



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0135140
(43) 공개일자 2015년12월02일

- | | |
|--|---|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/02 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
A61B 5/0004 (2013.01)
A61B 5/0017 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2015-0071568</p> <p>(22) 출원일자 2015년05월22일
심사청구일자 2015년05월22일</p> <p>(30) 우선권주장
10 2014 209 806.8 2014년05월22일 독일(DE)</p> | <p>(71) 출원인
지멘스 악티엔게젤샤프트
독일 뮌헨 80333 비텔스파허프라췌 2</p> <p>(72) 발명자
아스만, 베른드
독일 90762 푸르트 마틸덴스트라세 5</p> <p>(74) 대리인
양영준, 백만기, 정은진</p> |
|--|---|

전체 청구항 수 : 총 12 항

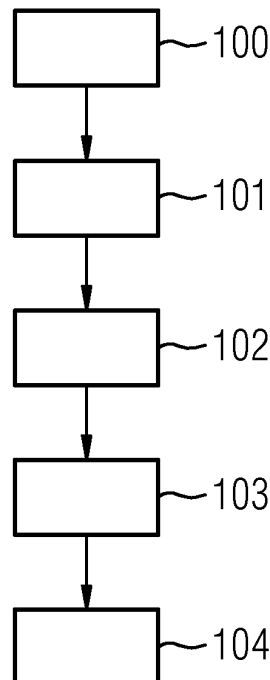
(54) 발명의 명칭 심장 음향 신호들의 무선 전송을 위한 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명은 영상 의료 검사 동안의 심장 음향 신호들의 무선 전송 방법에 관한 것으로, 심장 음향 신호들은 광학 마이크로폰에 의해 샘플링 주파수에서 취득되고, 샘플링 주파수는 하나의 주기 지속기간을 포함하고, 심장 음향 신호들의 무선 전송은 전송 장치에 의해 달성되고, 전송 장치는 제어 유닛 및 송신 유닛을 갖고, 송신 유닛은 신

(뒷면에 계속)

대표도 - 도3



호 변조 유닛을 포함하고, 신호 변조 유닛은 송신 다이오드 및 수신 다이오드를 포함하며, 상기 무선 전송 방법은,

- 활성화 시간을 포함하는 시간 간격 동안 제어 유닛에 의해 송신 다이오드를 활성화하는 단계로서, 이때 활성화 시간은 주기 지속기간보다 짧은, 활성화 단계와,
- 활성화 시간 중에 송신 다이오드에 의해 신호를 방출하는 단계로서, 이때 방출된 신호는 심장 음향 신호들에 기초하여 광학적으로 변조되는, 신호 방출 단계와,
- 활성화 시간 중에 수신 다이오드에 의해 변조된 신호들을 취득하는 단계와,
- 상기 신호들을 무선으로 전송하는 단계를 포함한다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/02 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

영상 의료 검사 동안의 심장 음향 신호들의 무선 전송 방법으로서, 상기 심장 음향 신호들은 광학 마이크로폰(31)에 의해 샘플링 주파수에서 취득되고, 상기 샘플링 주파수는 하나의 주기 지속기간(period duration)(T_{per})을 포함하고, 상기 심장 음향 신호들의 무선 전송은 전송 장치(32)에 의해 달성되고, 상기 전송 장치는 제어 유닛(33) 및 송신 유닛(34)을 갖고, 상기 송신 유닛(34)은 신호 변조 유닛(35)을 포함하고, 상기 신호 변조 유닛은 송신 다이오드(37) 및 수신 다이오드(38)를 포함하며, 상기 무선 전송 방법은

- 활성화 시간(T_{ak})을 포함하는 시간 간격 동안 상기 제어 유닛(33)에 의해 상기 송신 다이오드(37)를 활성화하는 단계로서, 이때 상기 활성화 시간(T_{ak})은 상기 주기 지속기간(T_{per})보다 짧은, 활성화 단계와,
- 상기 활성화 시간(T_{ak}) 중에 상기 송신 다이오드(37)에 의해 신호를 방출하는 단계로서, 이때 상기 방출된 신호는 상기 심장 음향 신호들에 기초하여 광학적으로 변조되는, 신호 방출 단계와,
- 상기 활성화 시간(T_{ak}) 중에 상기 수신 다이오드(38)에 의해 상기 변조된 신호들을 취득하는 단계와,
- 상기 신호들을 무선으로 전송하는 단계를 포함하는 무선 전송 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 활성화 시간(T_{ak})은 상기 주기 지속기간(T_{per})의 최대 10%에 이르는 것을 특징으로 하는 무선 전송 방법.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 활성화 시간(T_{ak})은 상기 주기 지속기간(T_{per})의 최대 5%에 이르는 것을 특징으로 하는 무선 전송 방법.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 활성화 시간(T_{ak})이 경과한 이후에, 상기 송신 다이오드(37)는 수동(passive) 및/또는 비활성 동작 상태로 스위칭되는 것을 특징으로 하는 무선 전송 방법.

청구항 5

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 활성화 시간(T_{ak})은 스위칭 시간(T_s)을 포함하고, 상기 활성화 시간(T_{ak}) 내의 상기 스위칭 시간(T_s) 동안 상기 송신 유닛(34)의 샘플-앤드-홀드 회로(sample-and-hold circuit)(40)가 활성화되는 것을 특징으로 하는 무선 전송 방법.

청구항 6

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 주기 지속기간(T_{per})과 상기 활성화 시간(T_{ak}) 사이의 차이에 대응하며 상기 활성화 시간(T_{ak}) 바로 다음에 이어지는 처리 시간(T_{sv}) 중에, 상기 송신 유닛(34)의 신호 처리 유닛(36)에 의해 신호 처리가 이루어지는 것을 특징으로 하는 무선 전송 방법.

청구항 7

제어 유닛(33) 및 송신 유닛(34)을 갖는 전송 장치(32)로서,

상기 송신 유닛(34)은 신호 변조 유닛(35)을 포함하고, 상기 신호 변조 유닛은 송신 다이오드(37) 및 수신 다이오드(38)를 갖고,

상기 전송 장치(32)는, 제1항 내지 제6항 중 어느 한 항에 따른 영상 의료 검사 동안의 심장 음향 신호들의 무선 전송 방법을 수행하도록 구성되는 전송 장치(32).

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 제어 유닛(33)은, 활성화 시간(T_{ak})이 경과한 이후에, 상기 송신 다이오드(37)를 수동 및/또는 비활성 동작 상태로 스위칭하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 전송 장치(32).

청구항 9

제7항 또는 제8항에 있어서,

활성화 시간(T_{ak})은 주기 지속기간(T_{per})의 최대 10%에 이르는 것을 특징으로 하는 전송 장치(32).

청구항 10

제7항 내지 제9항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 송신 유닛(34)은 샘플-앤드-홀드 회로(40)를 갖는 신호 처리 유닛(36)을 갖고, 상기 샘플-앤드-홀드 회로는 스위칭 시간(T_s)의 시간 간격 동안 상기 제어 유닛(33)에 의해 활성화되고, 상기 스위칭 시간(T_s)은 상기 활성화 시간(T_{ak})에 포함되는 것을 특징으로 하는 전송 장치(32).

