(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2025-0084914
(43) 공개일자 2025년06월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/08 (2025.01) *A61B 5/00* (2021.01)
A61B 5/11 (2025.01) *A61B 5/113* (2006.01)
A61B 7/00 (2006.01) *G01L 1/16* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/08 (2025.01)
A61B 5/0816 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2025-7007438
(22) 출원일자(국제) 2023년09월21일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2025년03월06일
(86) 국제출원번호 PCT/JP2023/034228
(87) 국제공개번호 WO 2024/070878
국제공개일자 2024년04월04일
(30) 우선권주장
JP-P-2022-157010 2022년09월29일 일본(JP)

(71) 출원인
세키스이가가쿠 고교가부시키가이샤
일본 오사카후 오사카시 기타구 니시템마 2죠메 4-4
(72) 발명자
시라사카, 야스유키
일본 6180021 오사카후 미시마군 시마모토쵸 햐쿠야마 2-1 세키스이가가쿠 고교가부시키가이샤 내
우에니시, 아키히로
일본 3004247 이바라키켄 츠쿠바시 와다이 32반치 세키스이가가쿠 고교가부시키가이샤 내
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
한상욱, 오현식, 박보현

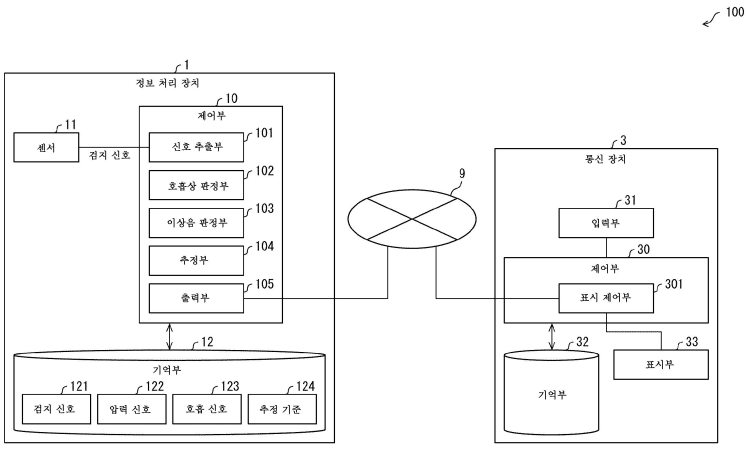
전체 청구항 수 : 총 25 항

(54) 발명의 명칭 **정보 처리 시스템, 정보 처리 장치, 제어 방법 및 프로그램**

(57) 요 약

정보 처리 시스템(100)은, 대상자의 동체로부터 발해진 진동을 검지하는 센서(11)로부터 출력되는 검지 신호로부터 압력 신호와 호흡 신호를 추출하고, 압력 신호의 강도의 변동에 기초하여, 대상자의 호흡상을 판정하고, 호흡 신호에 기초하여, 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정한다. 정보 처리 시스템(100)은, 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우, 이상음이 호기 구간 및 흡기 구간의 어느 호흡상에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정한다.

대 표 도



(52) CPC특허분류
A61B 5/1101 (2013.01)
A61B 5/113 (2013.01)
A61B 5/6804 (2013.01)
A61B 5/6823 (2013.01)
A61B 5/6843 (2013.01)
A61B 5/6891 (2013.01)
A61B 5/7207 (2013.01)
A61B 5/725 (2025.05)
A61B 7/003 (2013.01)
(72) 발명자
마츠자키, 쥰이치
일본 3004247 이바라키켄 츠쿠바시 와다이 32반치 세키스이가가쿠 고교가부시키가이샤 내
이시이, 데츠야
일본 3004247 이바라키켄 츠쿠바시 와다이 32반치 세키스이가가쿠 고교가부시키가이샤 내

명 세 서

청구범위

청구항 1

대상자에 접촉하지 않는 위치 또는 상기 대상자의 동체에 접촉하는 위치에서 상기 동체로부터 발해진 진동을 검지하는 센서와,

상기 센서로부터 출력되는 검지 신호로부터, 상기 센서에 가해지는 압력을 나타내는 압력 신호와, 상기 대상자의 호흡에 관련되는 소리를 나타내는 호흡 신호를 추출하는 신호 추출부와,

상기 압력 신호의 강도의 변동에 기초하여, 상기 대상자의 호기 구간 및 흡기 구간을 판정하는 호흡상 판정부와,

상기 호흡 신호에 기초하여, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정하는 이상음 판정부와,

상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우, 해당 이상음이 상기 호기 구간 및 상기 흡기 구간의 어느 것에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정하는 추정부를 구비하는, 정보 처리 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 이상음 판정부는,

상기 호흡 신호가 미리 정해진 주파수 특성을 갖는 경우,

상기 호흡 신호의 주파수대마다, 미리 정해진 강도를 초과하는 신호가 포함되는 경우,

상기 호흡 신호에 있어서의, 미리 정해진 주파수대에 있어서, 미리 정해진 강도를 초과하는 신호가 포함되는 경우, 및

상기 호흡 신호에 있어서의, 정상 호흡 시에 검지되는 주파수대에 있어서의 신호의 강도와, 상기 미리 정해진 주파수대에 있어서의 신호의 강도의 비가 소정 역치 이상인 경우

의 적어도 어느 것에 있어서, 상기 호흡에 관련되는 소리에 상기 이상음이 포함된다고 판정하는,

정보 처리 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 이상음은 부잡음을 포함하고,

상기 추정부는, 상기 이상음이 상기 호기 구간 및 상기 흡기 구간의 어느 것에 있어서 포함되는지에 기초하여, 상기 부잡음의 종류를 추정하는,

정보 처리 시스템.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 추정부는, 상기 이상음을 나타내는 이상음 신호의 주파수에 따라 상기 부잡음의 종류를 추정하는,

정보 처리 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 추정부는,

상기 이상음 신호의 주파수를 포함하는 동일 주파수대의 신호의 강도에 있어서의 시간 변동을 평활화한 평활화 강도를 산출하고,

상기 평활화 강도에 따라 상기 부잡음의 종류를 추정하는,

정보 처리 시스템.

청구항 6

제3항에 있어서, 상기 추정부는, 상기 호기 구간 또는 상기 흡기 구간에 있어서의, 상기 이상음의 음압 변화 및 상기 이상음이 발생하는 시간 간격에 따라 상기 부잡음의 종류를 추정하는,

정보 처리 시스템.

청구항 7

제3항에 있어서, 추정된 상기 부잡음의 종류에 따라 특정되는 상기 대상자의 건강 상태에 관한 정보를 출력하는 건강 상태 출력부를 추가로 구비하는,

정보 처리 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 압력 신호의 주파수는 0.1Hz 이상 1Hz 이하인,

정보 처리 시스템.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 호흡 신호의 주파수는 20Hz 이상 1000Hz 이하인,

정보 처리 시스템.

청구항 10

제1항에 있어서, 상기 대상자에 접촉하지 않는 위치에서 상기 진동을 검지하는 상기 센서는,

상기 대상자가 착의하는 의복에 있어서의, 상기 센서와 상기 동체로 상기 의복을 끼우는 위치에 설치되거나, 또는

상기 대상자가 와상하는 베드 또는 상기 대상자가 착좌하는 의자에 있어서의, 상기 동체를 지지하는 위치에 설치되는,

정보 처리 시스템.

청구항 11

제1항에 있어서, 상기 동체는, 적어도 상기 대상자의 흉부를 포함하는,

정보 처리 시스템.

청구항 12

제1항에 있어서, 상기 센서는 박판상인,

정보 처리 시스템.

청구항 13

제1항에 있어서, 상기 센서는 압전 센서를 포함하는,

정보 처리 시스템.

청구항 14

제1항에 있어서, 상기 센서는, 상기 검지 신호를 출력하는 복수의 검지 영역을 구비하고,

상기 신호 추출부는, 상기 복수의 검지 영역의 각각으로부터 출력되는 영역별 검지 신호의 각각으로부터, 상기

압력 신호 및 상기 호흡 신호를 추출하는,

정보 처리 시스템.

청구항 15

제14항에 있어서, 상기 영역별 검지 신호의 각각으로부터 추출된 상기 호흡 신호에 기초하여, 상기 대상자의 체내에 있어서의 이상음 발생 부위를 추정하는 발생 부위 추정부를 추가로 구비하는,

정보 처리 시스템.

청구항 16

제3항에 있어서, 상기 신호 추출부는, 상기 부잡음의 종류의 각각의 주파수에 대응하는 대역 통과 필터를 사용하여, 상기 검지 신호로부터 상기 호흡 신호를 추출하는,

정보 처리 시스템.

청구항 17

대상자에 접촉하지 않는 위치 또는 상기 대상자의 동체에 접촉하는 위치에서 상기 동체로부터 발해진 진동을 검지하는 센서로부터 출력되는 검지 신호로부터, 상기 센서에 가해지는 압력을 나타내는 압력 신호와, 상기 대상자의 호흡에 관련되는 소리를 나타내는 호흡 신호를 추출하는 신호 추출부와,

상기 압력 신호의 강도의 변동에 기초하여, 상기 대상자의 호기 구간 및 흡기 구간을 판정하는 호흡상 판정부와,

상기 호흡 신호에 기초하여, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정하는 이상음 판정부와,

상기에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우, 해당 이상음이 상기 호기 구간 및 상기 흡기 구간의 어느 것에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정하는 추정부를 구비하는, 정보 처리 장치.

청구항 18

대상자에 접촉하지 않는 위치 또는 상기 대상자의 동체에 접촉하는 위치에서 상기 동체로부터 발해진 진동을 검지하는 센서로부터 출력되는 검지 신호로부터, 상기 센서에 가해지는 압력을 나타내는 압력 신호와, 상기 대상자의 호흡에 관련되는 소리를 나타내는 호흡 신호를 추출하는 신호 추출부와,

상기 압력 신호의 강도의 변동에 기초하여, 상기 대상자의 호기 구간 및 흡기 구간을 판정하는 호흡상 판정부와,

상기 호흡 신호에 기초하여, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정하는 이상음 판정부

를 구비하고,

상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우, 해당 이상음이 상기 호기 구간 및 상기 흡기 구간의 어느 것에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정하는 추정부를 구비하는 외부 장치에 대하여, 상기 호흡상 판정부에 의한 판정 결과 및 상기 이상음 판정부에 의한 판정 결과를 출력하는 출력부를 추가로 구비하는, 정보 처리 장치.

청구항 19

하나 또는 복수의 정보 처리 장치로부터 실행되는 제어 방법이며,

대상자에 접촉하지 않는 위치 또는 상기 대상자의 동체에 접촉하는 위치에서 상기 동체로부터 발해진 진동을 검지하는 센서로부터 출력되는 검지 신호로부터, 상기 센서에 가해지는 압력을 나타내는 압력 신호와, 상기 대상자의 호흡에 관련되는 소리를 나타내는 호흡 신호를 추출하는 신호 추출 스텝과,

상기 압력 신호의 강도의 변동에 기초하여, 상기 대상자의 호기 구간 및 흡기 구간을 판정하는 호흡상 판정 스텝과,

상기 호흡 신호에 기초하여, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정하는 이상음 판정

스텝과,

상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우, 해당 이상음이 상기 호기 구간 및 상기 흡기 구간의 어느 것에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정하는 추정 스텝을 포함하는, 제어 방법.

청구항 20

제1항에 기재된 정보 처리 시스템으로서 컴퓨터를 제어하기 위한 프로그램이며, 상기 신호 추출부, 상기 호흡상 판정부, 상기 이상음 판정부 및 상기 추정부로서 컴퓨터를 기능시키기 위한, 프로그램.

청구항 21

제1항에 있어서, 상기 이상음 판정부는,

상기 호기 구간 및 상기 흡기 구간의 각각에 대응하거나, 또는 상기 호기 구간과 상기 흡기 구간을 합친 호흡 구간에 대응하는 단위 구간에 대하여, 상기 검지 신호에 포함되는 제1 주파수 이상의 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼을 산출하고,

상기 호흡 신호에 포함되는 제2 주파수 이하의 제2 호흡 신호로부터, 상기 파워 스펙트럼의 평균화 처리에 있어서 기점으로 하는 시각을 상기 단위 구간마다 결정하고,

상기 단위 구간의 각각에 상기 파워 스펙트럼에 있어서의 상기 기점을 맞추고, 상기 평균화 처리를 행한 결과에 기초하여, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정하는,

정보 처리 시스템.

