월14일

(71) 출원인
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 서천동 1 경희대학교 수원캠퍼스내
우응제
경기도 성남시 분당구 구미동 121번지 삼익빌라 106동 104호
(뒷면에 계속)
(72) 발명자
우응제
경기도 성남시 분당구 구미동 121번지 삼익빌라 106동 104호
오동인
경기 용인시 구성읍 마북리 현대필그린아파트 104동 1702호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
김용인, 심창섭

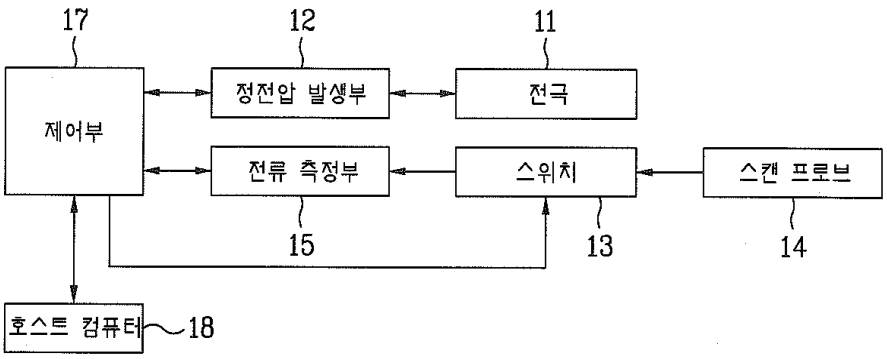
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 측정대상 내의 병소를 검출하는 장치 및 방법

(57) 요 약

본 발명은 병소의 존재유무 뿐만 아니라 병소의 위치 및 크기를 검출하기 위한 것으로, 제 1 주파수의 전압을 측정대상에 공급하는 단계와; 감지수단을 이용하여, 상기 제 1 주파수 전압에 의해 유도되는 제 1 신호를 상기 측정대상으로부터 감지하는 단계와; 상기 제 1 주파수 전압의 공급이 종료되고 상기 제 1 주파수 전압의 한 주기 이상의 시간이 경과하면, 제 2 주파수의 전압을 상기 측정대상에 공급하는 단계와; 상기 감지수단을 이용하여 상기 제 2 주파수 전압에 의해 유도되는 제 2 신호를 상기 측정대상으로부터 감지하는 단계와; 상기 감지된 제 1, 2 신호의 기울기를 근거로 하여 상기 제 1, 2 신호를 보정하는 단계와; 상기 제 1, 2 신호를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소의 위치 및 크기를 계산하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도1



(71) 출원인

서진근

서울특별시 서초구 반포1동 30-18 삼호가든맨션 라동 308호

권오인

서울특별시 양천구 목6동 929 목동한신아파트 112동 1502호

오동인

경기 용인시 구성읍 마북리 현대필그린아파트 104동 1702호

(72) 발명자

서진근

서울특별시 서초구 반포1동 30-18 삼호가든맨션 라동 308호

권오인

서울특별시 양천구 목6동 929 목동한신아파트 112동 1502호

특허청구의 범위

청구항 1

제 1 주파수의 전압을 측정대상에 공급하는 단계와;

감지수단을 이용하여 상기 제 1 주파수 전압에 의해 유도되는 제 1 신호를 상기 측정대상으로부터 감지하는 단계와;

상기 제 1 주파수 전압의 공급이 종료되고 상기 제 1 주파수 전압의 한 주기 이상의 시간이 경과하면, 제 2 주파수의 전압을 상기 측정대상에 공급하는 단계와;

상기 감지수단을 이용하여 상기 제 2 주파수 전압에 의해 유도되는 제 2 신호를 상기 측정대상으로부터 감지하는 단계와;

상기 감지된 제 1, 2 신호의 기울기를 근거로 하여 상기 제 1, 2 신호를 보정하는 단계와;

상기 제 1, 2 신호를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소의 위치 및 크기를 계산하는 단계를 포함하는 병소 검출 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 감지된 제 1, 2 신호를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소의 위치 및 크기를 계산하는 단계는,

상기 감지된 제 1, 2 신호의 차를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소 위치에 상응하는 상기 감지수단 상의 병소 지점을 판단하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 병소 검출 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 감지수단 상의 병소 지점과 상기 감지수단 상의 임의의 지점 간의 거리와, 상기 감지수단 상의 병소 지점에서 감지되는 상기 제 1, 2 신호의 차와, 상기 프로브 상의 임의의 지점에서 감지되는 상기 제 1, 2 신호의 차를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소 위치와 상기 감지수단 상의 병소 지점간의 거리를 계산하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 병소 검출 방법.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 감지수단 상의 병소 지점에서 감지되는 상기 제 1, 2 신호의 차와, 상기 측정대상 내의 병소 위치와 상기 감지수단 상의 병소 지점간의 거리를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소 체적을 계산하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 병소 검출 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 감지된 제 1, 2 신호의 기울기를 근거로 하여 상기 제 1, 2 신호를 보정하는 단계는,

상기 제 1, 2 신호의 기울기를 기준값과 비교하는 단계와;

상기 비교 결과에 따라 상기 제 1, 2 신호를 보정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 병소 검출 방법.