청구항 11

영상 의료 검사 중에 심장의 운동(cardiac motion)을 검출하기 위한 모션 검출 유닛으로서,

상기 모션 검출 유닛(30)은 광학 마이크로폰(31)과, 제7항 내지 제10항 중 어느 한 항에 따른 전송 장치(32)를 포함하는 모션 검출 유닛(30).

청구항 12

제11항에 따른 모션 검출 유닛(30)을 구비한 영상 의료 장치(10).

발명의 설명

기술 분야

[0001]

본 발명은 영상 의료 검사 동안의 심장 음향 신호들의 무선 전송 방법에 관한 것으로, 여기서 심장 음향 신호들은 광학 마이크로폰에 의해 샘플링 주파수에서 취득되고, 샘플링 주파수는 하나의 주기의 지속기간(duration of one period)을 포함하고, 심장 음향 신호들은 전송 장치에 의해 전송되고, 전송 장치는 제어 유닛 및 송신 유닛을 갖고, 송신 유닛은 신호 변조 유닛을 포함하고, 신호 변조 유닛은 송신 다이오드 및 수신 다이오드를 갖는다.

배경 기술

[0002]

바람직하게는, 의료 영상 획득, 예를 들어 자기 공명 영상 획득은, 후처리에 의해 이미지를 생성하기 위해 결합되는 복수의 송신/수신 사이클을 포함한다. 예를 들어, 환자의 심장 박동으로 인해 움직이는 환자의 신체의 영역들의 경우에, 개별 사이클들 동안의 이미지 취득은 항상 이 움직임의 동일한 페이즈(phase)에서 일어나야 한다. 그러한 목적을 위해, 신체 움직임으로부터 자기 공명 영상을 위한 트리거 신호들이 도출되는데, 이 신호들은 이미지 취득을 개시하기 위한 트리거 시점을 특정한다. 환자의 심장 영역의 이미지 데이터를 취득하기 위해서, 예를 들어 영상 의료 장치에 의한 이미지 데이터의 취득이 환자의 ECG 신호의 R파에 동기화되어, 상이한 시

간에 취득된 이미지 데이터가 항상 동일한 심장 페이스를 갖는 것이 필요하다.

- [0003] 또한, ECG 신호들은 경사들(gradients)의 주입으로 인해 자주 노이즈 간섭을 겪는다고 알려져 있다. 이러한 이유로, 심장 음향은 대안적으로 광학 마이크로폰에 의해서도 취득된다. 그러나, 무선 및/또는 배터리 동력식 광학 마이크로폰의 사용은, 이러한 타입의 장치들이 기존의 종래 기술의 ECG 장치들보다 최대 4배 더 많은 전력을 소비한다는 문제점을 일으킨다. 그러므로, 무선 광학 마이크로폰들은 대부분의 경우에 몇 시간, 예를 들어 3 시간의 동작 시간으로 제한되고, 이러한 장치들은 이들이 다시 사용될 수 있기 전에 먼저 재충전되어야 한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0004] 본 발명이 기반으로 하는 목적은, 특히 영상 의료 검사 동안의 심장 음향 신호들의 전력 절감형 무선 전송을 가능하게 하는 방법 및 장치를 제공하는 것이다. 이러한 목적은 독립 청구항들의 특징들에 의해 달성된다. 유리한 실시예들이 종속 청구항들에 기재되어 있다.

과제의 해결 수단

- [0005] 본 발명은 영상 의료 검사 동안의 심장 음향 신호들의 무선 전송 방법에 관한 것으로, 심장 음향 신호들은 광학 마이크로폰에 의해 샘플링 주파수에서 취득되고, 샘플링 주파수는 하나의 주기 지속기간을 포함하고, 심장 음향 신호들의 무선 전송은 전송 장치에 의해 실현되고, 전송 장치는 제어 유닛 및 송신 유닛을 갖고, 송신 유닛은 신호 변조 유닛을 포함하고, 신호 변조 유닛은 송신 다이오드 및 수신 다이오드를 갖고, 이 무선 전송 방법은,

- [0006] - 활성화 시간을 포함하는 시간 간격 동안 제어 유닛에 의해 송신 다이오드를 활성화하는 단계로서, 이때 활성화 시간은 주기 지속기간보다 짧은, 활성화 단계와,
- [0007] - 활성화 시간 중에 송신 다이오드에 의해 신호를 방출하는 단계로서, 이때 방출된 신호는 심장 음향 신호들에 기초하여 광학적으로 변조되는, 신호 방출 단계와,
- [0008] - 활성화 시간 중에 수신 다이오드에 의해 변조된 신호들을 취득하는 단계와,
- [0009] - 이 신호들을 무선으로 전송하는 단계를 포함한다.

- [0010] 본 발명에 따른 실시예는 유리하게는 송신 다이오드의 송신 시간이 상당히 단축될 수 있게 하고, 그에 따라 전송 장치의 에너지 소비도 감소될 수 있게 한다. 예를 들어, 활성화 시간이 주기 지속기간의 50%에 이르는 경우, 송신 다이오드의 에너지 소비는 50%만큼 감소될 수 있다. 전송 장치의 감소된 에너지 소비 때문에, 전송 장치의 동작 시간은 상당히 증가될 수 있어, 바람직하게는 전송 장치의 동작 시간이 중단 없이 하루 종일로 연장될 수 있게 된다. 바람직하게는, 송신 다이오드는 대략 100mA의 전력 소비를 갖는 적외선 발광 다이오드(IR LED)를 포함한다.

- [0011] 이와 관련하여, 제어 유닛은, 특히 프로세서를 갖는 유닛으로 이해되어야 한다. 제어 유닛은 제어 소프트웨어 및/또는 제어 프로그램들을 더 포함하고, 이들은 메모리 유닛에 저장되며, 전송 장치의 개별 유닛을 제어하기 위해 프로세서 유닛에 의해 실행된다. 추가로, 제어 유닛은 메모리 유닛을 또한 포함할 수 있다. 또한, 신호 변조 유닛은, 특히 광학 신호로부터, 예를 들어 광학적으로 취득된 심장 음향 신호로부터 전기 신호를 발생시키는 유닛으로 이해되어야 한다. 이 경우, 신호, 특히 적외선 신호가 송신 다이오드, 특히 IR LED에 의해 방출되고, 이 신호는 광학적으로 취득된 심장 음향 신호들에 의해 변조, 특히 중첩된다. 이어서 변조된 신호는 수신 다이오드, 예를 들어 적외선-광-다이오드에 의해 수신되고, 이 수신된 신호에 기초하여 수신 다이오드에 의해 전기 신호가 생성되어 출력된다. 광학 마이크로폰은 바람직하게는 재충전가능 배터리 동력식 및/또는 일회용 배터리 동력식 광학 마이크로폰을 포함한다.

- [0012] 주기 지속기간은 특히 환자의 심박수의 샘플링 주파수의 가역 값(reciprocal value)에 대응한다. 샘플링 주파수는 심박수의 대략 10배와 동일하여, 샘플링에 의해 충분한 신호 품질이 달성될 수 있음을 보장하게 된다. 심박수가 대략 35Hz 내지 40Hz인 경우, 샘플링 레이트는 대략 400Hz에 이른다. 따라서, 대응하는 주기의 지속기간은 대략 2500ms에 이른다. 바람직하게, 송신 다이오드는 활성화 시간 동안에 배타적으로 활성화되고, 활성화 시간의 밖에서는 수동(passive) 및/또는 비활성 동작 상태에 있게 된다.