청구항 22

제21항에 있어서, 상기 이상음 판정부는, 상기 평균화 처리에 있어서, 파워 스펙트럼의 분산과, 상기 제1 호흡 신호의 파워 평균의 2승의 비가 소정 역치 이상인 경우, 상기 호흡에 관한 소리에 이상음이 포함되어 있다고 판정하는,

정보 처리 시스템.

청구항 23

제21항에 있어서, 상기 제1 호흡 신호 및 상기 제2 호흡 신호의 적어도 어느 것이 미리 정해진 표준 진폭보다도 큰 진폭의 대진폭 신호를 포함하고 있는 경우, 상기 대진폭 신호의 진폭을 상기 표준 진폭으로 변경하여 상기 평균화 처리를 행하는,

정보 처리 시스템.

청구항 24

제21항에 있어서, 상기 제1 호흡 신호 및 상기 제2 호흡 신호의 적어도 어느 것이 미리 정해진 표준 진폭보다도 큰 진폭의 대진폭 신호를 포함하고 있는 경우, 당해 대진폭 신호를 제외하고 상기 평균화 처리를 행하는,

정보 처리 시스템.

청구항 25

제21항에 있어서, n승 평균 조작(n은 2 이상의 자연수)을 한 상기 파워 스펙트럼의 선형 결합에 의해 산출된 값에 기초하여, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는지 여부를 판정하는,

정보 처리 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 개시는, 대상자가 발하는 진동을 검지하는 정보 처리 시스템 등에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 대상자가 발하는 진동(호흡에 관련되는 소리, 심박 등을 포함함)을 계측하는 다양한 방법이 개발되어 있다. 예를 들어, 특허문헌 1에는, 수면 중인 대상자의 적어도 하나의 호흡 패턴과 적어도 하나의 심박 패턴의 한쪽 혹은 양쪽을 비침습적으로 감시하는 기술이 기재되어 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0003] (특허문헌 0001) 일본 특허 공개 2009-501557호 공보

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 대상자의 호흡에 관련되는 소리에 포함되는 이상음(염발음, 수포음 등의 부잡음을 포함함)의 종류로부터, 해당 대상자가 갖는 질환에 관한 정보가 얻어진다. 이상음의 종류를 특정하기 위해서는, 그 이상음이 대상자의 호흡에 있어서의 호기 구간 및 흡기 구간의 어느 쪽에 있어서 발생하고 있는 것인지가 중요해지는 경우가 있다.

과제의 해결 수단

[0005] 상기 과제를 해결하기 위해, 본 개시의 양태 1에 관한 정보 처리 시스템은, 대상자에 접촉하지 않는 위치 또는 상기 대상자의 동체에 접촉하는 위치에서 상기 동체로부터 발해진 진동을 검지하는 센서와, 상기 센서로부터 출력되는 검지 신호로부터, 상기 센서에 가해지는 압력을 나타내는 압력 신호와, 상기 대상자의 호흡에 관련되는 소리를 나타내는 호흡 신호를 추출하는 신호 추출부와, 상기 압력 신호의 강도의 변동에 기초하여, 상기 대상자의 호기 구간 및 흡기 구간을 판정하는 호흡상 판정부와, 상기 호흡 신호에 기초하여, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정하는 이상음 판정부와, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우, 해당 이상음이 상기 호기 구간 및 상기 흡기 구간의 어느 것에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정하는 추정부를 구비한다.

발명의 효과

[0006] 본 개시의 일 양태에 의하면, 대상자의 호흡에 관련되는 소리에 포함되어 있는 이상음이 발생하고 있는 호흡상(호기 구간 또는 흡기 구간)을 고정밀도로 추정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0007] 도 1은 본 발명의 일 실시 형태에 관한 정보 처리 시스템의 구성의 일례를 나타내는 개념도이다.

도 2는 상기 정보 처리 시스템의 정보 처리 장치의 개략 구성의 일례를 나타내는 도면이다.

도 3은 상기 정보 처리 시스템의 정보 처리 장치의 개략 구성의 다른 일례를 나타내는 도면이다.

도 4는 상기 정보 처리 시스템의 정보 처리 장치의 개략 구성의 다른 일례를 나타내는 도면이다.

도 5는 상기 정보 처리 시스템의 구성의 일례를 나타내는 기능 블록도이다.

도 6은 검지 신호에 포함되는 각종 신호를 설명하는 도면이다.

도 7은 이상음에 포함되는 부잡음의 분류와, 각 부잡음에 대응하는 대표적인 증례를 설명하는 도면이다.

도 8은 상기 정보 처리 시스템의 구성이 행하는 처리의 흐름의 일례를 나타내는 흐름도이다.

도 9는 상기 정보 처리 시스템의 통신 장치의 표시부에 표시되는 표시 화면의 일례를 나타내는 도면이다.

도 10은 상기 정보 처리 시스템의 구성의 변형예를 나타내는 기능 블록도이다.

도 11은 본 발명의 실시 형태 2에 관한 정보 처리 시스템의 구성의 일례를 나타내는 기능 블록도이다.

도 12는 상기 정보 처리 시스템이 행하는 처리의 흐름의 일례를 나타내는 흐름도이다.

도 13은 상기 정보 처리 시스템의 통신 장치의 표시부에 표시되는 표시 화면의 일례를 나타내는 도면이다.

도 14는 상기 정보 처리 시스템의 구성의 변형예를 나타내는 기능 블록도이다.

도 15는 상기 정보 처리 시스템의 구성의 다른 변형예를 나타내는 기능 블록도이다.

도 16은 본 발명의 실시 형태 3에 관한 정보 처리 시스템이 구비하는 이상음 판정부가 행하는 처리의 흐름을 나타내는 흐름도이다.

도 17은 본 발명의 실시 형태 3에 관한 정보 처리 시스템이 구비하는 이상음 판정부가 행하는 처리의 구체예를 나타내는 그래프이다.

도 18은 본 발명의 실시 형태 3에 관한 정보 처리 시스템이 구비하는 이상음 판정부가 행하는 처리의 결과를 나타내는 그래프이다.

도 19는 본 발명의 실시 형태 3에 관한 정보 처리 시스템이 구비하는 이상음 판정부가 행하는 처리의 결과를 나타내는 그래프이다.

도 20은 본 발명의 실시 형태 3에 관한 정보 처리 시스템이 구비하는 이상음 판정부가 행하는 처리의 구체예를 나타내는 도면이다.

도 21은 본 발명의 실시 형태 3에 관한 정보 처리 시스템이 구비하는 이상음 판정부가 행하는 처리의 구체예를 나타내는 도면이다.

도 22는 본 발명의 실시 형태 3에 관한 정보 처리 시스템이 구비하는 이상음 판정부가 행하는 처리의 구체예를 나타내는 도면이다.

도 23은 본 발명의 실시 형태 3에 관한 정보 처리 시스템이 구비하는 이상음 판정부가 행하는 처리의 결과를 나타내는 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0008] 〔실시 형태 1〕

[0009] 이하, 본 개시의 일 실시 형태에 대하여, 도 1 내지 도 10을 참조하면서 상세하게 설명한다.

[0010] (정보 처리 시스템(100)의 개요)

[0011] 본 개시의 실시 형태 1에 관한 정보 처리 시스템(100)은, 대상자 W1의 동체로부터 발해진 진동을 대상자 W1에 접촉하지 않는 위치 또는 대상자 W1의 동체에 접촉하는 위치에서 검지하는 센서로부터 출력되는 검지 신호에 기초하여, 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리에 포함되는 이상음이, 호기 구간 및 흡기 구간의 어느 호흡상에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정하는 시스템이다.

[0012] 본 명세서에 있어서, 「대상자」란, 전형적으로는, 베드 등에 와상하는 환자 등의, 의료 관계자 W2 등에 의한 모니터링을 필요로 하는 사람이다. 「검지 신호」란, 대상자 W1이 발한 진동을 나타내는 신호이고, 센서로부터 출력되는 생데이터, 해당 생데이터에 대하여 증폭 처리 또는 노이즈 제거 처리가 실시된 데이터이다. 노이즈 제거 처리는, 예를 들어 생데이터의 2000㎐ 이상의 영역을 필터링 처리함으로써 행해질 수 있다. 대상자 W1의 「동체」의 전형례는, 대상자 W1의 흉부, 복부 및 등의 적어도 어느 것이지만, 이것들 이외여도 된다.

[0013] (정보 처리 시스템(100)의 구성)

[0014] 먼저, 정보 처리 시스템(100)의 구성에 대하여, 도 1을 사용하여 설명한다. 도 1은, 정보 처리 시스템(100)의 구성의 일례를 나타내는 개념도이다.

[0015] 도 1에 나타낸 바와 같이, 정보 처리 시스템(100)은 정보 처리 장치(1) 및 통신 장치(3)를 구비하고 있어도 된다. 정보 처리 시스템(100)이 구비하는 정보 처리 장치(1) 및 통신 장치(3)의 수는 각각 하나여도 되고, 복수여도 된다.

[0016] 정보 처리 장치(1)는 대상자 W1의 동체로부터 발해진 진동을 대상자 W1에 접촉하지 않는 위치 또는 대상자 W1의 동체에 접촉하는 위치에서 검지하는 센서(11)(도 5 참조)로부터 출력되는, 대상자 W1의 동체로부터 발해진 진동

을 나타내는 검지 신호를 해석하여, 해당 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우, 해당 이상음이 호기 구간 및 흡기 구간의 어느 호흡상에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정하고, 추정 결과를 외부로 출력한다.

[0017] 정보 처리 장치(1)는 검지 신호로부터 추출된 호흡 신호에 포함되는 이상음을 나타내는 이상음 신호의 주파수 특성에 관한 정보를, 추정 결과와 함께 외부로 출력해도 된다. 또한, 정보 처리 장치(1)는 이상음이 어떤 부잡음의 종류인지를 추정한 추정 결과를 외부로 출력해도 된다. 또한, 정보 처리 장치(1)는 추정된 부잡음의 종류에 대응하는 건강 상태에 관한 정보를 외부로 출력해도 된다. 추정 결과 등의 출력처는, 전형적으로는 통신 장치(3)이다. 통신 장치(3)는 전형적으로는, 의료 관계자 W2 등이 사용하는 컴퓨터, 스마트폰, 태블릿 단말기 등이고, 예를 들어 너스 센터에 설치된다.

[0018] 정보 처리 장치(1)는 추가로, 호흡 신호에 포함되는 이상음에 포함되는 복잡음의 종류를 추정하고, 복잡음의 종류의 추정 결과를 외부(예를 들어, 통신 장치(3))로 출력해도 된다.

[0019] 센서(11)는 대상자 W1에 접촉하지 않는 위치 또는 대상자 W1의 동체에 접촉하는 위치에 설치된다. 센서(11)는 대상자 W1이 와상하는 베드에 설치되어도 된다. 센서(11)의 설치 위치는, 매트리스 아래의 베드와 매트리스 사이여도 되고, 매트리스 위의 베드 시트와 매트리스 사이여도 된다. 또한, 대상자 W1이 의복을 착용하고 있는 경우, 센서(11)의 설치 위치는 베드의 최상면이어도 된다. 이러한 위치에 설치하는 데 있어서, 센서(11)는 전형적으로는, 박판상(시트상)으로 형성되는 것이 바람직하고, 이에 의해, 센서(11)를 다양한 개소에 설치할 수 있다.

[0020] 이상과 같이, 정보 처리 시스템(100)에서는, 대상자 W1에 접촉하지 않는 위치 또는 대상자 W1의 동체에 접촉하는 위치에 설치되는 센서(11)를 사용하기 때문에, 대상자 W1은, 소정의 검지용 에어리어에 있을 필요가 없고, 또한 소정의 검지용의 자세를 취할 필요가 없다.

[0021] 또한, 정보 처리 장치(1) 및 통신 장치(3)는 직접 접속되어 있어도 되고, 도 1에 나타낸 바와 같이, 통신 네트워크(9)를 통해 통신 가능하게 접속되어 있어도 된다. 통신 네트워크(9)의 형태는 한정되는 것은 아니고, 로컬 에어리어 네트워크(LAN)여도 되고, 인터넷이어도 된다.

[0022] 또한, 정보 처리 시스템(100)은 정보 처리 장치(1) 및 통신 장치(3)에 더하여, 정보 처리 장치(1) 및 통신 장치(3)와 통신 가능하게 접속된 서버 장치(도시하지 않음)를 구비하고 있어도 된다. 예를 들어, 서버 장치는, 복수의 정보 처리 장치(1)로부터 송신되는 추정 결과를, 대상자 W1마다 기억하고, 관리하는 구성이어도 된다. 의료 관계자 W2 등은, 통신 장치(3)를 사용하여 서버 장치에 액세스하고, 각 대상자 W1의 추정 결과를 참조하는 것이 가능해도 된다.