청구항 6

제 1 주파수의 전압을 측정대상에 공급하고, 상기 제 1 주파수 전압의 공급이 종료되고 상기 제 1 주파수 전압의 한 주기 이상의 시간이 경과하면 제 2 주파수의 전압을 상기 측정대상에 공급하는 전압 발생부와;

상기 제 1 주파수 전압에 의해 유도되는 제 1 신호와 상기 제 2 주파수 전압에 의해 유도되는 제 2 신호를 감지하는 감지수단와;

상기 감지된 제 1, 2 신호의 기울기를 근거로 하여 상기 제 1, 2 신호를 보정하는 신호 보정부와;

상기 감지된 제 1, 2 신호들을 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소의 위치 및 크기를 계산하는 제어부를 포함하는 병소 검출 장치.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 감지된 제 1, 2 신호의 차를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소 위치에 상응하는 상기 감지수단 상의 병소 지점을 판단하는 것을 특징으로 하는 병소 검출 장치.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 감지수단 상의 병소 지점과 상기 감지수단 상의 임의의 지점 간의 거리와, 상기 감지수단 상의 병소 지점에서 감지되는 상기 제 1, 2 신호의 차와, 상기 감지수단 상의 임의의 지점에서 감지되는 상기 제 1, 2 신호의 차를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소 위치와 상기 감지수단 상의 병소 지점간의 거리를 계산하는 것을 특징으로 하는 병소 검출 장치.

청구항 9

제 7 항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 감지수단 상의 병소 지점에서 감지되는 상기 제 1, 2 신호의 차와, 상기 측정대상 내의 병소 위치와 상기 감지수단 상의 병소 지점간의 거리를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소 체적을 계산하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 병소 검출 장치.

청구항 10

제 6 항에 있어서,

상기 신호 보정부는,

상기 제 1, 2 신호의 기울기를 기준값과 비교하고, 그 비교 결과에 따라 상기 제 1, 2 신호를 보정하는 것을 특징으로 하는 병소 검출 장치.

명 세 서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

<19> 본 발명은 신체의 전기적 특성을 이용하여 암, 종양 등과 같은 병소(病巢)를 검출하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

<20> 한국 중앙 암 등록 사업 연례보고서에 의하면 여성의 경우 유방암과 대장암이 지속적으로 증가하는 경향을 보이고 있다. 특히 유방암 발생률이 계속 증가하여, 2001년에는 여성 암 발생률 1위(16.1%)가 되었으며, 추후 계속적인 증가가 예측되고 있다. 일본의 경우에는 유방암 발생률이 모든 암 발생률의 19.6%를 차지하고 있으며(2001년 기준) 미국의 경우는 37.3%(2001년 기준)이다.

<21> 가장 바람직한 치료는 종양이 다른 부위에 전이되지 않은 초기에 검진하여 이에 대한 치료를 하는 것이다. 그러나 이러한 조기 진단은 확실하고 효과적인 진단 방법이 있어야 가능하고, 현재 여러 가지 방법을 이용한 유방암

의 조기 진단을 위한 노력이 활발히 진행되고 있다. 조기 진단의 방법으로 X-선 유방촬영술(mammography), 초음파 촬영술, 열적외선 촬영술, MRI, CT 등 다양한 의료영상 장비들이 사용되고 있다. 그러나 가장 널리 사용되고 있는 X-선 유방촬영술의 경우 X-선의 특성상 유선조직의 밀도가 높은 젊은 여성은 진단하기 어려운 단점이 있으며, 진단하기 위해 사용된 방사선에 의해서 오히려 유방암이 발병될 위험성이 있다. 초음파 촬영술의 경우 영상의 해상도가 낮은 단점이 있으며 그 효용성에 대한 논란이 지속되고 있고 조기 진단에 적용하기는 어렵다. 암이나 염증이 있는 세포는 정상 세포에 비해 온도가 높다는 점을 이용한 열적외선 촬영술의 경우는 주로 피부 표피의 온도만을 영상으로 보여주기 때문에 유방암을 정확히 진단하기 어렵다. MRI나 CT의 경우는 검진비용이 매우 비싸고, 여성의 가슴부위 만을 촬영하기 힘든 단점이 있다.

<22> 최근에는 정상 조직과 종양 조직의 도전율이 세배에서 열배까지 차이가 나는 현상을 이용하여 유방암을 검출하고자 하는 연구가 활발히 진행되고 있다. 그 중에서 신체에 인가된 전압에 의해 유도되는 전류를 측정하여 생체조직을 영상화하는 T-Scan 측정방법이 개발되었다. 이 측정방법은 1980년대 초부터 연구가 시작된 전기 임피던스 단층촬영 기술 (EIT, electrical impedance tomography)의 효시라 할 수 있는 전면 임피던스 카메라(frontal plane impedance camera)를 이용한 측정방법과 동일하다. 즉 인체의 한 부분에 표면전극을 통하여 정전압을 인가하고 다른 부위에 부착된 전극은 기준전위를 유지하면서 전극을 통하여 빠져나오는 전류를 측정하여 이를 영상으로 도시하는 것이다. 이러한 영상은 전달 어드미턴스 영상이라 한다. T-Scan에서는 전달 어드미턴스 영상이 출력되고, 이 영상을 근거로 한 주관적인 해석을 통해 사용자는 환자의 유방암 유무에 대해 판단한다. 다시 말해서, T-Scan과 같은 진단기기에서는 유방표면에서 측정한 데이터를 분석하는 기능을 가지고 있지 못하다. 따라서 진단의 결과가 사용자의 시각적인 판단에 의존하므로 정확하게 병소를 검출하기 어렵다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

<23> 본 발명의 목적은 상기한 기존 기술들의 단점을 보완하기 위해 안출한 것으로써, 신체의 표면에서 측정된 전달 어드미턴스 데이터를 근거로 유방암과 같은 병소의 존재 여부뿐만 아니라 병소의 크기와 위치를 정확히 검출할 수 있는 병소 검출 장치 및 방법을 제공하는 데 있다.