- [0013] 활성화 시간이 주기 지속기간의 최대 10%에 이르는 경우에, 특히 전력 절감형 전송 장치가 유리하게 달성될 수 있다. 그 결과로서, 전송 장치의 전력 절감은 송신 다이오드의 연속적인 활성화와 비교하여 적어도 90%에 이르는

다. 바람직하게, 활성화 시간은 주기 지속기간의 최대 5%에 이르고, 특히 유리하게는 주기 지속기간의 최대 3%에 이른다. 그러나, 특히 바람직하게는, 활성화 시간은 주기 지속기간의 대략 2%에 이른다. 그러므로, 전력 절감은 송신 다이오드의 연속적인 활성화와 비교하여 적어도 95% 내지 98%에 이른다. 그러므로, 송신 다이오드에 대해, 특히 IR LED에 대해 연속 정격 전류(continuous rated current)가 대략 100mA인 경우, 이는 대략 2mA 내지 5mA 이하의 평균 전력 소비를 초래한다.

[0014] 본 발명의 유리한 전개에서, 활성화 시간이 경과한 이후에, 송신 다이오드가 수동 및/또는 비활성 동작 상태로 스위칭되는 것이 제안된다. 그 결과로서, 송신 다이오드는 활성화 시간 간격 동안 배타적으로 신호 변조에 이용될 수 있고, 그에 따라 샘플링 사이클 동안의 송신 다이오드의 동작 시간이 상당히 감소될 수 있다. 송신 다이오드의 수동 및/또는 비활성 동작 상태는, 특히 송신 다이오드가 어떠한 신호도 방출하지 않으며, 또한 전력 절감 동작 상태에 있는, 송신 다이오드의 동작 상태로 이해되어야 한다.

[0015] 또한, 활성화 시간이 스위칭 시간을 포함하고, 활성화 시간 내의 스위칭 시간 동안 송신 유닛의 샘플-앤드-홀드 회로(sample-and-hold circuit)가 활성화되는 것이 제안된다. 이를 통해, 수신 다이오드에 의해 취득되는 최신 신호가 샘플-앤드-홀드 회로의 하류에 연결된 신호 처리 장치를 위해 유리하게 저장될 수 있다. 또한, 저장된 신호 값의 바람직하지 않은 덮어쓰기가 방지될 수 있고, 그에 따라 저장된 신호 값은 취득 사이클 동안 이용 가능하다. 바람직하게, 샘플-앤드-홀드 회로는, 이 회로가 비활성화된 상태에 있을 때에 수신 다이오드에 의해 취득 및 포워딩된 마지막 신호 값을 저장한다. 바람직하게는, 수신 다이오드와 샘플-앤드-홀드 회로 사이에 전류/전압 변환기 유닛이 배열되어, 수신 다이오드에 의해 취득된 전류 신호가 샘플-앤드-홀드 회로의 입력에 인가하는 전압 신호로 변환되게 된다. 바람직하게, 활성화 시간은 샘플-앤드-홀드 회로의 스위칭 시간에 선행하는 지연 시간을 포함한다.

[0016] 본 발명의 추가 실시예에서, 주기 지속기간과 활성화 시간 사이의 차이에 대응하며 활성화 시간 바로 다음에 이어지는 처리 시간 중에, 송신 유닛의 신호 처리 유닛에 의해 신호 처리가 이루어지는 것이 제안된다. 이것은 충분히 큰 시간 간격이 신호 처리 유닛에 이용 가능하게 하여, 예를 들어 신호 처리 유닛의 필터 유닛, 특히 대역 통과 필터 유닛이 샘플-앤드-홀드 회로 내에 저장된 새로운 신호 값으로 전이되게 한다. 바람직하게는, 신호 처리 유닛은 필터 유닛, 증폭기 유닛 및 ADC 유닛을 포함한다. 예를 들어, 필터 유닛에 의해 심장 음향의 주파수 범위 외부에 있는 신호 성분들이 필터링된다. 이 경우, 예를 들어 환자의 호흡으로부터 발생하는, 예를 들어 20Hz 미만, 바람직하게는 25Hz 미만의 주파수를 갖는 신호들이 필터링된다. 또한, 예를 들어 마이크로폰으로부터의 노이즈 신호들 및/또는 고주파수 경사 잡음들(higher-frequency gradient noises)을 포함하는, 45 Hz보다 큰, 바람직하게는 40Hz보다 큰, 특히 유리하게는 35Hz보다 큰 주파수를 갖는 신호들이 이 프로세스에서 필터링될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 신호들에서의 에일리어스 영향들도 또한 필터 유닛에 의해 필터링될 수 있다. 바람직하게, 신호 처리 유닛은 무선 신호 전송의 상류에 접속되어, 디지털 신호가 무선 전송을 위해 ADC 유닛에 의해 제공된다.

[0017] 또한, 본 발명은 제어 유닛 및 송신 유닛을 갖는 전송 장치에 관한 것으로, 송신 유닛은 신호 변조 유닛을 포함하고, 신호 변조 유닛은 송신 다이오드 및 수신 다이오드를 갖고, 전송 장치는, 영상 의료 검사 동안의 심장 음향 신호들의 무선 전송 방법을 수행하도록 구성되고, 심장 음향 신호들은 광학 마이크로폰에 의해 샘플링 주파수에서 취득되고, 샘플링 주파수는 하나의 주기 지속기간을 포함하고, 상기 무선 전송 방법은,

[0018] - 활성화 시간을 포함하는 시간 간격 동안 제어 유닛에 의해 송신 다이오드를 활성화하는 단계로서, 이때 활성화 시간은 주기 지속기간보다 짧은, 활성화 단계와,

[0019] - 활성화 시간 중에 송신 다이오드에 의해 신호를 방출하는 단계로서, 이때 방출된 신호는 심장 음향 신호들에 기초하여 광학적으로 변조되는, 신호 방출 단계와,

[0020] - 활성화 시간 중에 수신 다이오드에 의해 변조된 신호들을 취득하는 단계와,

[0021] - 이 신호들을 무선으로 전송하는 단계를 포함한다.

[0022] 본 발명에 따른 실시예에 의하면, 송신 다이오드의 송신 시간이 유리하게는 상당히 단축될 수 있고, 그에 따라 전송 장치의 에너지 소비도 감소될 수 있다. 전송 장치의 감소된 에너지 소비 때문에, 전송 장치의 동작 시간은 상당히 증가될 수 있어, 바람직하게는 전송 장치의 동작 시간이 중단 없이 하루 종일로 연장될 수 있게 된다.

[0023] 본 발명에 따른 전송 장치의 이점들은 본질적으로 상세하게 기술한 본 발명에 따른 심장 음향 신호들의 무선 전송 방법의 이점들에 대응한다. 이와 관련하여 기재된 특징들, 이점들 또는 대안적인 실시예 변형들은 또한 유

사하게 다른 청구 대상들에 적용될 수 있고, 그 반대도 마찬가지이다.