[0023] (정보 처리 장치(1)의 구성)

[0024] 이어서, 정보 처리 장치(1)의 외관 및 개략 구성에 대하여, 도 2 내지 도 4 및 도 6을 참조하면서, 도 5를 사용하여 설명한다. 도 5는, 정보 처리 장치(1)의 구성의 일례를 나타내는 기능 블록도이다.

[0025] 도 5에 나타낸 바와 같이, 정보 처리 장치(1)는 센서(11), 제어부(10) 및 기억부(12)를 구비하고 있다.

[0026] [센서(11)]

[0027] 센서(11)는 대상자 W1에 접촉하지 않는 위치 또는 대상자 W1의 동체에 접촉하는 위치에 있어서, 해당 대상자 W1의 동체로부터 발해진 진동을 검지 가능한 센서이다. 센서(11)의 종류는 특별히 한정되는 것은 아니다. 예를 들어, 센서(11)는 압전 센서이다. 압전 센서를 센서(11)로서 채용하면, 박형화가 용이해지기 때문에, 대상자에게 불쾌감을 안길 가능성을 저감시킬 수 있다. 압전 센서로서는 예를 들어, 압축 변형에 대하여 전류가 발생하는 압전 센서, 신장의 변형에 대하여 전류가 발생하는 압전 센서 또는 비틀림의 변형에 대하여 전류가 발생하는 압전 센서 등을 들 수 있다. 더 고정밀도로 검지하고자 하는 경우에는, 센서(11)로서는, 압축 변형에 의해 전류가 발생하는 압전 센서를 적용하는 것이 바람직하다. 한편, 주파수가 낮은 신호를 더 고정밀도로 검지하고자 하는 경우에는, 센서(11)로서, 발포체를 포함하는 압전 센서를 적용하는 것이 바람직하다.

[0028] 센서(11)는 검지 가능한 진동의 주파수대가 넓은 것인 것이 바람직하다. 이에 의해, 주파수대가 다른 복수 종류의 센서를 배치할 필요가 없고, 의료 관계자 W2에 의한 보수 및 관리가 용이화되어, 편리성이 향상된다.

[0029] 도 2 내지 도 4는, 정보 처리 장치(1)의 개략 구성의 예를 나타내는 도면이다. 도 1에 나타낸 바와 같이, 센서(11)는 대상자 W1이 와상하는 베드에 있어서의, 동체를 지지하는 위치에 설치되어도 된다. 센서(11)가 베드에

설치되는 경우, 도 2에 나타낸 바와 같이, 센서(11)는 박판상(시트상)으로 형성되는 것이 바람직하다. 또는, 도 3에 나타낸 바와 같이, 센서(11)는 대상자 W1이 착좌하는 의자에 있어서의, 동체를 지지하는 위치에 설치되어도 된다. 이에 의해, 센서(11)는 베드에 와상하고 있는 상태 또는 의자에 착좌하고 있는 상태의 자연스러운 자세의 대상자 W1의 동체로부터 발해진 진동을 검지할 수 있다.

[0030] 센서(11)가 베드에 설치되는 경우, 센서(11)는 매트리스 위의 베드 시트와 매트리스 사이에 설치되어도 된다. 또한, 대상자 W1이 의복을 착용하고 있는 경우, 센서(11)는 베드의 최상면에 설치되어도 된다.

[0031] 그밖에, 도 4에 나타낸 바와 같이, 센서(11)는 대상자 W1이 착의하는 의복에 설치되어도 된다. 도 4의 부호 5001은 센서(11)의 의복으로의 설치예를 나타낸다. 또한, 도 4의 부호 5002 및 5003은 센서(11)가 설치된 의복을 대상자 W1이 착의한 모습의 일례를 나타낸다. 도 4의 부호 5001에 나타낸 바와 같이, 센서(11)는 대상자 W1이 의복을 착의했을 때 센서(11)가 대상자 W1의 흉부측에 위치하도록 의복에 설치되어도 된다. 또한, 도 4의 부호 5003에 나타낸 바와 같이, 센서(11)는 대상자 W1이 의복을 착의했을 때 센서(11)가 대상자 W1의 등측에 위치하도록 의복에 설치되어도 된다.

[0032] 또한, 대상자 W1이 착의하는 의복에 정보 처리 장치(1)의 센서(11)가 설치되는 경우, 도 4의 부호 5003에 나타낸 바와 같이, 센서(11)는 대상자 W1이 착의하는 의복(도 4의 부호 X1)에 있어서의, 당해 센서(11)와 동체(도 4의 부호 X2)로 의복을 끼우는 위치에 설치되어도 된다. 이 경우, 대상자 W1과 센서(11)를 접촉시키지 않고 대상자 W1이 발한 진동을 검지할 수 있다. 또한, 상기한 구성에 의하면, 대상자 W1이 있는 장소로부터 다른 장소로 이동한 경우라도, 대상자 W1이 센서(11)를 구비하는 의복을 착용하고 있으면, 대상자 W1의 동체로부터 발해진 진동을 검지할 수 있다.

[0033] 센서(11)는 하나 또는 복수의 검지 영역을 구비하고 있어도 된다. 센서(11)가 복수의 검지 영역을 구비하고 있는 경우, 센서(11)는 복수의 검지 영역의 각각에 있어서 검지한 검지 신호를 출력해도 된다. 센서(11)가 박판상으로 형성되는 경우, 복수의 검지 영역은, 동일 평면 상에 나열하여 배치되어도 된다. 예를 들어, 도 2의 부호 3001에 나타내는 정보 처리 장치(1)는 검지 영역 D를 하나 구비하는 센서(11)를 구비하고 있다. 도 2의 부호 3002에 나타내는 정보 처리 장치(1)는 3열로 나열하는 검지 영역 D1 내지 D3을 구비하는 센서(11)를 구비하고 있다. 도 2의 부호 3003에 나타내는 정보 처리 장치(1)는 4행 3열로 나열하는 검지 영역 D1a 내지 D3d를 구비하는 센서(11)를 구비하고 있다.

[0034] 예를 들어, 도 2의 부호 3002에 나타내는 정보 처리 장치(1)의 경우, 검지 영역 D1 내지 D3의 각각에 있어서 검지된 검지 신호가 개별로 출력된다. 마찬가지로, 도 3의 부호 3003에 나타내는 정보 처리 장치(1)의 경우, 검지 영역 D1a 내지 D3d의 각각에 있어서 검지된 검지 신호가 개별로 출력된다. 검지 영역 D1a 내지 D3d의 각각은, 예를 들어 10㎝ 사방이어도 된다.

[0035] 복수의 검지 영역을 구비하는 구성을 채용하면, 각 검지 영역으로부터의 검지 신호를 개별로 해석하고, 해석 결과를 상호 비교함으로써, 대상자 W1의 호흡 신호에 있어서의 이상음이 발생하고 있는 부위를 정확하게 특정하는 것이 가능해진다.

[0036] [제어부(10) 및 기억부(12)]

[0037] 제어부(10)는 일례에 있어서, CPU(Central Processing Unit)여도 된다. 제어부(10)는 기억부(12)에 기억되어 있는 소프트웨어인 제어 프로그램을 판독하여 RAM(Random Access Memory) 등의 메모리에 전개하여 각종 기능을 실행한다. 도 5에 나타낸 바와 같이, 제어부(10)는 신호 추출부(101), 호흡상 판정부(102), 이상음 판정부(103), 추정부(104) 및 출력부(105)를 구비하고 있다. 또한, 도 5에 나타내는 기억부(12)에서는, 설명의 간략화를 위해, 제어 프로그램의 도시를 생략하고 있다.

[0038] 신호 추출부(101)는 센서(11)로부터 출력되는 검지 신호를 취득하고, 취득한 검지 신호로부터 센서(11)에 가해지는 압력을 나타내는 압력 신호와, 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리를 나타내는 호흡 신호를 추출한다.

[0039] 센서(11)는 대상자 W1이 발생원인 다양한 주파수 영역의 진동을 검지할 수 있다. 그 때문에, 센서(11)로부터 출력되는 검지 신호는, 다양한 주파수 특성을 갖는 복수의 진동이 서로 중첩된 신호이다. 일례에 있어서, 센서(11)는 주파수가 0.1㎐ 이상 1㎐ 이하인 압력 신호와, 주파수가 20㎐ 이상 1000㎐ 이하인 호흡 신호를 취득하는 것이 가능해도 된다. 또한, 압력 신호와 호흡 신호는, 주파수 성분(스펙트럼)에 기초하여 구별 가능하다.

[0040] 이와 같이, 정보 처리 장치(1)는 검지 가능한 진동의 주파수대가 넓은 센서(11)를 구비하고 있어도 된다. 이에 의해, 복수의 다른 종류의 센서를 정보 처리 장치(1)에 배치할 필요가 없고, 정보 처리 시스템(100)을 이용하는

의료 관계자 W2 등에 의한 정보 처리 장치(1)의 보수 및 관리가 용이하기 때문에, 정보 처리 장치(1)의 편리성이 향상된다.

[0041] 신호 추출부(101)는 주지의 주파수 분리 등의 방법을 검지 신호에 적용하고, 검지 신호로부터 압력 신호 및 호흡 신호를 추출해도 된다. 이것에 대하여, 도 6을 사용하여 설명한다. 도 6은, 검지 신호에 포함되는 각종 신호를 설명하는 도면이다. 도 6에 나타낸 바와 같이, 주파수 분리함으로써, 검지 신호는, 주파수 특성이 다른 압력 신호 및 호흡 신호를 추출하는 것이 가능하다.

[0042] 신호 추출부(101)는 부잡음의 종류의 각각의 주파수에 대응하는 대역 통과 필터를 사용하여, 검지 신호로부터 호흡 신호를 추출해도 된다. 후술하는 바와 같이, 도 7에는, 부잡음의 종류의 각각의 주파수가 기재되어 있다. 예를 들어, 검지 신호로부터 수포음을 추출하는 경우에는, 250 내지 500Hz에 대응하는 대역 통과 필터를 사용하여 추출해도 된다.

[0043] 신호 추출부(101)는 센서(11)로부터 취득한 검지 신호, 검지 신호로부터 추출한 압력 신호 및 호흡 신호를, 기억부(12)에 저장한다(검지 신호(121), 압력 신호(122) 및 호흡 신호(123)). 이들 신호는, 추출원의 검지 신호가 검출된 시각을 나타내는 시각 정보와 함께 기억되어도 된다.

[0044] 호흡상 판정부(102)는 신호 추출부(101)에서 추출한 압력 신호의 강도의 변동에 기초하여, 대상자의 호기 구간 및 흡기 구간을 판정한다. 예를 들어, 압력 신호의 강도가 증가 경향을 나타내는 구간을 흡기 구간, 압력 신호의 강도가 감소 경향을 나타내는 구간을 호기 구간으로 하여 호흡상을 판정해도 된다.

[0045] 이상음 판정부(103)는 신호 추출부(101)에서 추출한 호흡 신호에 기초하여, 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는지 여부를 판정한다. 이상음 판정부(103)는 하기 (A1) 내지 (A4)의 적어도 어느 것의 경우에, 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있다고 판정해도 된다.

[0046] (A1) 호흡 신호가 이상음을 나타내는 소정의 주파수 특성을 갖는다.

[0047] (A2) 호흡 신호의 주파수대마다, 미리 정해진 강도를 초과하는 신호가 포함된다.

[0048] (A3) 호흡 신호에 있어서의, 이상 호흡 시에 검지되는 주파수대에 있어서, 미리 정해진 강도를 초과하는 신호가 포함된다.

[0049] (A4) 호흡 신호에 있어서의, 정상 호흡 시에 검지되는 주파수대에 있어서의 신호의 강도와, 이상 호흡 시에 검지되는 주파수대에 있어서의 신호의 강도의 비가 소정 역치 이상이다.

[0050] 상기 (A1)에 있어서의 「소정의 주파수 특성」은, 부잡음의 각종이 갖는 다른 주파수 특성으로 한다. 예를 들어, 도 7에 나타낸 바와 같이 수포음은 250 내지 500Hz, 염발음은 500 내지 1000Hz, 적음은 400Hz 이상, 코고는 소리는 200 내지 250Hz의 주파수 특성을 갖는다. 호흡 신호가 이들 주파수 특성을 갖는 경우에는, 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있다고 판정해도 된다.