발명의 구성 및 작용

<24> 상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 병소 검출 방법은, 제 1 주파수의 전압을 측정대상에 공급하는 단계와; 감지수단을 이용하여, 상기 제 1 주파수 전압에 의해 유도되는 제 1 신호를 상기 측정대상으로부터 감지하는 단계와; 상기 제 1 주파수 전압의 공급이 종료되고 상기 제 1 주파수 전압의 한 주기 이상의 시간이 경과하면, 제 2 주파수의 전압을 상기 측정대상에 공급하는 단계와; 상기 감지수단을 이용하여 상기 제 2 주파수 전압에 의해 유도되는 제 2 신호를 상기 측정대상으로부터 감지하는 단계와; 상기 감지된 제 1, 2 신호의 기울기를 근거로 하여 상기 제 1, 2 신호를 보정하는 단계와; 상기 제 1, 2 신호를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소의 위치 및 크기를 계산하는 단계를 포함한다.

<25> 상기 감지된 제 1, 2 신호를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소의 위치 및 크기를 계산하는 단계는, 상기 감지된 제 1, 2 신호의 차를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소 위치에 상응하는 상기 감지수단 상의 병소 지점을 판단하는 단계를 포함한다. 그리고, 상기 감지수단 상의 병소 지점과 상기 감지수단 상의 임의의 지점 간의 거리와, 상기 감지수단 상의 병소 지점에서 감지되는 상기 제 1, 2 신호의 차와, 상기 프로브 상의 임의의 지점에서 감지되는 상기 제 1, 2 신호의 차를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소 위치와 상기 감지수단 상의 병소 지점간의 거리를 계산하는 단계와, 상기 감지수단 상의 병소 지점에서 감지되는 상기 제 1, 2 신호의 차와, 상기 측정대상 내의 병소 위치와 상기 감지수단 상의 병소 지점간의 거리를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소 체적을 계산하는 단계를 더 포함한다.

<26> 상기 감지된 제 1, 2 신호의 기울기를 근거로 하여 상기 제 1, 2 신호를 보정하는 단계는, 상기 제 1, 2 신호의 기울기를 기준값과 비교하는 단계와; 상기 비교 결과에 따라 상기 제 1, 2 신호를 보정하는 단계를 포함한다.

<27> 본 발명의 병소 검출장치는, 제 1 주파수의 전압을 측정대상에 공급하고, 상기 제 1 주파수 전압의 공급이 종료되고 상기 제 1 주파수 전압의 한 주기 이상의 시간이 경과하면 제 2 주파수의 전압을 상기 측정대상에 공급하는 전압 발생부와; 상기 제 1 주파수 전압에 의해 유도되는 제 1 신호와 상기 제 2 주파수 전압에 의해 유도되는 제 2 신호를 감지하는 감지수단과; 상기 감지된 제 1, 2 신호의 기울기를 근거로 하여 상기 제 1, 2 신호를 보정하는 신호 보정부와; 상기 감지된 제 1, 2 신호들을 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소의 위치 및 크기를 계산하는 제어부를 포함한다.

<28> 상기 제어부는, 상기 감지된 제 1, 2 신호의 차를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소 위치에 상응하는 상기 감지수단 상의 병소 지점을 판단한다. 그리고, 상기 감지수단 상의 병소 지점과 상기 감지수단 상의 임의의 지점 간의 거리와, 상기 감지수단 상의 병소 지점에서 감지되는 상기 제 1, 2 신호의 차와, 상기 감지수단 상의 임의의 지점에서 감지되는 상기 제 1, 2 신호의 차를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소 위치와 상기 감지수단 상의 병소 지점간의 거리를 계산하고, 또한, 상기 감지수단 상의 병소 지점에서 감지되는 상기 제 1, 2 신호의 차와, 상기 측정대상 내의 병소 위치와 상기 감지수단 상의 병소 지점간의 거리를 근거로 하여 상기 측정대상 내의 병소 체적을 계산한다.

<29> 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 일실시예를 상세히 설명하면 다음과 같다.

<30> 도 1은 본 발명에 따른 병소 검출장치의 구성을 나타내는 도면이고, 도 2는 본 발명의 병소 검출방법의 일 예를 나타낸 도면이다. 도 1 및 도 2는 본 발명의 기술적 요지를 설명하는 데 필요한 구성만을 도시한다. 도 2를 참조하면, 전압을 인가하기 위한 전극(reference electrode)(11)이 신체 일부에 접촉되고, 상기 전극(11)을 통해 신체에 전압이 인가된다. 상기 전극(11)은 손과 같은 신체의 일부를 통해 신체 내부에 전압을 인가한다.

<31> 정전압 발생부(12)는 상기 전극(11)에 전압을 공급한다. 상기 정전압 발생부(12)는 적어도 하나 이상의 특정 주파수의 정현파 정전압을 발생시키고, 이 정현파 정전압을 상기 전극(11)에 제공한다. 도 3은 정전압 발생부(12)의 일 예를 나타낸다. 도 3에 도시된 바와 같이, 상기 정전압 발생부(12)는 FPGA(field programmable gate array)를 기반으로 한 디지털 파형 발생기(121)와, 16 비트 디지털-아날로그 컨버터(DAC)(122)와, 8 비트 디지털-아날로그 컨버터(DAC)(123)를 포함한다. 상기 디지털 파형 발생기(121)는 정현파를 출력하며, 제어부(17)의 명령에 따라 상기 정현파의 주파수를 10 Hz-500 KHz 사이에서 조절할 수 있다. 상기 8 비트 DAC(123)는 0V에서 2.5V 사이에서 상기 정현파의 크기를 조절할 수 있다. 즉, 상기 정전압 발생부(12)는 정현파의 크기 및 주파수를 다양하게 출력할 수 있다.