- [0024] 또한, 활성화 시간이 경과한 이후에, 제어 유닛이 송신 다이오드를 수동 및/또는 비활성 동작 상태로 스위칭하도록 구성되는 것이 제안된다. 그 결과로서, 송신 다이오드, 특히 IR LED는 활성화 시간 간격 동안 배타적으로 신호 변조에 이용가능하고, 그에 따라 샘플링 사이클 동안의 송신 다이오드의 동작 시간이 분명히 감소될 수 있다. 또한, 송신 유닛의 전력 소비도 이러한 방식으로 분명히 감소될 수 있다.
- [0025] 활성화 시간이 주기 지속기간의 최대 10%에 이르는 경우에, 특히 전력 절감형 전송 장치가 유리하게 실현될 수 있다. 그 결과로서, 전송 장치의 전력 절감은 송신 다이오드의 연속적인 활성화와 비교하여 적어도 90%에 이른다. 바람직하게, 활성화 시간은 주기 지속기간의 최대 5%에 이르고, 특히 유리하게는 주기 지속기간의 최대 3%에 이른다. 그러나, 특히 바람직하게, 활성화 시간은 주기 지속기간의 대략 2%에 이른다. 그러므로, 전력 절감은 송신 다이오드의 연속적인 활성화와 비교하여 적어도 95% 내지 98%에 이른다.
- [0026] 본 발명의 다른 실시예에 따르면, 송신 유닛이 샘플-앤드-홀드 회로를 갖는 신호 처리 유닛을 갖고, 이 샘플-앤드-홀드 회로가 활성화 시간 내에 포함된 시간 간격 동안 제어 유닛에 의해 활성화되는 것이 제안된다. 그 결과로서, 수신 다이오드에 의해 취득되는 최신 신호가 샘플-앤드-홀드 회로의 하류에 연결된 신호 처리 장치를 위해 유리하게 저장될 수 있다. 또한, 저장된 신호 값의 바람직하지 않은 덮어쓰기가 방지될 수 있고, 그에 따라 저장된 신호 값은 취득 사이클 동안 이용 가능하다.
- [0027] 또한, 신호 처리 유닛이, 샘플-앤드-홀드 회로의 하류에 접속되도록 배열되어 있는 필터 유닛과 증폭기 유닛을 갖는 것이 제안된다. 이로써, 무선 신호 전송 이전에 유리한 신호 필터링 및/또는 신호 증폭이 수행되는 것이 가능하다. 예를 들어, 필터 유닛에 의해 심장 음향의 주파수 범위 외부에 있는 신호 성분들이 필터링된다. 이러한 경우, 예컨대 환자의 호흡으로부터 발생하는, 20Hz 미만의 주파수를 갖는 신호들, 및/또는 예컨대 마이크로폰으로부터의 노이즈 신호들인, 45Hz보다 큰, 바람직하게는 40Hz보다 큰 주파수를 갖는 신호들이 필터링된다.
- [0028] 특히 유리하게, 송신 유닛은 ADC 유닛을 갖는 신호 처리 유닛을 포함함으로써, 신호 처리 유닛은 무선 신호 전송을 위한 디지털 신호들을 유리하게 제공하게 된다.
- [0029] 또한, 본 발명은 영상 의료 검사 중에 심장의 운동을 검출하기 위한 모션 검출 유닛에 관한 것으로, 모션 검출 유닛은 광학 마이크로폰 및 전송 장치를 갖고, 전송 장치는 제어 유닛 및 송신 유닛을 갖고, 송신 유닛은 신호 변조 유닛을 포함하고, 신호 변조 유닛은 송신 다이오드 및 수신 다이오드를 갖고, 전송 장치는 심장 음향 신호들의 무선 전송 방법을 수행하도록 구성되고, 심장 음향 신호들은 광학 마이크로폰에 의해 샘플링 주파수에서 취득되고, 샘플링 주파수는 하나의 주기 지속기간을 포함하고, 상기 무선 전송 방법은,
- [0030] - 활성화 시간을 포함하는 시간 간격 동안 제어 유닛에 의해 송신 다이오드를 활성화하는 단계로서, 이때 활성화 시간은 주기 지속기간보다 짧은, 활성화 단계와,
- [0031] - 활성화 시간 중에 송신 다이오드에 의해 신호를 방출하는 단계로서, 이때 방출된 신호는 심장 음향 신호들에 기초하여 광학적으로 변조되는, 신호 방출 단계와,
- [0032] - 활성화 시간 중에 수신 다이오드에 의해 변조된 신호들을 취득하는 단계와,
- [0033] - 이 신호들을 무선으로 전송하는 단계를 포함한다.
- [0034] 본 발명에 따른 실시예에 의하면, 송신 다이오드의 송신 시간이 유리하게는 상당히 단축될 수 있고, 그에 따라 전송 장치의 에너지 소비도 감소될 수 있어, 전송 장치는 긴 검사 기간 동안, 예를 들어 하루 동안 특히 재충전 동작 없이 기능적으로 준비 상태에서 영상 의료 장치와 함께 이용 가능하다. 본 발명에 따른 모션 검출 유닛의 이점들은 본질적으로 상세하게 기술한 본 발명에 따른 심장 음향 신호들의 무선 전송 방법의 이점들에 대응한다. 이와 관련하여 기재된 특징들, 이점들 또는 대안적인 실시예 변형들은 또한 유사하게 다른 청구 대상들에 적용될 수 있고, 그 반대도 마찬가지이다.
- [0035] 또한, 본 발명은, 전송 장치 및 광학 마이크로폰에 의해 심장의 운동을 검출하기 위한 모션 검출 유닛을 갖는 영상 의료 장치에 관한 것으로, 전송 장치는 제어 유닛 및 송신 유닛을 갖고, 송신 유닛은 신호 변조 유닛을 포함하고, 신호 변조 유닛은 송신 다이오드 및 수신 다이오드를 갖고, 전송 장치는 심장 음향 신호들의 무선 전송 방법을 수행하도록 구성되고, 심장 음향 신호들은 광학 마이크로폰에 의해 샘플링 주파수에서 취득되고, 샘플링 주파수는 하나의 주기 지속기간을 포함하고, 상기 무선 전송 방법은,
- [0036] - 활성화 시간을 포함하는 시간 간격 동안 제어 유닛에 의해 송신 다이오드를 활성화하는 단계로서, 이때 활성화

화 시간은 주기 지속기간보다 짧은, 활성화 단계와,

[0037] - 활성화 시간 중에 송신 다이오드에 의해 신호를 방출하는 단계로서, 이때 방출된 신호는 심장 음향 신호들에 기초하여 광학적으로 변조되는, 신호 방출 단계와,

[0038] - 활성화 시간 중에 수신 다이오드에 의해 변조된 신호들을 취득하는 단계와,

[0039] - 이 신호들을 무선으로 전송하는 단계를 포함한다.