[0051] 상기 (A2)에 있어서의 「주파수대마다 미리 정해진 강도」는, 예를 들어 200Hz 미만의 정상적인 호흡음을 취득한 상태에 있어서의 100Hz 부근의 신호 강도로 해도 된다.

[0052] 상기 (A3)에 있어서의 「이상 호흡 시에 검지되는 주파수대」는, 예를 들어 200Hz 미만의 정상적인 호흡음을 취득한 상태에 있어서의 200Hz 부근으로 해도 된다. 「미리 정해진 강도」는, 200Hz 미만의 정상적인 호흡음을 취득한 상태에 있어서의 100Hz 부근의 신호 강도로 해도 된다.

[0053] 상기 (A4)에 있어서의 「소정 역치」는, 예를 들어 200Hz 미만의 정상적인 호흡음을 취득한 상태에서의 100Hz 부근의 신호 강도로 한다. 200Hz 부근에서 해당 소정 역치와 동등 혹은 그 이상의 신호 강도가 검출된 경우에는, 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있다고 판정해도 된다.

[0054] 추정부(104)는 호흡상 판정부(102)의 판정 결과 또는 이상음 판정부(103)의 판정 결과에 기초하여 부잡음의 종류를 추정한다. 추정부(104)에 있어서 부잡음의 종류의 추정은, 이상음이 호기 구간 및 흡기 구간의 어느 것에 있어서 포함되거나, 이상음을 나타내는 이상음 신호의 주파수, 호기 구간 또는 흡기 구간에 있어서의 이상음의 음압 변화 및 이상음이 발생하는 시간 간격의 적어도 하나에 기초하여 부잡음의 종류를 추정한다. 이러한 추정은, 기억부(12)에 저장되어 있는 추정 기준(124)을 참조하고 있다.

[0055] 추정 기준(124)은 각종 부잡음의 특징(발생 구간, 주파수 특성, 음압 변화, 시간 간격 등)의 정보를 포함한다.

[0056] 추가로 추정부(104)는 이상음 신호의 주파수를 포함하는 동일 주파수대의 신호의 강도에 있어서의 시간 변동을

평활화한 평활화 강도를 산출하고, 평활화 강도에 따라, 상기 부잡음의 종류를 추정해도 된다.

[0057] 평활화 처리의 일례로서, 본 실시 형태에서는 적산 평균화를 행한다. 적산 평균화는, 계측된 다수의 데이터를 적산하여 평균화함으로써, 신호에 포함되는 노이즈를 상쇄하여 저감시킬 수 있다. 본 실시 형태에 있어서는, 계측 시간의 경과에 수반하여, 이상음 신호의 주파수를 포함하는 동일 주파수대의 신호의 강도를 적산 평균화한 평활화 강도를 구해도 된다. 또한, 평활화 처리의 다른 예로서는, 이동 평균화 등을 들 수 있다. 이들 처리에 의해, 고정밀도이고 또한 고감도의 잡음의 종류를 추정할 수 있다.

[0058] 출력부(105)는 추정부(104)에 있어서의 추정 결과 및 추정 결과에 기초하는 건강 상태에 관한 정보를 통신 장치(3)로 출력해도 된다. 출력하는 건강 상태에 관한 정보는 통신 네트워크(9)를 통해 취득되는 정보여도 되고, 미리 기억부(12)에 기억되어 있는 정보여도 된다.

[0059] (통신 장치(3)의 구성)

[0060] 계속해서, 통신 장치(3)의 구성에 대하여, 도 5를 사용하여 설명한다. 통신 장치(3)는 입력부(31), 제어부(30), 기억부(32) 및 표시부(33)를 구비하고 있다.

[0061] 입력부(31)는 키보드, 터치 패널 및 마우스 등이어도 된다. 제어부(30)는 기억부(32)에 기억되어 있는 소프트웨어인 제어 프로그램을 판독하여 RAM 등의 메모리에 전개하여 각종 기능을 실행한다. 제어부(30)는 표시부(33)에 각종 정보를 표시시키는 표시 제어부(301)를 구비하고 있다.

[0062] (이상음에 포함되는 부잡음과 질환의 대응 관계)

[0063] 여기서, 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리에 포함되는 부잡음의 종류를 고정밀도로 추정하는 것이, 대상자 W1의 건강 상태에 관한 정확한 정보를 얻기 위해 중요한 이유에 대하여 구체예를 들어 설명한다. 도 7은, 부잡음의 분류와, 부잡음의 각종에 대응하는 대표적인 증례를 설명하는 도면이다.

[0064] 부잡음은, 호흡에 관련되는 소리의 이상음에 포함되어 있는 소리이다. 부잡음에는, 「라음」 및 「흉막 마찰음」 등이 포함되어 있다. 「라음」에는, 단속성 라음과 연속성 라음이 있다. 단속성 라음은, 수포음 및 염발음을 포함하고 있고, 연속성 라음은, 적음, 코고는 소리, 천명(stridor) 및 스콱(squawk)을 포함하고 있다. 즉, 부잡음은, 대상자 W1의 수포음, 염발음, 적음, 코고는 소리, 천명(stridor), 스콱(squawk) 및 흉막 마찰음의 적어도 어느 것을 포함하고 있다.

[0065] 수포음 및 염발음은, 모두 단속성을 갖고, 흡기 구간에 있어서 발생한다는 특징을 갖고 있다. 코고는 소리는, 연속성을 갖고, 호기 구간 및 흡기 구간의 양쪽에 있어서 발생한다는 특징을 갖고 있다. 적음은, 연속성을 갖고, 호기 구간에 있어서 발생한다는 특징을 갖고 있다.

[0066] 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리에 수포음이 혼입되어 있는 경우, 대상자 W1은 폐렴, 폐포 출혈, 심부전, 폐기종 등으로 이환하고 있을 가능성이 있고, 염발음이 혼입되어 있는 경우, 대상자 W1은 폐렴 등으로 이환하고 있을 가능성이 있다. 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리에 적음이 혼입되어 있는 경우, 대상자는 COPD(만성 폐색성 폐질환) 및 기관지 천식 등으로 이환하고 있을 가능성이 있고, 코고는 소리가 혼입되어 있는 경우, 대상자 W1은 만성 기관지염 등으로 이환하고 있을 가능성이 있다.

[0067] 이와 같이, 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리에 기초하여, 부잡음의 종류를 추정할 수 있으면, 대상자 W1이 이환하고 있을 가능성이 있는 질환을 추정하고, 조기 발견하는 것이 가능하다. 단, 대상자 W1의 건강 상태를 고정밀도로 진단하기 위해서는, 압력 신호 및 호흡 신호에 기초하여, 먼저 대상자 W1의 호기 구간 및 흡기 구간을 고정밀도로 추정하고, 어느 호흡상에 있어서 이상음이 발생하고 있는 것인지를 추정할 필요가 있다. 이상음이 발생하고 있는 호흡상을 추정할 수 있으면, 대상자 W1의 호흡에 관한 소리에 포함되는 부잡음의 종류를 고정밀도로 추정할 수 있다. 본 개시의 정보 처리 시스템(100)을 채용하면, 대상자 W1의 압력 신호 및 호흡 신호로부터 대상자 W1의 호기 구간 및 흡기 구간을 고정밀도로 추정하고, 대상자 W1의 호흡에 관한 소리에 포함되는 이상음이 어떤 종류의 부잡음인지를 고정밀도로 추정할 수 있다. 따라서, 의료 관계자 등은, 대상자의 건강 상태를 높은 정밀도로 진단할 수 있다.

[0068] (정보 처리 시스템(100)이 행하는 처리)

[0069] 이어서, 정보 처리 시스템(100)이 행하는 처리의 흐름에 대하여, 도 8을 사용하여 설명한다. 도 8은, 정보 처리 시스템(100)(예를 들어, 정보 처리 장치(1))이 행하는 처리의 흐름의 일례를 나타내는 흐름도이다.

[0070] 먼저, 신호 추출부(101)는 센서(11)로부터 출력되는 검지 신호로부터, 압력 신호와, 호흡 신호를 추출한다(스텝

S1).

[0071] 이어서, 이상음 판정부(103)는 신호 추출부(101)에서 추출한 호흡 신호에 기초하여, 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는지 여부를 판정한다(스텝 S2). 이상음이 포함되어 있지 않다고 판정된 경우(스텝 S2에서 "아니오"), 처리는 스텝 S1로 복귀된다.

[0072] 이상음이 포함된다고 판정된 경우(스텝 S2에서 "예"), 추정부(104)는 압력 신호에 기초하여, 이상음이 호기 구간 및 흡기 구간의 어느 것에 있어서 발생하고 있는지를 추정한다(스텝 S3).

[0073] 추정부(104)는 추가로, 호흡상 판정부(102), 이상음 판정부(103) 및 기억부(12)에 저장되어 있는 추정 기준(124)에 기초하여 이상음에 포함되는 부잡음의 종류를 추정한다(스텝 S4).

[0074] 출력부(105)(건강 상태 출력부)는 추정부(104)에 있어서 추정된 부잡음의 종류와, 추정부(104)에 있어서 추정된 부잡음의 종류에 따라 특정되는 대상자의 건강 상태에 관한 정보를 출력한다(스텝 S5).

[0075] 또한, 정보 처리 시스템(100)이 도 8에 나타내는 각 처리를 실행하는 타이밍은 임의로 설정될 수 있다. 예를 들어, 정보 처리 시스템(100)은 도 8에 나타내는 각 처리를 소정 기간(예를 들어, 1시간)마다 실행해도 되고, 대상자의 기상이 센서(11)에 의해 판정될 때마다 실행해도 된다.

[0076] (표시예)

[0077] 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우이며, 정보 처리 장치(1)가 정보 처리 장치(1)로부터, 이하의 (B1) 내지 (B5)를 취득한 경우에, 표시부(33)에 나타나는 화면 표시에 대하여 도 9를 사용하여 설명한다.

[0078] (B1) 해당 이상음이 호기 구간 및 흡기 구간의 어느 호흡상에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정한 추정 결과.

[0079] (B2) 검지 신호로부터 추출된 호흡 신호.

[0080] (B3) 이상음을 나타내는 이상음 신호의 주파수 특성.

[0081] (B4) 부잡음의 종류를 추정한 추정 결과.

[0082] (B5) 건강 상태에 관한 정보.

[0083] 도 9는, 정보 처리 시스템(100)의 통신 장치(3)의 표시부(33)에 표시되는 표시 화면의 일례를 나타내는 도면이다. 도 9에 나타낸 바와 같이, 표시부(33)에는, 대상자 W1의 호흡 신호의 파형 데이터를 표시하는 영역 R1, 이상음을 나타내는 이상음 신호의 주파수 특성 및 강도를 나타내는 소노그래프를 표시하는 영역 R2 및 상기 (B1) 및 (B4)에 관한 추정 결과 및 상기 (B5)에 관한 정보를 표시하는 영역 R3이 표시되어도 된다. 도 9에 나타내는 영역 R3에는, 상기 (B1) 및 (B4)에 관한 추정 결과인 「호기 구간의 이상음: 유(적음)」 및 「흡기 구간의 이상음: 무」와, 상기 (B5)에 관한 정보인 「기관지 천식의 의심.」이 표시되어 있다.

[0084] (정보 처리 시스템(100)의 구성에 있어서의 변형예)

[0085] 도 10은, 정보 처리 시스템(100)의 구성의 변형예를 나타내는 기능 블록도이다.

[0086] 도 10에 나타내는 정보 처리 시스템(100A)은 도 5에 나타내는 정보 처리 시스템(100)과 비교하여, 정보 처리 장치(1)의 제어부(10)가 구비하고 있는 추정부(104)를, 외부 장치인 추정 장치(2)에 추정부(201)로서 구비하고, 정보 처리 장치(1A)의 제어부(10A)는 그것을 구비하지 않는 점에서 상이하다. 추정 장치(2)는 제어부(20) 및 기억부(22)를 구비하고 있다. 또한 제어부(20)는 추정부(201) 및 출력부(205)를 구비하고 있다.

[0087] 상술한 변형에 수반하여, 정보 처리 장치(1A)에 있어서 출력부(105)는 호흡상 판정부(102) 및 이상음 판정부(103)의 판정 결과를, 통신 네트워크(9)를 통해 추정 장치(2)로 출력한다.