<32> 스캔 프로브(14)는 검사하고자 하는 신체 부위에 접촉되고, 상기 전극(11)에서 상기 검사 부위로 흐르는 전기적 신호, 즉 전류들을 감지한다. 예를 들어, 유방암을 검사하고자 하는 경우, 상기 스캔 프로브(14)는 가슴에서 흐르는 전류를 스캔한다. 상기 스캔 프로브(14)는 평면배열전극들(planar array of electrodes)을 포함한다. 이 평면배열전극들 각각은 기준전위를 유지한 상태에서 상기 검사 부위에서 흐르는 전류들을 감지한다. 도 4는 스캔 프로브의 일 실시예를 나타낸다. 도 4에 도시된 바와 같이, 스캔 프로브(14)는 일정한 간격으로 배열된 원판 또는 원기둥 형태의 감지 전극(143)들을 포함한다. 예를 들어, 상기 스캔 프로브(14)는 금으로 코팅된 320 개의 감지 전극들(143)을 포함한다. 여기서, 상기 감지 전극들(143)의 직경은 2 mm이다. 상기 감지 전극(143)들이 일정한 간격으로 배열되기 위해서는 상기 감지 전극(143)들을 고정시키는 고정판(shielding case)(142)이 필요하다. 상기 고정판(142)은 PCB로 제작되고 상기 감지 전극(143)들을 삽입하기 위한 홀들을 갖으며, 상기 감지 전극(143)들 각각을 전기적으로 분리시키기 위해 절연물질로 이루어진다. 상기 고정판(142)의 외곽에는 금속으로 형성된 프레임(141)이 있다. 상기 전극(11)에서 상기 스캔 프로브(14)로 흐르는 전류가 몸전체로 퍼졌다가 상기 스캔 프로브(14)로 모이게 되는데 이때 상기 스캔 프로브(14)의 바깥쪽에 위치한 상기 감지 전극(143)에 입력되는 전류값이 중앙에 있는 다른 감지 전극(143)에 입력되는 전류값에 비해 매우 크다. 그렇기 때문에, 상기 스캔 프로브(14)의 입력값이 왜곡되거나 미세한 전류의 변화를 측정할 수 없다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 상기 금속 프레임(guard electrod)이 설치된다. 상기 금속 프레임(141)은 상기 감지 전극들(143)과 그들의 주변을 기준전위(0V)로 유지시킨다.

<33> 전류 측정부(15)는 상기 감지 전극들(143)을 통해 감지된 전류들을 스위치(13)를 통해 선택적으로 수신하고, 상기 감지된 전류들 각각의 세기를 측정한다. 도 5는 상기 전류 측정부(15)의 일 예를 나타낸다. 도 5에 도시된 바와 같이, 상기 전류 측정부(15)는 상기 스위치(13)를 통해 수신한 전류를 전압으로 변환하는 전류-전압 변환기(152)와, 상기 전류-전압 변환기(152)에서 출력된 아날로그 전압신호를 디지털 전압신호로 변환하는 아날로그-디지털 변환기(ADC)(153)와, 상기 아날로그-디지털 변환기(153)에서 출력된 신호를 받아 이를 근거로 상기 감지 전극들(143)에서 감지된 미세 전류들의 세기를 측정하는 디지털 위상 감응 복조기(154)를 포함한다. 상기 ADC(153)는 10MHz의 샘플링 주파수로 상기 아날로그 전압신호를 디지털 전압신호로 변환한다. 상기 전류 측정부(15)는 상기 감지된 전류들을의 세기를 보다 정확하게 측정하기 위해서, 상기 전류-전압 변환기(152), 상기 ADC(153), 상기 복조기(154)를 적어도 하나씩 포함하는 다수개의 전류 측정 모듈로 구성될 수 있다. 예를 들어, 상기 전류 측정부(15)가 16개의 모듈로 구성되는 경우, 각 모듈은 상기 스위치(13)를 통해 20개의 감지 전극(143)과 각각 연결될 수 있다. 또한, 상기 전류 측정부(15)는 상기 전류 측정 모듈들의 이득차 및 위상차 등을 보상하기 위한 보정부를 더 포함할 수 있다.

<34> 도 6은 전류 측정부(15)의 다른 예를 나타낸 도면이다. 상기 전류 측정부(15)는 다수의 전류 측정 모듈로 구성될 수 있으며, 각 전류 측정 모듈은 도 6에서와 같이, 전류-전압 변환기(261), 대역 통과 필터(263), 전압 증폭기(264), A/D 컨버터(analog-digital converter)(265), 및 마이크로 컴퓨터(266)를 포함한다. 상기 전류-전압 변환기(261)는 상기 마이크로 컴퓨터(266)의 명령에 따라 해당 감지전극(143)들에 의해 감지된 전류를 수신하고, 상기 감지된 전류를 전압으로 변환한다. 상기 전류-전압 변환기(261)에서 출력된 전압 신호는 상기 대역 통과 필터(263)에 의해 대역통과 필터링되고, 그 후 가변 이득을 갖는 상기 전압 증폭기(264)에 제공된다. 상기 전압 증폭기(264)는 2500의 최대 이득을 갖는 디지털 전위차계를 포함한다. 상기 전압 증폭기(264)에 의해 증폭된 신호는 비균일 샘플링 기술에 따라 10MHz 샘플링 주파수로 12비트의 A/D 컨버터(265)에 의해 디지털화된다. 상기 비균일 샘플링 기술은 상기 증폭된 신호 각각의 주기마다 다른 타이밍으로 샘플링하는 것을 말한다. 예를 들어, 신호의 하나의 주기를 1이라고 가정했을 때, 홀수 번째 주기 동안에는 0.1, 0.3, 0.5, 0.7, 0.9 주기마다 상기 신호를 샘플링하고 짝수 번째 주기 동안에는 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1 주기마다 상기 신호를 샘플링하는 것이다.