[0040] 본 발명에 따른 실시예에 의하면, 송신 다이오드의 송신 시간이 유리하게는 상당히 단축될 수 있고, 그에 따라 전송 장치의 에너지 소비도 감소될 수 있어, 전송 장치는 긴 검사 지속기간 동안, 예를 들어 하루 동안 추가적인 충전 동작들 없이 기능적으로 준비 상태 및/또는 동작 준비 상태에서 영상 의료 장치와 함께 이용가능하다. 본 발명에 따른 영상 의료 장치의 이점들은 본질적으로 상세하게 기술한 심장 음향 신호들의 무선 전송을 위한 본 발명에 따른 방법 및 본 발명에 따른 장치의 이점들에 대응한다. 이와 관련하여 기재된 특징들, 이점들 또는 대안적인 실시예 변형들은 또한 유사하게 다른 청구 대상들에 적용될 수 있고, 그 반대도 마찬가지이다.

[0041] 심장 영상 획득은 영상 의료 장치에 의해 환자에 대해 수행될 수 있고, 이러한 목적을 위해 심장 영상 획득 동안 심장 운동의 검출이 필요하다. 영상 의료 장치는 예를 들어 자기 공명 장치, 컴퓨터 단층촬영 장치, AX-아암 등을 포함할 수 있다.

[0042] 본 발명의 추가 이점들, 특징들 및 상세들은 도면들을 참조하여 그리고 아래에 설명된 예시적인 실시예로부터 명백해질 것이다.

도면의 간단한 설명

[0043] 도 1은 모션 검출 유닛을 갖는 본 발명에 따른 영상 의료 장치를 개략적으로 도시한 도면이다.

도 2는 모션 검출 유닛을 개략적으로 도시한 도면이다.

도 3은 심장 음향 신호들의 무선 전송을 위한 본 발명에 따른 방법을 도시한 도면이다.

도 4는 본 발명에 따른 방법의 흐름에 대한 시간 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0044] 도 1은 영상 의료 장치(10)를 개략적으로 도시한 도면이다. 본 예시적인 실시예에서, 영상 의료 장치(10)는 자기 공명 장치에 의해 형성된다. 영상 의료 장치(10)의 대안적인 실시예에서, 이 영상 의료 장치는, 컴퓨터 단층촬영 장치 및/또는 PET 장치(positron emission tomography device) 및/또는 관련 기술분야의 통상의 기술자에 의해 이로운 것으로 간주되는 다른 영상 의료 장치(10)에 의해 또한 실현될 수 있다.

[0045] 자기 공명 장치는, 강하고 특히 일정한 주 자기장(14)을 발생시키기 위한 초전도 주 자석(13)을 갖는 자석 유닛(12)을 가지는 검출기 유닛(11)을 포함한다. 추가로, 자기 공명 장치는 환자(16)를 수용하기 위한 환자 수용 구역(15)을 갖는다. 본 예시적인 실시예에서, 환자 수용 구역(15)은 원통 형상으로 구현되며, 원주 방향으로 자석 유닛(12)에 의해 원통형으로 둘러싸여진다. 그러나, 원칙적으로, 환자 수용 구역(15)의 대안적인 실시예는 언제나 구상가능하다. 환자(16)는 자기 공명 장치의 환자 지지 장치(17)에 의해 환자 수용 구역(15)에 안내될 수 있다.

[0046] 자석 유닛(12)은, 영상 획득 동안 공간 인코딩에 이용되는 자기장 경사를 발생시키기 위한 경사 코일 유닛(18)을 또한 갖는다. 경사 코일 유닛(18)은 자기 공명 장치의 경사 제어 유닛(19)에 의해 제어된다. 추가로, 자석 유닛(12)은 주 자석(13)에 의해 발생된 주 자기장(14)에 확립되는 편광을 여기시키기 위한 무선 주파수 안테나 제어 유닛(21) 및 무선 주파수 유닛(20)을 포함한다. 무선 주파수 유닛(20)은 무선 주파수 안테나 제어 유닛(21)에 의해 제어되고, 무선 주파수 자기 공명 시퀀스들을, 자기 공명 장치의 환자 수용 구역(15)에 의해 실질적으로 형성되는 검사 공간으로 방사한다.

[0047] 주 자석(13), 경사 제어 유닛(19) 및 무선 주파수 안테나 제어 유닛(21)을 제어하기 위해서, 자기 공명 장치는 컴퓨팅 유닛에 의해 형성된 시스템 제어 유닛(22)을 갖는다. 시스템 제어 유닛(22)은, 예를 들어 미리 결정된 영상 경사 에코 시퀀스를 수행하는 것과 같이, 자기 공명 장치의 중앙집중형 제어를 담당한다. 또한, 시스템 제어 유닛(22)은 이미지 데이터를 평가하기 위한 평가 유닛(추가로 상세하게 도시되지 않음)을 갖는다. 재구성된 자기 공명 이미지들뿐만 아니라 예를 들어 영상 파라미터들과 같은 제어 정보는 자기 공명 장치의 디스플레이

이 유닛(23) 상에서, 예를 들어 적어도 하나의 모니터 상에서 오퍼레이터에 대해 디스플레이될 수 있다. 또한, 자기 공명 장치는, 측정 프로세스 중에 오퍼레이터에 의해 정보 및/또는 파라미터들이 입력될 수 있게 하는 입력 유닛(24)을 갖는다.

[0048] 자기 공명 장치는 환자(16)의 심장의 운동을 검출하기 위해 모션 검출 유닛(30)을 갖는다. 모션 검출 유닛(30)은 환자(16)의 심장 음향 신호들을 취득하기 위한 광학 마이크로폰(31), 및 광학 마이크로폰(31)에 의해 취득된 심장 음향 신호들을 무선 전송하기 위한 전송 장치(32)를 포함한다. 환자(16)의 영상 의료 검사 동안 심장의 운동은 환자(16)의 심장 음향 신호들에 의해 검출된다. 이러한 방식으로, 영상 획득을 개시하기 위한 트리거 신호들이 모션 검출 유닛(30) 및/또는 시스템 제어 유닛(22)에 의해 발생되고, 그에 따라 취득된 이미지 데이터가 언제나 동일한 심장 페이즈에 관련된다는 것을 보장하게 된다.

[0049] 이 경우, 환자(16)의 심장 음향 신호들은 광학 마이크로폰(31)에 의해 샘플링 주파수에서 취득되는데, 이 샘플링 주파수는 하나의 주기 지속기간(T_{per})을 포함한다. 샘플링 주파수는 취득된 심장 음향 신호들에 대해 적절한 신호 품질이 획득되는 것을 보장하기 위해서 대략 400Hz에 이른다. 광학 마이크로폰(31)에 의한 심장 음향의 샘플링의 결과적인 주기 지속기간(T_{per})은 대략 2500 μ s에 이른다. 심장 음향의 주파수는 대략 25Hz 내지 대략 35Hz, 최대 40Hz까지의 범위에 있다. 광학 마이크로폰(31)은 바람직하게는 재충전가능 배터리 동력식 및/또는 일회용 배터리 동력식 광학 마이크로폰(31)을 포함한다.