[0088] 추정부(201)는 출력부(105)가 출력한 판정 결과 및 기억부(22)에 저장되어 있는 추정 기준(221)을 참조하여 부잡음의 종류의 추정 및 대상자 W1의 건강 상태에 관한 정보를 추정한다.

[0089] 출력부(205)는 추정부(201)에서 추정된 부잡음의 종류 및 대상자 W1의 건강 상태에 관한 정보를, 통신 네트워크(9)를 통해 통신 장치(3)로 출력한다.

[0090] 정보 처리 시스템(100)의 구성은 한정되는 것은 아니다. 상술한 바와 같이 정보 처리 장치(1)가 구비하는 각

부를 외부 장치로서 새롭게 마련하는 구성을 채용해도 되고, 하나의 장치에 집약하는 구성을 채용해도 된다.

[0091] 〔실시 형태 2〕

[0092] 본 개시의 다른 실시 형태에 대하여, 이하에 설명한다. 또한, 설명의 편의상, 상기 실시 형태에서 설명한 부재와 동일한 기능을 갖는 부재에 대해서는, 동일한 부호를 부기하고, 그 설명을 반복하지 않는다.

[0093] (정보 처리 시스템(100B)의 구성)

[0094] 센서(11)가 복수의 검지 영역을 구비하고, 복수의 검지 영역의 각각에 있어서 검지한 검지 신호(이하, 영역별 검지 신호)를 해석하는 구성을 채용한 정보 처리 시스템(100B)에 대하여, 도 11을 사용하여 설명한다. 도 11은, 정보 처리 시스템(100B)의 구성의 일례를 나타내는 기능 블록도이다.

[0095] 도 11에 나타낸 바와 같이, 정보 처리 시스템(100B)은 정보 처리 장치(1B) 및 통신 장치(3)를 구비하고 있어도 된다. 정보 처리 장치(1B)는 복수의 검지 영역을 구비하는 센서(11), 제어부(10B) 및 기억부(12)를 구비하고 있다. 제어부(10B)는 신호 추출부(101), 호흡상 판정부(102), 이상음 판정부(103), 추정부(104) 및 출력부(105)에 더하여, 발생 부위 추정부(106)를 구비하고 있다.

[0096] 발생 부위 추정부(106)는 영역별 검지 신호의 각각으로부터 추출된 호흡 신호에 기초하여, 대상자 W1의 체내에 있어서의 이상음의 발생 부위를 추정한다.

[0097] 여기서는, 발생 부위 추정부(106)를 정보 처리 장치(1B)가 구비하는 구성을 예로 들어 설명했지만, 이것에 한정되지 않는다. 예를 들어, 발생 부위 추정부(106)를 통신 장치(3) 혹은 도시하지 않은 서버 장치가 구비하고 있어도 된다.

[0098] (정보 처리 시스템(100B)이 행하는 처리)

[0099] 이어서, 정보 처리 시스템(100B)이 행하는 처리의 흐름에 대하여, 도 12를 사용하여 설명한다. 도 12는, 정보 처리 시스템(100B)이 행하는 처리의 흐름의 일례를 나타내는 흐름도이다.

[0100] 신호 추출부(101)는 검지 영역(예를 들어, 도 3에 나타내는 검지 영역 D1 내지 D4)의 각각으로부터 출력되는 영역별 검지 신호를 취득하고, 각 영역별 검지 신호로부터 압력 신호 및 호흡 신호를 추출한다(스텝 S1a).

[0101] 계속해서, 발생 부위 추정부(106)는 각 영역별 검지 신호의 각각으로부터 추출된 호흡 신호에 기초하여, 대상자 W1의 체내에 있어서의 이상음의 발생 부위를 추정한다(스텝 S6). 예를 들어, 발생 부위 추정부(106)는 이상음이 가장 많이 포함되는 호흡 신호가 추출된 영역별 검지 신호를 출력한 검지 영역의 위치를 특정하고, 특정한 위치에 가까운 것이 추정되는 대상자의 신체의 부위를 이상음 발생 부위로서 추정해도 된다.

[0102] 이어서, 출력부(105)는 추정된 이상음 발생 부위를 나타내는 이상 부위 정보를 출력한다(스텝 S7).

[0103] 이 구성을 채용하면, 정보 처리 시스템(100B)은 대상자 W1의 호흡 신호를 고정밀도로 계측함과 함께, 대상자 W1의 질환에 관련되는 이상음 발생 부위를 특정할 수 있다. 예를 들어, 출력된 호흡 신호와 이상음 발생 부위 정보를 의료 관계자 등에게 제공하면, 의료 관계자 등은, 대상자 W1의 건강 상태에 더하여, 대상자 W1의 신체의 어느 부위에 이상이 발생하고 있을 가능성이 있는지를 높은 정밀도로 진단할 수 있다.

[0104] (표시예)

[0105] 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우이며, 정보 처리 장치(1B)가 정보 처리 장치(1B)로부터, 이하의 (B1) 내지 (B6)을 취득한 경우에, 표시부(33)에 나타나는 화면 표시에 대하여, 도 13을 사용하여 설명한다.

[0106] (B1) 해당 이상음이 호기 구간 및 흡기 구간의 어느 호흡상에 있어서 발생하고 있는지를 추정한 추정 결과.

[0107] (B2) 검지 신호로부터 추출된 호흡 신호.

[0108] (B3) 이상음을 나타내는 이상음 신호의 주파수 특성.

[0109] (B4) 부잡음의 종류를 추정한 추정 결과.

[0110] (B5) 건강 상태에 관한 정보.

[0111] (B6) 이상 부위 정보.

[0112] 도 13은, 정보 처리 시스템(100B)의 통신 장치(3)의 표시부(33)에 표시되는 표시 화면의 일례를 나타내는 도면

이다. 도 13에 나타낸 바와 같이, 표시부(33)에는, 도 9에 나타낸 영역 R1 내지 R3에 더하여, 상기 (B6)에 관한 대상자에 관한 이상 부위 정보를 표시 가능한 영역 R4가 추가로 표시되어도 된다. 도 13에 나타내는 예에서는, 영역 R4에 있어서의, 대상자의 신체의 전방면 및 배면을 모방한 도면 중에, 이상음 발생 부위가 타원형의 마크 M으로서 나타나 있다.

[0113] 예를 들어, 의료 관계자 등은, 통신 장치(3)에 표시된 표시를 참조하여, 대상자의 건강 상태, 대상자가 이격되어 있는 질환의 종류와 질환의 부위 및 대상자에 대한 의학적 개입의 필요성에 대하여, 적절하게 판단할 수 있다.

[0114] (정보 처리 시스템(100B)의 구성에 있어서의 변형예)

[0115] 정보 처리 시스템(100B)의 구성에 있어서의 변형예를 도 14, 도 15를 사용하여 설명한다.

[0116] 도 14는, 정보 처리 시스템의 구성의 변형예를 나타내는 기능 블록도이다. 도 14에 나타내는 정보 처리 시스템(100C)은 도 11에 나타내는 정보 처리 시스템(100B)과 비교하여, 정보 처리 장치(1B)의 제어부(10B)가 구비하고 있는 추정부(104) 및 발생 부위 추정부(106)를, 외부 장치인 추정 장치(2A)가 각각 추정부(201) 및 발생 부위 추정부(202)로서 구비하고, 정보 처리 장치(1C)의 제어부(10C)는 그것들을 구비하지 않는 점에서 상이하다. 추정 장치(2A)는 제어부(20A) 및 기억부(22)를 구비하고 있다. 추가로 제어부(20A)는 추정부(201) 및 출력부(205)를 구비하고 있다.

[0117] 상술한 변형에 수반하여, 정보 처리 장치(1C)에 있어서의 출력부(105)는 호흡상 판정부(102) 및 이상음 판정부(103)의 판정 결과 및 영역별 검지 신호의 각각으로부터 추출된 호흡 신호를, 통신 네트워크(9)를 통해 추정 장치(2A)로 출력한다.

[0118] 추정 장치(2A)에 있어서의 출력부(205)는 추정부(201)의 추정 결과, 대상자 W1의 건강 상태에 관한 정보 및 발생 부위 추정부(202)의 추정 결과를, 통신 네트워크(9)를 통해 통신 장치(3)로 출력한다.

[0119] 도 15는, 정보 처리 시스템의 구성의 다른 변형예를 나타내는 기능 블록도이다. 도 15에 나타내는 정보 처리 시스템(100D)은 도 11에 나타내는 정보 처리 시스템(100B) 및 도 14에 나타내는 정보 처리 시스템(100C)을 구성하는 구성 요소의 모두를 정보 처리 장치(1D)에 구비하고 있다. 추가로 정보 처리 장치(1D)는 센서(11), 제어부(10D) 및 기억부(12)에 더하여, 표시부(13)를 구비한다.

[0120] 제어부(10D)는 신호 추출부(101), 호흡상 판정부(102), 이상음 판정부(103), 추정부(104), 출력부(105) 및 발생 부위 추정부(106)에 더하여, 표시부(13)에 각종 정보에 표시시키는 표시 제어부(107)를 구비한다. 표시부(13)는 일례로서 도 13에 나타내는 표시 화면을 표시한다.

[0121] 정보 처리 장치(1D)는 통신 네트워크(9)를 통해 적어도 하나 이상의 통신 장치(3)와 통신해도 된다. 예를 들어, 표시부(13)에 있어서 표시하는 정보를 복수의 의료 관계자 W2가 각각 소유하는 스마트폰, 태블릿 단말기 등의 통신 장치(3)에 있어서도 표시해도 된다.

[0122] 도 14에 나타내는 정보 처리 시스템(100C) 및 도 15에 나타내는 정보 처리 시스템(100D)의 구성은 일례이며 이와 같은 구성에 한정되지 않는다. 정보 처리 시스템을 구성하는 각 부를 임의로 외부 장치로서 마련해도 된다.

[0123] [실시 형태 3]

[0124] 본 개시의 다른 실시 형태(실시 형태 3)에 대하여, 이하에 설명한다. 또한, 설명의 편의상, 상기 실시 형태에서 설명한 부재와 동일한 기능을 갖는 부재에 대해서는, 동일한 부호를 부기하여, 그 설명을 반복하지 않는다.

[0125] (정보 처리 시스템(100E)의 개요)

[0126] 본 개시의 실시 형태 3에 관한 정보 처리 시스템(100E)은 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리를 나타내는 호흡 신호에 평균화 처리를 실행한 결과에 기초하여, 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는지 여부를 판정하는 이상음 판정부(103A)를 구비하고 있는 시스템이다.

[0127] (정보 처리 시스템(100E)의 구성)

[0128] 정보 처리 시스템(100E)은 상술한 정보 처리 시스템(100 내지 100D)에 있어서, 각 정보 처리 장치(1 내지 1D)의 이상음 판정부(103) 대신에 이상음 판정부(103A)를 구비하고 있는 시스템이다. 이하, 정보 처리 시스템(100E)은 정보 처리 시스템(100)의 정보 처리 장치(1)가 이상음 판정부(103) 대신에 이상음 판정부(103A)를 구비하고 있는 시스템을 예로 들어 설명한다.

[0129] (이상음 판정부(103A)가 행하는 처리)

[0130] 이상음 판정부(103A)가 행하는 처리의 흐름에 대하여, 도 16을 사용하여 설명한다. 도 16은, 이상음 판정부(103A)가 행하는 처리의 흐름의 일례를 나타내는 흐름도이다.

[0131] 먼저, 이상음 판정부(103A)는 센서로부터 출력된 검지 신호로부터 제1 주파수 이상의 제1 호흡 신호와, 제2 주파수 이하의 제2 호흡 신호를 추출한다(스텝 S10). 여기서 제1 호흡 신호 및 제2 호흡 신호는, 대상자 W1의 심박을 나타내는 주파수대를 포함하지 않는 호흡 신호이면 된다. 즉, 제1 주파수는 대상자 W1의 심박을 나타내는 주파수의 상한값을 초과하고 있으면 되고, 제2 주파수는 대상자 W1의 심박을 나타내는 주파수의 하한값을 하회하고 있으면 된다. 일반적으로 심박을 나타내는 주파수는, 연령이나 생활 습관 등에 따라 다르기 때문에, 제1 주파수 및 제2 주파수는, 대상자 W1의 연령이나 생활 습관에 따라 임의로 설정 가능한 것이 바람직하다. 예를 들어, 제1 주파수는, 대상자 W1이 어린이인 경우에는 제1 주파수는 3Hz 이상, 대상자 W1이 운동 선수인 경우에는 1.5Hz 이상, 대상자 W1이 일반 성인인 경우에는 2.0Hz 이상으로 설정해도 된다. 제2 주파수는, 대상자 W1의 연령이나 생활 습관을 막론하고 1Hz 이하로 설정해도 된다. 이에 의해, 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리를 나타내는 호흡 신호로부터, 심박을 나타내는 주파수의 신호를 제외할 수 있어, 더 정밀도 높게 이상음의 유무를 판정할 수 있다.