<35> 상기 마이크로 컴퓨터(266)는 FPGA 형태로 구성되며, 인프라-네트워크용 하프-듀플렉스 동기식 직렬 포트와, 스파이크 노이즈 제거용 디지털 필터와, 자동 이득 제어기를 포함한다. 상기 마이크로 컴퓨터(266)는 상기 A/D 컨버터(265)에 연속해서 입력되는 전압 데이터의 기울기를 계산하고, 상기 계산된 기울기가 임계값(sine파의 기울기)을 초과한다면 상기 전압 데이터에 노이즈가 포함되었다고 판단하고 상기 노이즈 제거용 디지털 필터를 이용하여 해당 전압 데이터를 새로운 값으로 대체한다. 예를 들어, 상기 대체 값은 상기 전극(11)에 공급된 전류 값을 근거로 하여 예측되는 이상적인 전압 값이다. 또한, 상기 마이크로 컴퓨터(266)는 상기 정전압 발생부(12)에서 출력되는 정현파의 적어도 하나의 주기 동안 상기 전압 데이터의 피크값을 검출한다. 그리고, 상기 마이크로 컴퓨터(266)는 상기 검출된 피크값이 상기 A/D 컨버터(265) 출력의 90%에 도달하도록 1과 2500 사이에서 상기 전압 증폭기(264)의 이득(gain)을 조절한다. 상기 마이크로 컴퓨터(266)는 상기 전압 증폭기(264)의 이득(또는 증폭률)을 조절하기 위해 상기 전압 증폭기(264)에 포함된 가변 저항을 제어한다. 상기 마이크로 컴퓨터(266)의 기능은 상기 제어부(17)에 의해서도 실행될 수 있다.

<36> 상기 제어부(17)는 상기 정전압 발생부(12)와 상기 전류 측정부(15)를 동기화하기 위해 클럭신호를 출력한다. 예를 들어, 상기 제어부(17)는 40MHz의 클럭신호를 상기 정전압 발생부(12) 및 상기 전류 측정부(15)에 전송한다. 또한, 상기 제어부(17)는 USB 포트를 통해 호스트 컴퓨터(18)와 연결되며, 상기 전류 측정부(154)에서 측정된 전류 관련 데이터를 상기 호스트 컴퓨터(18)에 전송한다. 여기서, 상기 호스트 컴퓨터(18)는 퍼스널 컴퓨터이거나 또는 여러 병소 검출장치와 연결되는 서버이다.

<37> 상기 호스트 컴퓨터(18)는 상기 제어부(17)로부터 전달받은 상기 전류들의 실수성분(크기)과 허수성분(위상)을 검출하고, 이들을 근거로 하여 전달 어드미턴스 데이터를 계산한다. 전류는 정상조직에서보다 암 또는 종양 등의 병소에서 더 잘 흐르기 때문에 전류의 세기에 비례하는 상기 전달 어드미턴스 데이터를 이용하면 병소의 유무를 판단할 수 있다. 또한, 상기 호스트 컴퓨터(18)는 상기 전달 어드미턴스 데이터를 이용하여 병소의 위치와 크기를 계산하고, 상기 계산된 값들을 근거로 하여 상기 검사 부위 내부를 3차원 영상으로 나타낼 수 있다. 이러한 영상은 상기 검사 부위 내부의 생체조직의 도전율(conductivity)과 유전율(permittivity)에 대한 정보를 제공하며, 암, 종양 등과 같은 병소의 유무뿐만 아니라 병소의 위치와 크기까지 정확히 사용자가 알 수 있도록 한다. 다른 실시예로서, 상기 호스트 컴퓨터(18)가 병소 검출장치와 연결되지 않는 경우에 상기 제어부(17)가 상기 전달 어드미턴스 데이터를 근거로 하여 병소의 위치와 크기를 계산하는 기능을 수행할 수 있다.

<38> 상기 전달 어드미턴스 데이터를 근거로 병소의 위치와 크기를 검출하는 방법을 설명하면 다음과 같다.

<39> 먼저, 상기 정전압 발생부(12)는 상기 제어부(17)의 명령에 따라 제 1 주파수의 정현파 전압을 생성하고 상기 전극(11)에 전달한다. 이때, 상기 정전압 발생부(12)는 10Hz-500kHz 사이의 어느 한 주파수, 예를 들어 50 kHz의 정현파 전압을 출력한다. 상기 제 1 주파수의 정현파 전압이 상기 전극(11)을 통해 측정 대상 내부로 유입되면. 상기 스캔 프로브(14)의 각 감지 전극(143)들은 검사하고자 하는 부위에서 전류를 감지한다.