[0050] 도 2는 모션 검출 유닛(30)을 개략적으로 도시한 도면이다. 모션 검출 유닛(30)의 전송 장치(32)는 제어 유닛(33) 및 송신 유닛(34)을 갖는다. 제어 유닛(33)은 전송 장치(32)의 송신 유닛(34)을 제어하도록 구성된다. 이러한 목적을 위해, 제어 유닛(33)은 프로세서 및 대응하는 제어 소프트웨어 및/또는 제어 컴퓨터 프로그램들을 갖는데, 이들은 메모리 유닛에 저장되며, 프로세서 유닛에 의해 전송 장치(32)의 개별 유닛들을 제어하기 위해 실행된다. 또한, 제어 유닛(33)은 메모리 유닛을 더 포함할 수 있다.

[0051] 전송 장치(32)의 송신 유닛(34)은 신호 변조 유닛(35) 및 신호 처리 유닛(36)을 갖는다. 신호 변조 유닛(35)은 송신 다이오드(37) 및 수신 다이오드(38)를 갖는다. 송신 다이오드(37)는 신호, 특히 IR 신호를 방출하는 적외선 LED(IR LED)를 포함한다. IR LED는 바람직하게는 대략 100mA의 연속 정격 전류를 갖는다. 수신 다이오드(38)는 송신 다이오드(37)에 의해 방출된 신호들, 특히 IR 신호들을 취득하도록 구성된 IR-광-다이오드를 포함한다. IR LED에 의해 IR 신호들이 방출된 이후에, IR 신호들은 심장 음향 신호들에 의해 광학적으로 변조되고, 후속하여 IR-광-다이오드에 의해 수신된다. 이 경우, 심장 음향 신호들은 방출된 IR 신호들을 광학적으로 중첩시킨다. 변조된 IR 신호들은 수신 다이오드(38), 특히 IR-광-다이오드에 의해 취득되고, 전기 신호들로, 특히 아날로그 전기 신호들로 변환된다.

[0052] 신호 처리 유닛(36)은 송신 유닛(34) 내부에서 신호 변조 유닛(35)의 하류에 접속되도록 배열되어 있다. 신호 처리 유닛(36)은 전류/전압 변환기 유닛(39), 샘플-앤드-홀드 회로(40), 필터 유닛(41), 증폭기 유닛(42) 및 ADC 유닛(43)을 포함한다. 수신 다이오드(38)의 아날로그 전류 신호는 전류/전압 변환기 유닛(39)에 의해 아날로그 전압 신호로 변환된다. 샘플-앤드-홀드 회로(40)는, 수신 다이오드(38)에 의해 취득된 최신 신호를, 샘플-앤드-홀드 회로(40)의 하류에 배열된 추가 신호 처리를 위해 그리고 필터 유닛(41)으로의 이 신호의 제공을 위해 저장하도록 구성된다. 바람직하게, 샘플-앤드-홀드 회로(40)는, 이 회로가 비활성화된 상태에 있을 때 수신 다이오드(38)에 의해 취득 및 포워딩된 마지막 신호 값을 저장한다.

[0053] 신호 처리 유닛(36)의 필터 유닛(41)은 하류에 연결된 ADC 유닛(43)에 대한 신호들에서 에일리어스 영향들을 필터링하는 역할을 한다. 또한, 신호들로부터, 20Hz 미만, 바람직하게는 25Hz 미만의 주파수를 갖는 노이즈 신호들이 필터 유닛(41)에 의해 필터링된다. 이들 노이즈 신호들은 예를 들어 환자의 저주파수 호흡 노이즈에 의해 발생된다. 또한, 신호들로부터, 45Hz보다 큰, 바람직하게는 40Hz보다 큰, 특히 유리하게는 35Hz보다 큰 주파수를 갖는 노이즈 신호들이 필터 유닛(41)에 의해 필터링된다. 전송한 타입의 노이즈 신호들은 예를 들어 마이크로폰으로부터의 바스락거리는 노이즈들에 의해 그리고/또는 고주파수 경사 노이즈들에 의해 생성된다. 따라서, 필터 유닛(41)의 출력 신호는 대략 25Hz 내지 35Hz의 주파수 범위를 갖는다. 본 예시적인 실시예에서, 필터 유닛(41)은 대역 통과 필터 유닛에 의해 형성된다.

[0054] 증폭기 유닛(42)과 ADC 유닛(43)은 신호 처리 유닛(36) 내부에서 필터 유닛(41)의 하류에 접속되도록 배열되어 있다. 필터링된 신호들은 증폭기 유닛(42)에 의해 증폭된다. 아날로그 신호들은 ADC 유닛(43)에 의해 디지털 신호들로 변환되고, 후속하여 송신 유닛(34)의 송신 요소(44)에 의해, 시스템 제어 유닛(22) 및/또는 전송 장치(32)에 통합될 수 있는 수신 유닛(추가로 상세하게 도시되지 않음)으로 무선 전송된다.