[0132] 또한, 제1 주파수는, 소리 이외의 진동 등을 나타내는 신호를 제거하기 위해 20Hz 이상인 것이 바람직하고, 나아가 험을 나타내는 신호를 제거하기 위해 60Hz 이상인 것이 더욱 바람직하다. 제1 호흡 신호 및 제2 호흡 신호를 추출하는 방법은 특별히 한정되지 않지만, 본 실시 형태에 있어서는, 대역 통과 필터, 저역 통과 필터 등을 사용하여 제1 호흡 신호 및 제2 호흡 신호를 추출했다. 제1 호흡 신호를 추출하기 위해 대역 통과 필터 대신에 고역 통과 필터를 사용하는 것도 가능하지만, 디지털 처리에서 발생하는 에일리어스를 방지하기 위해, 본 실시 형태에 있어서는 대역 통과 필터를 채용했다.

[0133] 또한, 상술한 제1 호흡 신호 및 제2 호흡 신호는, 신호 추출부(101)에 있어서 추출되는 호흡 신호 및 압력 신호에 대응하고 있어도 된다.

[0134] 이어서, 이상음 판정부(103A)는 스텝 S10에 있어서 추출한 제1 호흡 신호를 소정의 시간 간격으로 분할하고, 그 각각에 대하여 파워 스펙트럼을 산출한다(스텝 S11). 일례로서, 이상음 판정부(103A)는 제1 호흡 신호를, 호흡상 판정부(102)가 판정한 호기 구간 및 흡기 구간, 또는 호기 구간과 흡기 구간을 합친 호흡 구간에 대응하는 단위 구간으로 분할하여, 당해 단위 구간의 각각에 있어서 파워 스펙트럼을 산출해도 된다. 따라서, 제1 호흡 신호를 분할하는 소정의 시간 간격은, 각 단위 구간의 시간 간격이어도 되고, 임의로 설정한 시간 간격이어도 된다. 임의로 설정하는 시간 간격은, 0.1초 이상 0.8초 이하인 것은 바람직하고, 보다 바람직하게는 0.1초이다. 즉, 하나의 단위 구간에 대하여 복수의 파워 스펙트럼이 산출되어도 된다. 또한, 이하에 있어서는, 단위 구간마다 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼을 산출한 경우를 예로 들어 설명한다.

[0135] 이어서, 이상음 판정부(103A)는 후술하는 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼의 평균화 처리에 있어서, 기점으로 하는 시각을 결정한다(스텝 S12). 일례로서, 이상음 판정부(103A)는 스텝 S10에서 추출한 제2 호흡 신호로부터, 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼의 평균화 처리에 있어서, 기점으로 하는 시각을 단위 구간의 각각에 대하여 결정한다. 이때, 이상음 판정부(103A)는 스텝 S10에서 추출한 제2 호흡 신호로부터, 미리 정해진 표준 진폭보다도 큰 진폭의 대진폭 신호를 제거하는 처리를 행해도 된다. 예를 들어, 대진폭 신호를 상기 표준 진폭으로 변경한 제2 호흡 신호로부터 기점으로 하는 시각을 결정해도 되고, 대진폭 신호를 제외한 제2 호흡 신호로부터 기점으로 하는 시각을 결정해도 된다.

[0136] 이어서 이상음 판정부(103A)는 스텝 S11에 있어서 산출한 파워 스펙트럼의 평균화 처리를 행한다(스텝 S13). 일례로서, 이상음 판정부(103A)는 스텝 S12에 있어서 결정한 각 단위 구간의 기점으로 하는 시각을 합쳐서, 각 단위 구간의 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼에 평균화 처리를 실행한다. 이때, 이상음 판정부(103A)는 제1 호흡 신호로부터 미리 정해진 표준 진폭보다도 큰 진폭의 대진폭 신호를 제거하는 처리를 행해도 된다. 예를 들어, 대진폭 신호를 상기 표준 진폭으로 변경한 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼에 평균화 처리를 실행해도 되고, 대진폭 신호를 제외한 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼에 평균화 처리를 실행해도 된다. 또한, 당해 평균화 처리에 있어서, 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼을 평균화하는 방법은 특별히 한정되지 않고 임의로 결정할 수 있다. 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼을 평균화하는 방법의 구체예로서는, 파워 스펙트럼의 종축(주파수축)의 주파수마다의 파워 평균, 파워 스펙트럼의 이동 평균, 또는 다음의 저역 통과 필터(로우패스 IIR 필터)를 사용한 방법 등을 들 수 있다.

[0137] 마지막으로, 이상음 판정부(103A)는 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼의 평균화 처리의 결과에 기초하여, 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는지 여부를 판정한다(스텝 S14). 일례로서, 이상음 판정부(103A)는 파워 스펙트럼의 분산과, 상기 제1 호흡 신호의 파워 평균의 2승의 비가, 소정 역치 이상인 경우, 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있다고 판정한다.

[0138] 이상음 판정부(103A)는 상술한 처리에 더하여, 주파수 베이스 보정 처리를 행해도 된다. 주파수 베이스 보정 처리란, 파워 스펙트럼을 삼차원적(주파수×진폭×시간)으로 표현한 소노그램의 각 주파수에 있어서, 시간적인 오프셋을 빼는 처리이다. 구체적으로는, 소노그램의 표시 구간에서 주파수마다 시간 평균한 값을 빼는 처리나 주파수마다 시간축 상에 고역 통과 필터를 작용시켜 오프셋을 제외하는 처리 등이 있다. 주파수 베이스 보정 처리를 행함으로써, 험 노이즈나 모터 잡음 등의 특정 주파수에 집중한 노이즈 등을 제거할 수 있다. 이에 의해, 소노그램에 있어서 호흡에 의한 변화를 눈에 띄게 할 수 있기 때문에, 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는지 여부를 시각적으로 판단하기 쉬워진다.

[0139] 본 실시 형태에 있어서는, 상술한 각 처리(스텝 S10 내지 S14)를 정보 처리 장치(10E)의 이상음 판정부(103A)가 실행하는 경우를 예로 들었지만, 당해 각 처리를 실행하는 주체는 이상음 판정부(103A)에 한정되지 않는다. 예를 들어, 새롭게 평균 처리부를 마련하여, 스텝 S10을 신호 추출부(101), 스텝 S12를 호흡상 판정부(102), 스텝 S11 및 스텝 S13을 평균 처리부, 스텝 S14를 이상음 판정부(103A)가 실행해도 된다.

[0140] 이하, 이상음 판정부(103A)의 각 처리를 더 상세하게 설명한다.

[0141] (파워 스펙트럼의 산출(스텝 S11))

[0142] 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼을 산출하는 처리에 대하여 설명한다. 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼은, 하기의 처리를 실행함으로써 산출된다.

[0143] (C1) 제1 호흡 신호를 수열로 변환한다.

[0144] (C2) 신호 세트를 제작한다.

[0145] (C3) 신호 세트의 각 요소를 창함수로 가중치 부여한다.

[0146] (C4) 신호 세트의 각 요소를 푸리에 변환한다.

[0147] (C5) 신호 세트의 각 요소의 파워 스펙트럼을 산출한다.

[0148] (C6) 특이값을 제거한다.

[0149] (C1) 내지 (C6)의 각 처리에 대하여, 44.1㎑에서 샘플링된 제1 호흡 신호를 예로 들고, 도 17을 참조하면서 설명한다. 도 17은, 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼을 산출하기 위해 실시하는 처리를 설명하기 위한 도면이다.

[0150] 먼저, 이상음 판정부(103A)는 44.1㎑에서 샘플링된 제1 호흡 신호를 수열 y(n)로 변환한다(처리 (C1)).

[0151] 이어서, 제1 호흡 신호를 나타내는 수열에 있어서, 신호 세트를 제작한다(처리 (C2)). 여기서 제작하는 신호 세트는, 일례로서, 수열 y(n)의 개시점을 소정수 어긋나게 한 신호 세트이다. 예를 들어, 수열 y(n)으로부터 개시점을 2048개(약 46msec)씩 어긋나게 한, 요소수가 8192개(약 186msec)인 신호 세트 Y_{8192}를 제작한다.

[0152] 이어서, 신호 세트의 각 요소를 창함수로 가중치 부여한다(처리 (C3)). 일례로서, 8192개의 요소의 각각을 해닝 창함수로 가중치 부여한 신호 세트 WY_{8192}를 취득한다. 처리 (3)을 모식적으로 나타내면, 도 17의 「a」에 나타낸 바와 같은 제1 호흡 신호를 나타내는 그래프가, 도 17의 「b」에 나타내는 그래프와 같이 변화된다.

[0153] 이어서, 창함수로 가중치 부여한 각 요소를 푸리에 변환한다(처리 (C4)). 일례로서, 신호 세트 WY_{8192}를 푸리에 변환한 CY_{8192}를 취득한다. 여기서 CY_{8192}는 복소수 데이터이다.

[0154] 이어서, 푸리에 변환한 각 요소의 파워 스펙트럼을 산출한다(처리 (C5)). 일례로서, CY_{8192}의 각 요소의 진폭을 2승하여 파워 스펙트럼 $P=pow(CY_{8192}(n))$를 취득한다. 도 17의 「c」는, 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼 $P=pow(CY_{8192}(n))$를 나타낸다.

[0155] 마지막으로, 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼으로부터 특이값을 제거하는 처리를 실시해도 된다(처리 (6)). 일례로서, 특이값은 펄스성의 노이즈이다.

[0156] 이상음 판정부(103A)는 처리 (C1) 내지 (C6)을 실행함으로써, 펄스성의 노이즈가 제거된 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼을 산출할 수 있다.

[0157] (기점으로 하는 시각의 산출(스텝 S12))

[0158] 제2 호흡 신호로부터, 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼의 평균화 처리에 있어서 기점으로 하는 시각을 결정하는 처리에 대하여 설명한다. 당해 기점으로 하는 시각은, 하기의 처리를 실행함으로써 결정된다.

[0159] (D1) 제2 호흡 신호를 수열로 변환한다.

[0160] (D2) 다운 샘플링한다.

[0161] (D3) 디지털 필터를 건다.

[0162] (D4) 지연 보정한 필터링 파형을 제작한다.

[0163] (D5) 기점으로 하는 시각을 산출한다.

[0164] (D1) 내지 (D5)의 각 처리에 대하여, 44.1㎐에서 샘플링된 제2 호흡 신호를 예로 들어 설명한다.

[0165] 먼저, 이상음 판정부(103A)는 44.1㎐에서 샘플링된 제2 호흡 신호를 수열 x(n)로 변환한다(처리 (D1)).

[0166] 이어서, 이상음 판정부(103A)는 데이터양을 줄이기 위해 다운 샘플링을 행한다(처리 (D2)). 일례로서, 제2 호흡 신호를 샘플링 간격 N_{2048}(약 46msec)로 재샘플링한다.

[0167] 이어서, 다운 샘플링한 제2 호흡 신호를 나타내는 수열 x(n)에 디지털 필터를 건다(처리 (D3)). 일례로서, 수열 x(n)에 IIR 필터를 건다.

[0168] 이어서, 디지털 필터를 건 제2 호흡 신호를 나타내는 수열 x(n)의 지연을 보정한 필터링 파형을 제작한다(처리 (D4)). 일반적으로 신호에 대하여 필터를 걸면 지연이 발생한다. 제2 호흡 신호를 나타내는 수열 x(n)는 상기 처리 (D3)의 디지털 필터를 거는 것에 의해, 대상자 W1의 실제의 호흡을 나타내는 소리와 어긋남이 발생하고 있다. 본 처리에서는, 이 어긋남을 보정한 필터링 파형을 제작한다.