<40> 이후, 상기 감지 전극(143)들에 의해 감지된 전류는 상기 전류 측정부(15)에 전달되고, 상기 전류 측정부(15)는 상기 감지 전극(143) 각각에 의해 감지된 전류들의 세기를 측정한다. 그리고, 상기 전류 측정부(15)는 상기 측정된 전류 값들의 실수성분과 허수성분 모두를 상기 제어부(17)에 전달한다. 그러면, 상기 제어부(17)는 상기 측정된 전류 값들을 상기 호스트 컴퓨터(18)에 전송한다.

<41> 그런 다음, 상기 정전압 발생부(12)는 일정 시간이 경과한 뒤, 상기 제 1 주파수(50 MHz)의 정현파 전압과 다른 제 2 주파수(예를 들어, 500 MHz)의 정현파 전압을 출력한다. 여기서, 상기 정전압 발생부(12)는 상기 제 1 주

파수의 정현파 전압의 출력이 종료된 후 상기 제 1 주파수의 정현파 전압의 일정 주기, 예를 들어 두 주기(180의 위상)에 해당하는 시간이 경과했을 때 상기 제 2 주파수의 정현파 전압을 출력하거나, 또는 상기 감지 전극들(143)에 의해 감지되는 전류들의 합이 0이 될 때 상기 제 2 주파수의 정현파 전압을 출력한다. 그리고, 동일한 방법으로, 상기 제 2 주파수의 정현파 전압은 측정대상 내부에 주입되고 상기 제 2 주파수의 정현파 전압에 의한 전류가 감지된다.

<42> 주파수가 서로 다른 정현파 전압에 의해 발생되는 전류값들을 근거로 하여 전달 어드미턴스 데이터를 계산하고, 상기 계산된 전달 어드미턴스 데이터를 근거로 병소의 위치 및 크기를 계산하는 알고리즘은 다음과 같다.

<43> 주파수가 서로 다른 두 정현파 정전압을 이용하는 경우, 두 주파수 ω 및 ω'에 해당하는 전달 어드미턴스 분포를 각각 $g(x,y)$와 $g'(x,y)$라 하고, 주파수 ω'에 상응하는 정상조직과 종양조직의 복소 도전율을 각각 $\tau'_1=\sigma_1+j\omega'\varepsilon_1$, $\tau'_2=\sigma_2+j\omega'\varepsilon_2$라 하자. 상기 두 주파수에 상응하는 전달 어드미턴스 분포들과 병소의 위치 및 크기의 관계는 수학식 1에서 정의된다.

수학식 1

<44>
$$g'(x,y)-g(x,y)=A\frac{18\alpha(\tau_2-\tau'_2)}{(2\tau_1+\tau_2)(2\tau'_1+\tau'_2)}\frac{2d^2-(x-\xi_1)^2-(y-\xi_2)^2}{4\pi[(x-\xi_1)^2-(y-\xi_2)^2+d^2]^{5/2}}$$

<45> 여기서, 상기 수학식 1에서 사용된 기호는 다음과 같다.

<46> A : 병소의 체적

<47> (x,y) : 스캔 프로브(14)의 평면 Γ상의 임의의 지점

<48> α : 스캔 프로브(14) 평면상에서 전달 어드미턴스 분포 g(x,y)의 평균값

<49> (ξ_1,ξ_2) : 신체 내의 병소와 상응하는 스캔 프로브(14) 평면 상의 지점

<50> d : 스캔 프로브(14)의 평면 위의 점 (ξ_1,ξ_2)에서 병소의 무게중심까지의 수직 거리

<51> $\tau_1=\sigma_1+j\omega\varepsilon_1$: σ_1은 정상 조직의 평균 도전율(conductivity), ε_1은 정상조직의 평균 유전율(permittivity), ω는 정현파 전압의 주파수

<52> $\tau_2=\sigma_2+j\omega\varepsilon_2$: σ_2는 종양 조직의 평균 도전율(conductivity), ε_2는 종양 조직의 평균 유전율(permittivity)

수학식 2

<53>
$$(\xi_1,\xi_2)=\underset{(x,y)\in\Gamma}{\arg\max}\,|g'(x,y)-g(x,y)|$$

<54> 상기 수학식 2는 병소의 위치에 상응하는 스캔 프로브(14) 평면상의 지점 (ξ_1,ξ_2)을 구하는 공식이다. 상기 스캔 프로브(14)의 평면상의 지점 (ξ_1,ξ_2)은 상기 스캔 프로브(14)의 평면상에서 절대값 $|g'(x,y)-g(x,y)|$이 최대값을 갖는 지점이다. 상기 지점 (ξ_1,ξ_2)을 구하기 위해 상기 제어부(17)는 주파수 ω'에 해당하는 어드미턴스 분포 $g'(x,y)$와 주파수 ω에 해당하는 어드미턴스 분포 $g(x,y)$를 각각 비교한다. 그리고, 두 어드미턴스 분포들 간의 차 값들 중 최대값을 갖는 상기 스캔 프로브(14) 평면상의 지점을 병소 위치에 상응하는 위치

(ξ_1,ξ_2)로 결정한다.