- [0055] 도 3은 광학 마이크로폰(31)에 의해 취득된 심장 음향 신호들의 무선 전송을 위한 본 발명에 따른 방법을 도시한다. 이 방법은 전송 장치(32)에 의해 수행되는데, 이러한 목적을 위해 전송 장치(32)의 개별 유닛들은 전송 장치(32)의 제어 유닛(33)에 의해 제어된다. 이 방법의 수행 준비 시에, 환자(16)는 환자 지지 장치(17) 상에 이미 배치되고, 환자 수용 구역(15) 내부에서 환자 지지 장치(17)와 함께 배열된다.
- [0056] 제1 방법 단계(100)에서, IR LED에 의해 형성된 송신 다이오드(37)는 활성화 시간(T_{ak})을 포함하는 시간 간격 동안 제어 유닛(33)에 의해 활성화된다. 이 경우, 활성화 시간(T_{ak})은 광학 마이크로폰(31)에 의한 심장 음향의 샘플링의 주기 지속기간(T_{per})보다 작다. 이 경우, IR LED는 활성화 시간(T_{ak}) 동안에 배타적으로 IR 신호들을 방출한다. 이 경우, IR LED에 대한 활성화 시간(T_{ak})은 샘플링에 대하여 제어 유닛(33)에 의해 조정되어, IR LED의 활성화 시간(T_{ak})이 광학 마이크로폰(31)에 의한 심장 음향 신호 취득의 시간 간격과 일치하고/하거나 중복되게 된다.
- [0057] 이 경우, IR LED의 활성화 시간(T_{ak})은 $2500\mu s$ 의 주기 지속기간(T_{per})의 최대 10%에, 바람직하게는 주기 지속기간(T_{per})의 최대 5%에, 특히 유리하게는 주기 지속기간(T_{per})의 대략 2%, 즉 대략 $50\mu s$ 에 이른다. 대략 $50\mu s$ 로의 송신 다이오드(37)의 동작 시간 감소 때문에, 송신 다이오드(37)에 대해 대략 98%의 전력 절감을 가져온다(도 4). 따라서, 지금부터 송신 다이오드(37), 특히 IR LED는 100mA 대신에 2mA의 평균 전류 소비만을 갖는다.
- [0058] 추가 방법 단계(101)에서는, 본 예시적인 실시예에서 IR 신호에 의해 형성되는 신호가 방출된다. 이 IR 신호는 활성화 시간(T_{ak}) 내에 IR LED에 의해 방출된다. 이 프로세스에서, 방출된 IR 신호는 심장 음향 신호들에 기초하여 광학적으로 변조된다. 특히, 심장 음향 신호들은 이 경우에 방출된 IR 신호들을 광학적으로 중첩시킨다.
- [0059] IR 신호들이 방출된 이후에, IR-광-다이오드에 의해 형성된 수신 다이오드(38)에 의하여 추가 방법 단계(102)에서 활성화 시간(T_{ak}) 동안 변조된 IR 신호들이 취득된다. 이 방법 단계(102)에서, 취득된 IR 신호에 의존하는 아날로그 전기 출력 신호가 수신 다이오드(38)에 의해 발생된다.
- [0060] 후속하여, 추가 방법 단계(103)에서, 아날로그 전기 신호들은 신호 처리 유닛(36)에 의해 추가 처리되고, 송신 유닛(34)의 송신 요소(44)에 의해 추가 방법 단계(104)에서 무선으로 전송된다.
- [0061] 신호 처리 방법 단계(103)는 활성화 시간(T_{ak}) 중에 부분적으로 그리고 활성화 시간(T_{ak}) 후에 부분적으로 수행된다. 초기에, 신호 처리 방법 단계(103)에서, 특히 전류/전압 변환기 유닛(39)에 의해 신호가 전류 신호로부터 전압 신호로 변환된다. 그런 다음, 전압 신호들이 샘플-앤드-홀드 회로(40)에 포워딩되어, 거기에 저장된다. 그러한 목적을 위해, 샘플-앤드-홀드 회로(40)는 스위칭 시간(T_s) 동안 제어 유닛(33)에 의해 활성화되는데, 이 스위칭 시간(T_s)은 활성화 시간(T_{ak})에 포함된다(도 3 및 도 4). 추가로, 활성화 시간(T_{ak})은 스위칭 시간(T_s)에 선행하는 지연 시간(T_d)을 포함하여, 샘플-앤드-홀드 회로(40)가 지연 시간(T_d) 이후에만 제어 유닛(33)에 의해 활성화되게 된다. 이 경우, 스위칭 시간(T_s)은 본질적으로 활성화 시간(T_{ak})과 동시에 끝난다.
- [0062] 활성화 시간(T_{ak})의 종료 다음에, 송신 다이오드(37), 특히 IR LED는 제어 유닛(33)에 의해 수동 및/또는 비활성 동작 상태로 스위칭된다. 이 경우, 송신 다이오드(37), 특히 IR LED는, 광학 마이크로폰(31)에 의해 심장 음향 신호들을 취득하기 위한 다음의 샘플링 사이클이 시작되고, 그에 따라 송신 다이오드(37)가 제어 유닛(33)에 의해 다시 한번 활성화될 때까지, 수동 및/또는 비활성 동작 상태로 유지된다.
- [0063] 활성화 시간(T_{ak}) 다음에 바로 처리 시간(T_{sv})이 이어지고, 처리 시간(T_{sv})과 활성화 시간(T_{ak})은 전체적으로 실질적으로 주기 지속기간(T_{per})에 대응한다. 그러므로, 처리 시간(T_{sv})은 주기 지속기간(T_{per})과 활성화 시간(T_{ak}) 사이의 차이이다. 신호 처리 시간(T_{sv}) 중에, 송신 유닛(34)의 신호 처리 유닛(36)에 의해 신호 처리가 이루어진다. 이 경우, 신호 처리는 신호들의 필터링, 신호들의 증폭, 및 신호들의 디지털 신호들로의 변환, 특히 디지털화를 포함한다.
- [0064] 신호들은 필터 시간(T_f) 중에 필터 유닛(41)에 의해 필터링된다. 필터 시간(T_f)은 처리 시간(T_{sv})의 70% 초과를 차지한다. 이것은 필터 유닛(41), 특히 대역 통과 필터 유닛이 샘플-앤드-홀드 회로(40) 내에 저장된 신호 값으로 전이되게 할 수 있다. 필터 시간(T_f) 다음에 바로 ADC 시간(T_{adc})이 이어지고, 필터 시간(T_f)과 ADC 시간

(T_{adc})은 함께 실질적으로 처리 시간(T_{sv})에 대응한다. ADC 시간(T_{adc})은 본질적으로 필터링된 신호들을 증폭기 유닛(42)에 의해 증폭하는 것과, 이들 신호들을 ADC 유닛(43)에 의해 디지털 신호들로 변환하는 것, 특히 디지털화하는 것을 포함한다(도 3 및 도 4).

[0065]

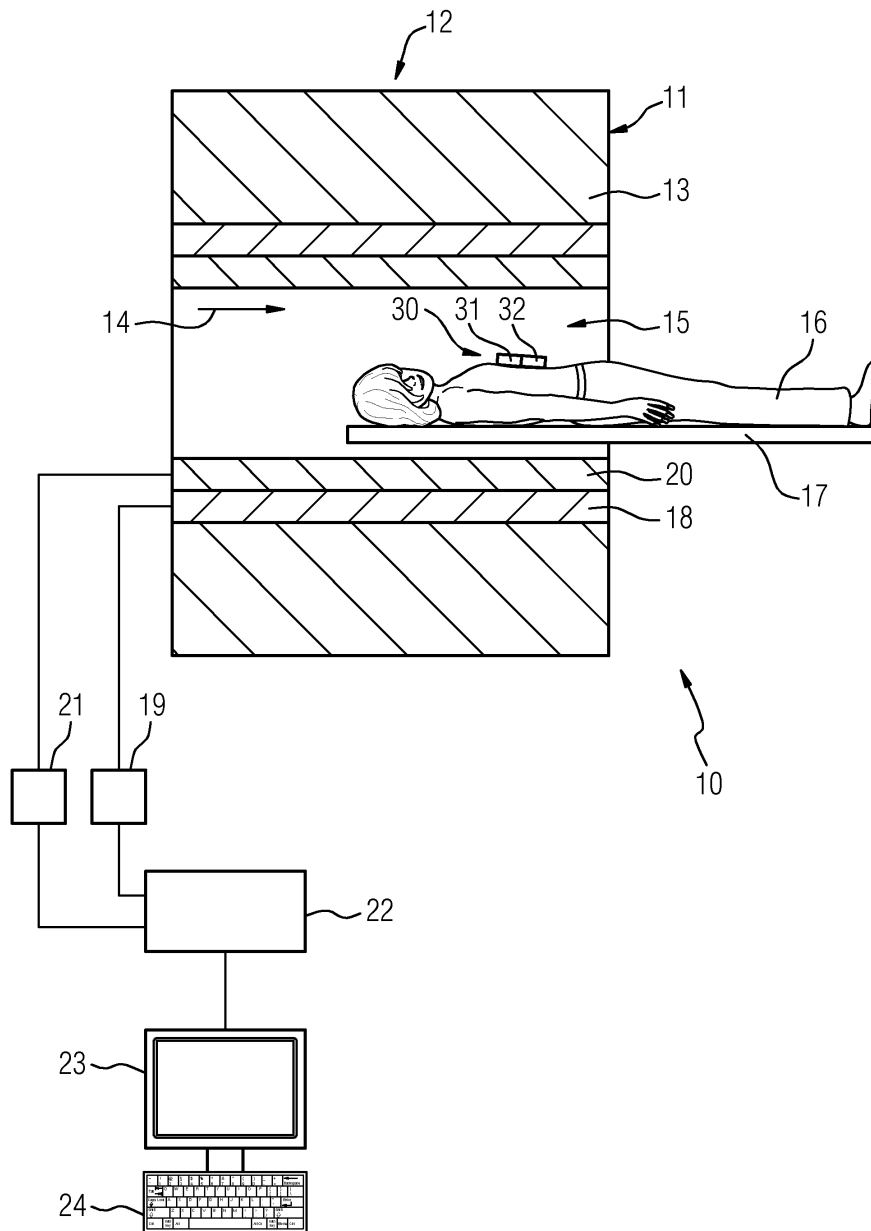
신호들의 변환, 특히 디지털화 다음에, 방법 단계(104) 동안에 송신 요소(44)에 의해 신호들의 무선 전송이 달성된다. 전송된 신호들에 기초하여 모션 검출 유닛(30) 및/또는 시스템 제어 유닛(22)에 의해 이미지 데이터의 취득을 개시하기 위한 트리거 신호들이 발생되어, 이미지 데이터의 개별 세트들이 항상 환자(16)의 심장의 동일한 모션 페이지에 관련되게 한다.