[0169] 이어서, 지연을 보정한 필터링 파형에 기초하여, 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼의 평균화 처리에 있어서 기점으로 하는 시각을 결정한다(처리 (D5)). 여기서 기점으로 하는 시각은, 제2 호흡 신호를 나타내는 필터링 파형에 있어서, 호흡상 중의 어느 점이어도 되지만, 호흡상 중의 동상의 시점이 아니면 안된다. 그 때문에, 본 실시 형태에 있어서는, 제2 호흡 신호에 IIR 필터를 건 필터링 파형의 지연 보정을 행하고, 지연 보정 후의 파형에 있어서의 극값에 대응하는 시각을 기점으로 하는 시각으로서 결정한다. 또한, 처리 D3에 있어서, 제2 호흡 신호에 대하여 FIR 필터를 걸어 반대칭의 파형을 사용하는 경우에는, 진폭이 0이 되는 값에 대응하는 시각을 기점으로 하는 시각으로 해도 된다. 단, 진폭이 부로부터 정으로 변하는 점, 혹은 정으로부터 부로 변하는 점의 어느 것을 선택할 필요가 있다.

[0170] (구체예)

[0171] 이하에 이상음 판정부(103A)가 출력하는, 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼 및 평균화 처리를 실행한 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼의 구체예에 대하여, 도 18 및 도 19를 사용하여 설명한다.

[0172] 도 18은, 상술한 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼 $P=pow(CY_{8192}(n))$의 100번째 내지 350번째의 데이터를 나타낸 스펙트럼그램(소노그램)이다. 당해 스펙트럼 그래프에서는, 종축이 파워 스펙트럼의 밀도, 횡축이 주파수, 농담이 진폭을 표현하고 있다. 도 18에 나타낸 바와 같이, 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼에 평균화 처리를 실행하고, 추가로 주파수 베이스 보정을 실행한 경우(도 18의 우측 하부 도면을 참조), 대상자 W1의 호흡에 동기한 띠상의 신호를 확인할 수 있다.

[0173] 도 19는, 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼에 평균화 처리를 실행한 경우의 스펙트럼그램을 나타낸다. 도 19에 있어서, 평균화 처리는, 다른 평균화의 파라미터 α로 설계된 1차의 로우패스 IIR 필터를 사용하여 행하였다. 여기서, 평균화의 파라미터 α는, 1차의 로우패스 IIR 필터의 극(폴)이다. 환언하면, 1차의 로우패스 IIR 필터의 컷오프 주파수, 즉, 전달 함수가 ∞가 되는 점을 나타낸다. 이러한 평균화의 파라미터 α의 값은 0일 때, 평균화되어 있지 않은 것을 나타내고, 평균화의 파라미터 α의 값은 1일 때, 모두를 평균화한 것을 나타낸다. 도 19에 나타낸 바와 같이, 평균화의 파라미터 α의 값은, 1에 가까울수록 대상자 W1의 호흡에 동기한 띠상의 신호를 확인할 수 있다.

[0174] (이상음 판정부(103A)의 변형예)

[0175] 상술한 이상음 판정부(103A)는 평균화 처리 S12에 있어서, 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼의 평균화에 더하여, n승 평균 조작을 한(n은 2 이상의 자연수) 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼을 선형 결합하는 처리를 실행해도 된다. 일례로서, 이상음 판정부(103A)는 $\langle pow(w)^2\rangle-\langle pow(w)\rangle^2$으로 표시되는 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼의 분산, 또는 $\langle pow(w)^2\rangle-2\langle pow(w)\rangle^2$을 각 단위 구간에 대하여 산출한다.

[0176] (산출 방법)

[0177] $\langle pow(w)^2\rangle-\langle pow(w)\rangle^2$ 또는 $\langle pow(w)^2\rangle-2\langle pow(w)\rangle^2$의 값의 산출 방법에 대하여, 도 20 내지 도 22를 사용하여 설명한다. 도 20 내지 도 22는, 제1 호흡 신호가, 주기 Tr 중 Te의 시간만 동일한 파형의 펄스폭 Δt의 펄스 Af(t)가 복수 발해지는 펄스 계열이라고 가정한 경우의 산출 방법을 나타낸다. 여기서, A는 펄스의 진폭이다. 발생하는 타이밍은 Te의 기간 중 랜덤이고, 평균 n(pulse/sec)의 밀도로 발생하는 것으로 한다. 또한, Te의 개시 시각을 τ_m이라고 한다.

[0178] 제1 호흡 신호는, 시각 t_n(n=1, 2…)에서 펄스 $f(t-t_n)$가 관측된 펄스 계열이라고 가정한다. 이 경우, 도 20 내지 도 22에 나타낸 바와 같이, 하기의 흐름으로 $\langle pow(w)^2\rangle-\langle pow(w)\rangle^2$ 또는 $\langle pow(w)^2\rangle-2\langle pow(w)\rangle^2$의 값을 산출한다.

[0179] (E1) 제1 호흡 신호를 나타내는 펄스 계열을 푸리에 변환한다(식 1).

[0180] (E2) 푸리에 구간 내의 에너지를 산출한다(식 2 내지 식 3).

[0181] (E3) 푸리에 구간 내의 에너지의 평균 및 에너지의 2승 평균을 산출한다(식 4 내지 식 8).

[0182] (E4) 푸리에 구간 내의 에너지에 기초하여, 파워 스펙트럼의 파워 평균 및 파워의 2승 평균을 산출한다(식 9 내지 식 10').

[0183] (E5) $\langle pow(w)^2\rangle-\langle pow(w)\rangle^2$ 또는 $\langle pow(w)^2\rangle-2\langle pow(w)\rangle^2$의 값을 산출한다(식 11 내지 식 15).

[0184] 염발음 및 통상음을 나타내는 호흡 신호의 파워 스펙트럼의 $\langle pow(w)^2\rangle-\langle pow(w)\rangle^2$인 V(pow(w))의 값 및 $\langle pow(w)^2\rangle-2\langle pow(w)\rangle^2$인 U(pow(w))의 값을, 상술한 산출 방법을 사용하여 산출한 결과에 대하여, 도 23을 사용하여 설명한다. 도 23은, 염발음 및 정상음의 모델에 상술한 산출 방법을 적용한 결과를 나타내는 도면이다. 도 23에 있어서, case1은, 진폭이 큰 소수의 펄스를 포함하는 염발음을 나타내는 호흡 신호의 경우, case2는, 진폭이 작은 다수의 펄스를 포함하는 통상음을 나타내는 호흡 신호의 경우를 나타낸다.

[0185] 도 23에 나타낸 바와 같이, case1 및 case2의 파워 스펙트럼의 평균의 2승을 나타내는 $\langle pow(w)\rangle^2$의 값은 동일한 값이다. 즉, 호흡 신호의 파워 스펙트럼의 평균화에서는, 염발음과 통상음을 구별하는 것이 곤란하다. 그러나, case1 및 case2의 V(pow(w)) 및 U(pow(w))의 값을 각각 비교하면, V(pow(w))에서 10배, U(pow(w))에서 100배 정도, 값이 다르다. 따라서, V(pow(w)) 또는 U(pow(w))의 값을 비교함으로써 염발음과 통상음의 구별이 가능해진다.

[0186] 따라서, 이상음 판정부(103A)는 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼으로부터 산출하는 $\langle pow(w)^2\rangle-\langle pow(w)\rangle^2$의 값과 $\langle pow(w)^2\rangle-2\langle pow(w)\rangle^2$의 값을 각각, 정상음을 나타내는 호흡 신호의 파워 스펙트럼으로부터 산출한 $\langle pow(w)^2\rangle-\langle pow(w)\rangle^2$의 값과 $\langle pow(w)^2\rangle-2\langle pow(w)\rangle^2$의 값과 비교함으로써, 더 정확하게 대상자 W1의 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정할 수 있다.

[0187] [정보 처리 시스템의 변형예]

[0188] 상술한 각 실시 형태에서 설명한 각 처리의 실행 주체는 임의이고, 상술한 예에 한정되지 않는다. 예를 들어, 도 8 및 도 12에 나타낸 각 스텝(제어 방법)은 하나 또는 복수의 정보 처리 장치가 실행해도 된다. 즉, 도 8 및 도 12에 나타낸 각 스텝(제어 방법)은 하나의 정보 처리 장치가 모두를 실행해도 되고, 복수의 정보 처리 장치가 분담하여 실행해도 된다.

[0189] [소프트웨어에 의한 실현예]

[0190] 정보 처리 시스템(100, 100A 내지 100D)(이하, 「시스템」이라고 칭함), 정보 처리 장치(1, 1A 내지 1D) 및 추정 장치(2, 2A)(이하, 「장치」라고 칭함)의 기능은, 당해 시스템 및 당해 장치로서 컴퓨터를 기능시키기 위한 프로그램이며, 당해 시스템 및 해당 정보 처리 장치(1)의 각 제어 블록(특히 제어부에 포함되는 각 부)으로서 컴퓨터를 기능시키기 위한 프로그램에 의해 실현할 수 있다.

[0191] 이 경우, 상기 시스템 및 상기 장치는, 상기 프로그램을 실행하기 위한 하드웨어로서, 적어도 하나의 제어 장치(예를 들어, 프로세서)와 적어도 하나의 기억 장치(예를 들어, 메모리)를 갖는 컴퓨터를 구비하고 있다. 이 제어 장치와 기억 장치에 의해 상기 프로그램을 실행함으로써, 상기 각 실시 형태에서 설명한 각 기능이 실현된다.

[0192] 상기 프로그램은, 일시적이 아니고, 컴퓨터 판독 가능한, 하나 또는 복수의 기록 매체에 기록되어 있어도 된다. 이 기록 매체는, 상기 장치가 구비하고 있어도 되고, 구비하고 있지 않아도 된다. 후자의 경우, 상기 프로그램은, 유선 또는 무선의 임의의 전송 매체를 통해 상기 장치에 공급되어도 된다.

[0193] 또한, 상기 각 제어 블록의 기능의 일부 또는 전부는, 논리 회로에 의해 실현하는 것도 가능하다. 예를 들어, 상기 각 제어 블록으로서 기능하는 논리 회로가 형성된 집적 회로도 본 발명의 범주에 포함된다. 그밖에도, 예를 들어 양자 컴퓨터에 의해 상기 각 제어 블록의 기능을 실현하는 것도 가능하다.

[0194] 또한, 상기 각 실시 형태에서 설명한 각 처리는, AI(Artificial Intelligence: 인공 지능)에 실행시켜도 된다. 이 경우, AI는 상기 제어 장치에서 동작하는 것이어도 되고, 다른 장치(예를 들어, 에지 컴퓨터 또는 클라우드 서버 등)에서 동작하는 것이어도 된다.

[0195] 〔부기 사항〕

[0196] 본 발명은 상술한 각 실시 형태에 한정되는 것은 아니고, 청구항에 나타낸 범위에서 다양한 변경이 가능하고, 다른 실시 형태에 각각 개시된 기술적 수단을 적절히 조합하여 얻어지는 실시 형태에 대해서도 본 발명의 기술적 범위에 포함된다.

[0197] 〔정리〕

[0198] 이상과 같이, 본 개시의 양태 1에 관한 정보 처리 시스템은, 대상자에 접촉하지 않는 위치 또는 상기 대상자의 동체에 접촉하는 위치에서 상기 동체로부터 발해진 진동을 검지하는 센서와, 상기 센서로부터 출력되는 검지 신호로부터, 상기 센서에 가해지는 압력을 나타내는 압력 신호와, 상기 대상자의 호흡에 관련되는 소리를 나타내는 호흡 신호를 추출하는 신호 추출부와, 상기 압력 신호의 강도의 변동에 기초하여, 상기 대상자의 호기 구간 및 흡기 구간을 판정하는 호흡상 판정부와, 상기 호흡 신호에 기초하여, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정하는 이상음 판정부와, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우, 해당 이상음이 상기 호기 구간 및 상기 흡기 구간의 어느 것에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정하는 추정부를 구비한다.

[0199] 대상자의 신체에 어떤 이상이 발생하고 있는 경우, 해당 대상자의 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는 경우가 있다. 호흡에 관련되는 소리에 포함될 수 있는 이상음에는 복수의 종류가 있는 것이 알려져 있고, 이상음의 종류로부터 대상자의 신체에 발생한 이상의 종류를 판단할 수 있는 경우가 있다.

[0200] 호흡에는, 공기를 폐에 도입하는 흡기 구간과 폐로부터 공기를 배출하는 호기 구간이라고 하는 호흡상이 있다. 이상음이 발생하고 있는 호흡상을 특정할 수 있으면, 해당 이상음의 종류를 정확하게 특정하는 것이 가능해진다.