수학식 3

$$\left|\frac{g'(\xi_1,\xi_2)-g(\xi_1,\xi_2)}{g'(x,y)-g(x,y)}\right|=\frac{\left|2-\frac{l^2}{d^2}\right|}{2\left(\frac{l^2}{d^2}+1\right)^{5/2}}$$

<55>

<56> 상기 수학식 3은 병소의 깊이 d를 구하는 공식이다. 상기 (x,y)는 상기 (ξ_1,ξ_2)근처의 상기 스캔 프로브(14)의 평면상의 임의의 지점이며, 거리 l은 상기 지점 (x,y)와 상기 지점 (ξ_1,ξ_2) 사이의 거리, $l=\sqrt{(x-\xi_1)^2+(y-\xi_2)^2}$이다. 상기 제어부(17)는 상기 지점 (ξ_1,ξ_2)과 임의의 지점 (x,y)과의 거리 l를 계산하고, 상기 지점 (ξ_1,ξ_2)에서 측정된 두 어드미턴스 값들 $g'(\xi_1,\xi_2)$, $g(\xi_1,\xi_2)$과, 상기 임의의 지점 (x,y)에서 측정된 두 어드미턴스 값들 $g'(x,y)$, $g(x,y)$과, 그리고 상기 거리 l 값을 근거로 하여 상기 스캔 프로브(14) 평면상의 지점 (ξ_1,ξ_2)에서 실제 병소까지의 거리 d를 계산한다. 상기 수학식 3에서와 같이, 상기 두 어드미턴스 값들간의 차 $g'(x,y)-g(x,y)$와, 상기 두 어드미턴스 값들간의 차 $g'(\xi_1,\xi_2)-g(\xi_1,\xi_2)$의 비율에 따라 상기 거리 d가 달라지고, 또한 상기 거리 l에 따라 상기 거리 d가 달라짐을 알 수 있다. 병소 위치에 상응하는 스캔 프로브(14) 평면상의 지점 (ξ_1,ξ_2)과, 상기 지점 (ξ_1,ξ_2)에서 병소까지의 거리 d를 알게되면 신체 내에 존재하는 병소의 정확한 위치를 알 수 있다.

수학식 4

$$A=\frac{\pi|2\tau_1+\tau_2||2\tau'_1+\tau'_2||g'(\xi_1,\xi_2)-g(\xi_1,\xi_2)|d^3}{9|\alpha||\tau_2-\tau'_2|}$$

<57>

<58> 상기 수학식 4는 병소의 크기(체적) A를 구하는 공식이다. 상기 스캔 프로브(14) 평면상의 지점 (ξ_1,ξ_2)에서 병소까지의 거리 d가 계산되면, 상기 제어부(17)는 병소의 체적 A를 구할 수 있다. 상기 수학식 4에서 표현된 바와 같이, 상기 병소의 체적 A는 상기 거리 d와, 상기 두 어드미턴스 값 간의 차 $g'(\xi_1,\xi_2)-g(\xi_1,\xi_2)$와, 상기 스캔 프로브(14) 평면상에서 전달 어드미턴스 분포의 평균값 α에 의존하며, 두 정현파 정전압에 해당하는 도전율 및 유전율 관련 데이터 τ_1, τ_2, τ'_1, τ'_2에 의존함을 알 수 있다.

발명의 효과

<59> 상술한 바와 같이, 본 발명은 어드미턴스 데이터를 근거로 신체 내의 병소 유무 여부를 판단할 수 있을 뿐만 아니라 병소의 위치 및 크기를 검출할 수 있다. 또한, 유방암을 검출하는 기술로서 기존에 사용되고 있는 유방암 검진기에 비하여 인체에 무해하고 비교적 저가의 기기로 제작하는 것이 가능하다. 게다가 주파수가 서로 다른 정전압을 일정간격을 두고 신체 내에 주입하기 때문에 두 정전압 간의 간섭에 의해 발생되는 노이즈가 없는 상태에서 병소의 위치 및 크기를 정확하게 검출할 수 있다. 따라서 본 발명은 유방암의 진단에 유용하게 사용될 수 있다.

<60> 이상에서 설명한 내용을 통해 당업자라면 본 발명의 기술 사상을 이탈하지 아니하는 범위에서 다양한 변경 및 수정이 가능함을 알 수 있을 것이다. 따라서 본 발명의 기술적 범위는 실시예에 기재된 내용으로 한정되는 것이

아니라 특허 청구의 범위에 의해 정해져야 한다.

도면의 간단한 설명

<1> 도 1은 본 발명의 병소 검출 장치를 나타낸 도면

<2> 도 2는 본 발명의 병소 검출 장치를 이용한 검출 방법의 일 실시예를 나타낸 도면

<3> 도 3은 도 1의 정전압 발생부를 나타낸 도면

<4> 도 4는 본 발명의 스캔 프로브의 일 실시예를 나타낸 도면

<5> 도 5는 도 1의 전류 측정부의 일 예를 나타낸 도면

<6> 도 6은 도 1의 전류 측정부의 다른 예를 나타낸 도면

<7> * 도면의 주요부분에 대한 부호의 설명 *

<8> 11 : 전극(reference electrode) 12 : 정전압 발생부

<9> 13 : 스위치 14 : 스캔 프로브

<10> 15 : 전류 측정부 17 : 제어부

<11> 18 : 호스트 컴퓨터 121 : 파형 발생기

<12> 122 : 16 비트 DAC 123 : 8 비트 DAC

<13> 141 : 금속프레임(guard electrode) 142 : 고정판(shielding case)