[0066]

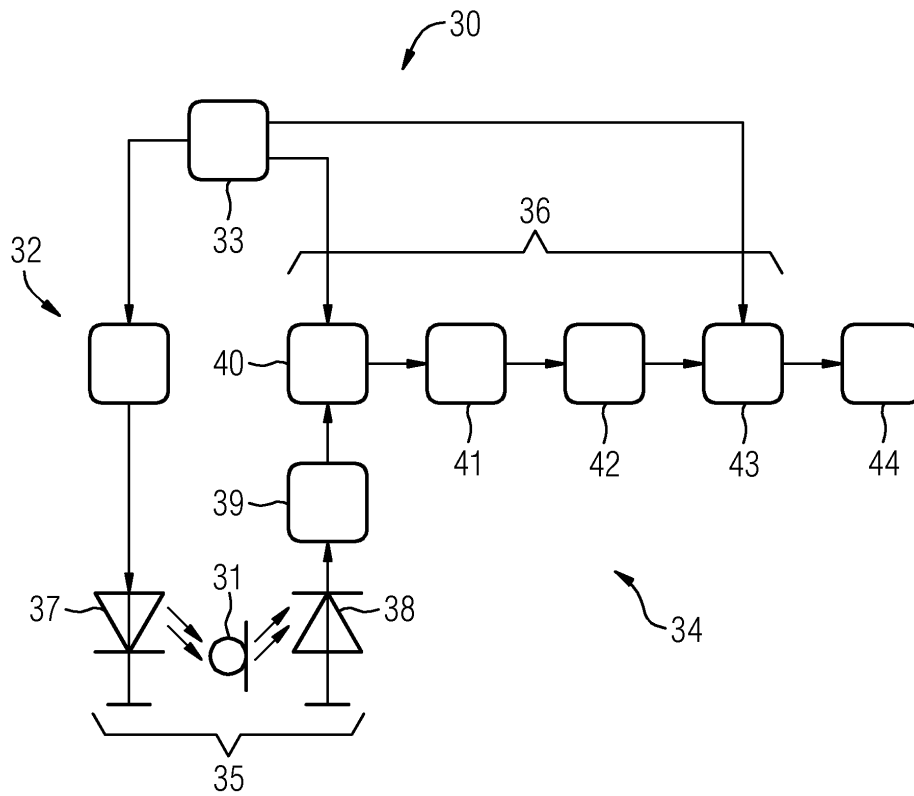
본 발명은 바람직한 예시적인 실시예에 기초하여 보다 상세하게 예시 및 설명되었지만, 본 발명은 개시된 예들로 한정되지는 않고, 본 발명의 보호 범위로부터 벗어나지 않으면서 관련 기술분야의 통상의 기술자에 의해 본 발명으로부터 다른 변형들도 도출될 수 있다.

도면

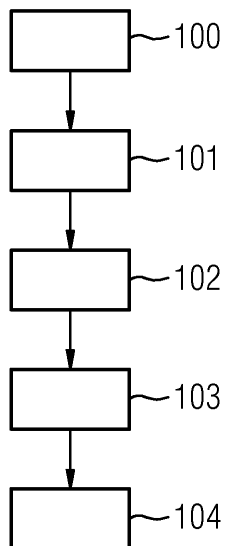
도면1



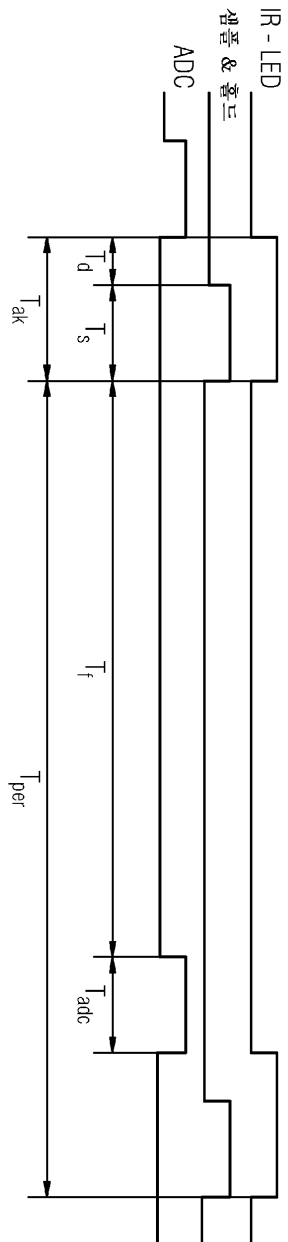
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	用于无线传输心脏声学信号的方法和装置		
公开(公告)号	KR1020150135140A	公开(公告)日	2015-12-02
申请号	KR1020150071568	申请日	2015-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子玄天邪GESELLSCHAFT		
当前申请(专利权)人(译)	西门子玄天邪GESELLSCHAFT		
[标]发明人	ASSMANN BERND		
发明人	아스만,베른드		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/0004 A61B5/0017 A61B5/02 A61B5/02028 A61B5/0205 A61B5/055 A61B5/11 A61B5/7285 A61B6/03 A61B6/541 A61B7/04 A61B2562/0204 G01R33/3692 G01R33/5673		
代理人(译)	Yangyoungjun Baekmangi Jeongeunjin		
优先权	102014209806 2014-05-22 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种在图像医学测试期间无线传输声学心脏信号的方法。通过光学麦克风从采样频率获得声学心脏信号，并且采样频率包括一个周期持续时段。声学心脏信号的无线传输由发送设备实现，并且发送设备包括控制单元和发送单元。发送单元包括信号调制单元，信号调制单元包括发送二极管和接收二极管。无线传输方法包括激活步骤，用控制单元激活发射二极管一段时间，该时间包括比循环持续时间短的激活时间；信号放电步骤，用发射二极管放电信号一段激活时间，并根据声学心脏信号光学调制放电信号；用接收二极管获得调制信号的步骤为激活时间；以及无线传输信号的步骤。COPYRIGHT KIPO 2016