<14> 143 : 감지 전극 152 : 전류-전압 변환기

<15> 153 : 아날로그-디지털 컨버터 154 : 위상감응 복조기

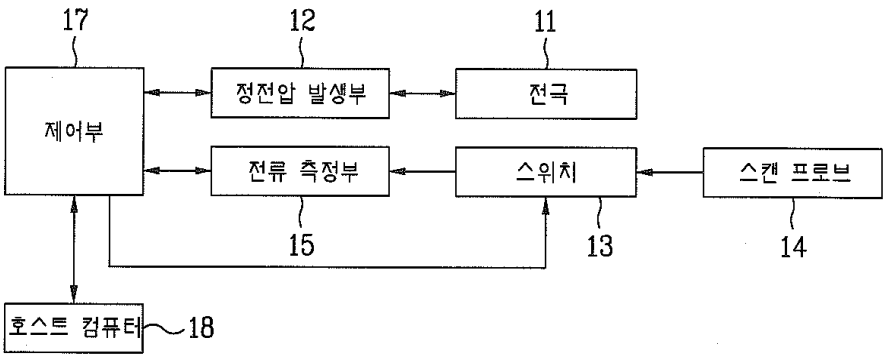
<16> 261 : 전류-전압 변환기 263 : 대역통과필터

<17> 264 : 전압증폭기 265 : 아날로그-디지털 컨버터

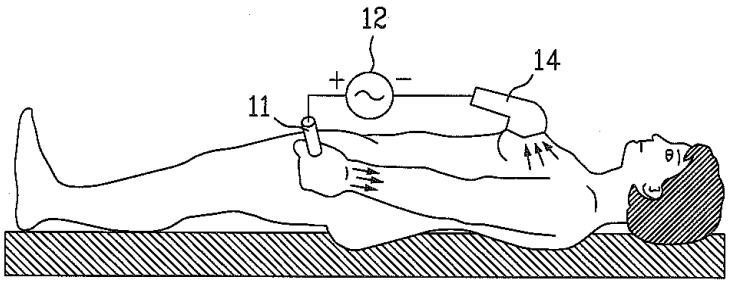
<18> 266 : 마이크로 컴퓨터

도면

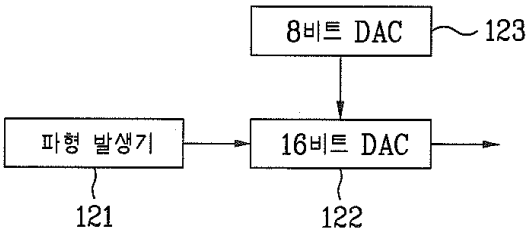
도면1



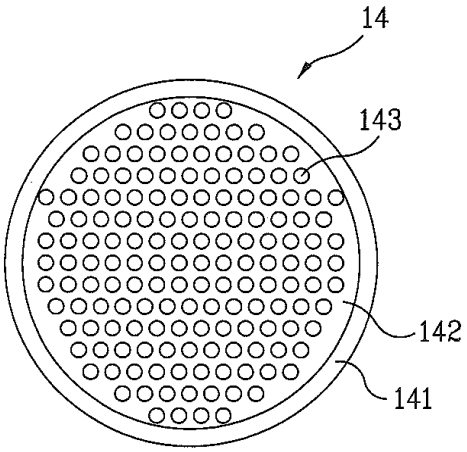
도면2



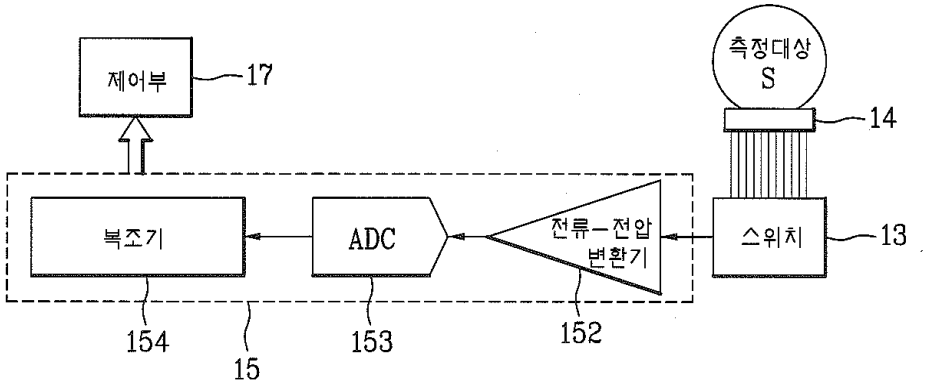
도면3



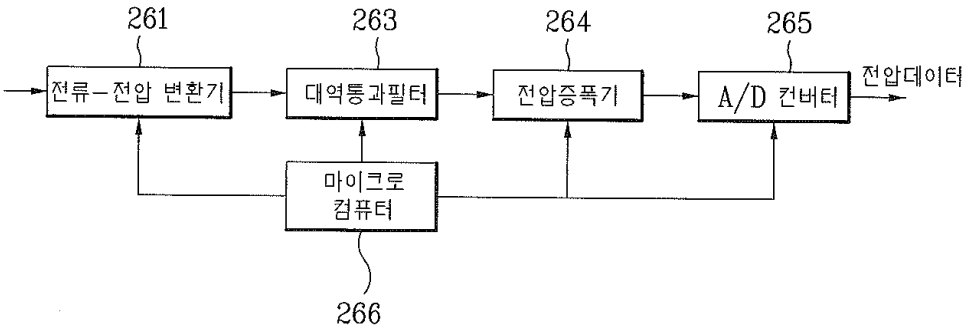
도면4



도면5


제어부
17
측정대상
S
14
복조기
ADC
전류-전압
변환기
스위치
13
154
15
153
152

도면6


261
263
264
265
전류-전압 변환기
대역통과필터
전압증폭기
A/D 컨버터
전압데이터
마이크로
컴퓨터
266