[0201] 상기한 구성에 의하면, 정보 처리 시스템은, 대상자의 동체로부터 발해진 진동을 검지하는 센서로부터 출력되는 검지 신호로부터 압력 신호와 호흡 신호를 추출한다. 정보 처리 시스템은, 압력 신호의 강도의 변동에 기초하여, 대상자의 호흡상(호기 구간 및 흡기 구간)을 판정하고, 호흡 신호에 기초하여, 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정한다. 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우, 정보 처리 시스템은, 해당 이상음이 호기 구간 및 흡기 구간의 어느 것에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정한다.

[0202] 이에 의해, 정보 처리 시스템은, 대상자의 호흡에 관련되는 소리에 포함되는 이상음이 발생하고 있는 호흡상을, 해당 대상자의 동체로부터 발해진 진동을 검지하는 센서로부터 출력되는 검지 신호에 기초하여 고정밀도로 추정하는 것이 가능하다. 예를 들어, 의료 관계자는, 정보 처리 시스템에 의한 추정 결과에 기초하여, 대상자의 호흡에 관련되는 소리에 포함되는 이상음의 종류를 특정하고, 대상자의 신체에 발생한 이상의 종류를 판단할 수

있다.

[0203] 본 개시의 양태 2에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 1에 있어서, 상기 이상음 판정부는, 상기 호흡 신호가 미리 정해진 주파수 특성을 갖는 경우, 상기 호흡 신호의 주파수대마다, 미리 정해진 강도를 초과하는 신호가 포함되는 경우, 상기 호흡 신호에 있어서의, 미리 정해진 주파수대에 있어서, 미리 정해진 강도를 초과하는 신호가 포함되는 경우, 및 상기 호흡 신호에 있어서의, 정상 호흡 시에 검지되는 주파수대에 있어서의 신호의 강도와, 상기 미리 정해진 주파수대에 있어서의 신호의 강도의 비가 소정 역치 이상인 경우의 적어도 어느 것에 있어서, 상기 호흡에 관련되는 소리에 상기 이상음이 포함된다고 판정해도 된다.

[0204] 상기한 구성에 의하면, 정보 처리 시스템은, 대상자의, 호흡 신호의 주파수 특성, 호흡 신호의 강도 및 정상 호흡 시의 호흡 신호와 미리 정해진 주파수대에 있어서의 신호의 비의 적어도 어느 것을, 이상음의 유무의 판정에 사용한다. 이에 의해, 정보 처리 시스템은, 호흡에 관련되는 소리에 포함되는 이상음을 정확하게 판정할 수 있다.

[0205] 본 개시의 양태 3에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 1 또는 2에 있어서, 상기 이상음은 부잡음을 포함하고, 상기 추정부는, 상기 이상음이 상기 호기 구간 및 상기 흡기 구간의 어느 것에 있어서 포함되는지에 기초하여, 상기 부잡음의 종류를 추정해도 된다.

[0206] 상기한 구성에 의하면, 이상음이 호기 구간 및 흡기 구간의 어느 것에 있어서 포함되는지에 기초하여, 부잡음의 종류를 추정한다. 호흡에 관련되는 소리에 더하여, 호기 구간 및 흡기 구간의 어느 것에 있어서 발생하고 있는 것인지를 고려함으로써, 부잡음의 종류를 고정밀도로 추정할 수 있다.

[0207] 본 개시의 양태 4에 관한 정보 처리 시스템은 상기 양태 3에 있어서, 상기 추정부는, 상기 이상음을 나타내는 이상음 신호의 주파수에 따라 상기 부잡음의 종류를 추정해도 된다.

[0208] 부잡음은 종류에 따라 다른 주파수 특성을 갖는다. 상기한 구성에 의하면, 이상음을 나타내는 이상음 신호의 주파수에 기초하여 더 높은 신뢰성으로 부잡음의 종류를 추정할 수 있다.

[0209] 본 개시의 양태 5에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 1 내지 4의 어느 1 양태에 있어서, 상기 추정부는, 상기 이상음 신호의 주파수를 포함하는 동일 주파수대의 신호의 강도에 있어서의 시간 변동을 평활화한 평활화 강도를 산출하고, 상기 평활화 강도에 따라 상기 부잡음의 종류를 추정한다.

[0210] 이상음 신호의 주파수를 포함하는 소정의 주파수대의 신호의 강도에 대하여 평활화 처리를 실시함으로써, 신호에 포함되는 노이즈를 상쇄하여 저감시킬 수 있다. 상기한 구성에 의하면, 정보 처리 시스템은, 고정밀도이고 또한 고감도로 부잡음의 종류를 추정할 수 있다.

[0211] 본 개시의 양태 6에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 3 내지 5의 어느 1 양태에 있어서, 상기 추정부는, 상기 호기 구간 또는 상기 흡기 구간에 있어서의, 상기 이상음의 음압 변화 및 상기 이상음이 발생하는 시간 간격에 따라 상기 부잡음의 종류를 추정해도 된다.

[0212] 예를 들어, 수포음은 「고로고로」, 「부츠부츠」라고 하는 저음이고, 염발음은 「바릿바릿」이라고 하는 고음이다. 수포음 및 염발음은, 모두 단속성을 갖고, 흡기 구간에 있어서 발생한다고 하는 특징을 갖고 있다. 코고는 소리는 「보보」라고 하는 저음이고, 연속성을 갖고, 호기 구간 및 흡기 구간의 양쪽에 있어서 발생한다고 하는 특징을 갖고 있다. 적음은 「피피」라고 하는 고음이고, 연속성을 갖고, 호기 구간에 있어서 발생한다고 하는 특징을 갖고 있다. 즉, 부잡음은, 그 종류에 따라, (1) 호기 구간 및 흡기 구간의 어느 것에 있어서 발생하는 것인지가 다르고, (2) 발생하는 시간 간격(즉, 연속성인지, 단속성인지)이 다르게 되어 있다.

[0213] 상기한 구성에 의하면, 정보 처리 시스템은, 호기 구간 또는 흡기 구간에 있어서의, 이상음의 음압 변화 및 이상음이 발생하는 시간 간격에 따라, 부잡음의 종류를 추정한다. 이에 의해, 정보 처리 시스템은, 부잡음은 종류를 고정밀도로 추정할 수 있다.

[0214] 본 개시의 양태 7에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 3 내지 6의 어느 1 양태에 있어서, 추정된 상기 부잡음의 종류에 따라 특정되는 상기 대상자의 건강 상태에 관한 정보를 출력하는 건강 상태 출력부를 추가로 구비하고 있어도 된다.

[0215] 상기한 구성에 의하면, 정보 처리 시스템은, 부잡음의 발생에 관련하는 건강 상태에 관한 정보(예를 들어, 질환 또는 병변에 대한 정보) 대상자에게 출력할 수 있다. 예를 들어, 출력된 건강 정보를 참조한 의료 관계자는, 대상자로의 의학적 개입을 조기에 개시할 수 있다.

[0216] 본 개시의 양태 8에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 1 내지 7의 어느 1 양태에 있어서, 상기 압력 신호의 주파수는 0.1㎐ 이상 1㎐ 이하여도 된다.

[0217] 상기한 구성에 의하면, 주파수 특성에 기초하여 검지 신호로부터 압력 신호를 추출할 수 있다.

[0218] 본 개시의 양태 9에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 1 내지 8의 어느 1 양태에 있어서, 상기 호흡 신호의 주파수는 20㎐ 이상 1000㎐ 이하여도 된다.

[0219] 상기한 구성에 의하면, 주파수 특성에 기초하여 검지 신호로부터 호흡 신호를 추출할 수 있다.

[0220] 본 개시의 양태 10에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 1 내지 9의 어느 1 양태에 있어서, 상기 대상자에 접촉하지 않는 위치에서 상기 진동을 검지하는 상기 센서는, 상기 대상자가 착의하는 의복에 있어서의, 상기 센서와 상기 동체로 상기 의복을 끼우는 위치에 설치되거나, 또는 상기 대상자가 와상하는 베드 또는 상기 대상자가 착좌하는 의자에 있어서의, 상기 동체를 지지하는 위치에 설치되어도 된다.

[0221] 상기한 구성에 의하면, 센서는, 대상자에 접촉하지 않는 위치 또는 대상자의 동체에 접촉하는 위치에 있어서, 동체로부터 발해진 진동을 검지할 수 있다. 즉, 대상자는 소정의 검지용 에어리어에 있을 필요가 없고, 또한 소정의 검지용 자세를 취할 필요가 없다. 예를 들어, 의복을 착용하고 있는 대상자가, 의자에 기대는 상태나, 베드에 드러눕는 상태일 때는, 대상자와 센서가 저절로 접근하기 때문에, 대상자의 동체로부터 발해진 진동을 고정밀도로 검지할 수 있다.

[0222] 본 개시의 양태 11에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 1 내지 10의 어느 1 양태에 있어서, 상기 동체는, 적어도 상기 대상자의 흉부를 포함하고 있어도 된다.

[0223] 상기한 구성에 의하면, 대상자의 호흡기로부터 발한 진동을 더 고정밀도로 검지할 수 있다.

[0224] 본 개시의 양태 12에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 1 내지 11의 어느 1 양태에 있어서, 상기 센서는 박판상이어도 된다.

[0225] 상기한 구성에 의하면, 센서를 다양한 개소에 설치할 수 있다. 예를 들어, 대상자가 착용하는 의복 등에 설치하는 것도 가능하다.

[0226] 본 개시의 양태 13에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 1 내지 12의 어느 1 양태에 있어서, 상기 센서는 압전 센서를 포함하고 있어도 된다.

[0227] 상기한 구성에 의하면, 센서를 박형화하는 것이 용이해지기 때문에, 대상자에게 불쾌감을 안길 가능성을 저감시킬 수 있다.

[0228] 본 개시의 양태 14에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 1 내지 13의 어느 1 양태에 있어서, 상기 센서는, 상기 검지 신호를 출력하는 복수의 검지 영역을 구비하고, 상기 신호 추출부는, 상기 복수의 검지 영역의 각각으로부터 출력되는 영역별 검지 신호의 각각으로부터, 상기 압력 신호 및 상기 호흡 신호를 추출해도 된다.

[0229] 상기한 구성에 의하면, 정보 처리 시스템은, 복수의 검지 영역의 각각으로부터 출력되는 영역별 검지 신호의 각각으로부터, 압력 신호 및 호흡 신호를 추출한다. 이에 의해, 정보 처리 시스템은, 대상자의 동체로부터 발해진 진동을, 당해 진동의 발생 장소의 근처의 검지 영역에서 검지할 수 있다. 따라서, 정보 처리 시스템은, 대상자의 동체로부터 발해진 진동을 더 고정밀도로 검지할 수 있다.

[0230] 본 개시의 양태 15에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 14에 있어서, 상기 영역별 검지 신호의 각각으로부터 추출된 상기 호흡 신호에 기초하여, 상기 대상자의 체내에 있어서의 이상음 발생 부위를 추정하는 부위 추정부를 추가로 구비해도 된다.

[0231] 상기한 구성에 의하면, 정보 처리 시스템은, 영역별 검지 신호의 각각으로부터 추출된 호흡 신호에 기초하여, 대상자의 체내에 있어서의 이상음 발생 부위를 추정한다. 이에 의해, 대상자의 신체의 어느 부위에 이상(예를 들어, 염증)이 발생하고 있을 가능성이 있는지를 추정할 수 있다.

[0232] 본 개시의 양태 16에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 3 내지 7의 어느 1 양태에 있어서, 상기 신호 추출부는, 상기 부잡음의 종류의 각각의 주파수에 대응하는 대역 통과 필터를 사용하여, 상기 검지 신호로부터 상기 호흡 신호를 추출해도 된다.

[0233] 부잡음은 종류에 따라 특유의 주파수 특성을 갖고 있기 때문에, 부잡음의 종류의 각각의 주파수에 대응하는 대

역 통과 필터를 사용하면, 검지 신호로부터 호흡 신호를 추출 가능하다.

[0234] 본 개시의 양태 17에 관한 정보 처리 장치는, 대상자에 접촉하지 않는 위치 또는 상기 대상자의 동체에 접촉하는 위치에서 상기 동체로부터 발해진 진동을 검지하는 센서로부터 출력되는 검지 신호로부터, 상기 센서에 가해지는 압력을 나타내는 압력 신호와, 상기 대상자의 호흡에 관련되는 소리를 나타내는 호흡 신호를 추출하는 신호 추출부와, 상기 압력 신호의 강도의 변동에 기초하여, 상기 대상자의 호기 구간 및 흡기 구간을 판정하는 호흡상 판정부와, 상기 호흡 신호에 기초하여, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정하는 이상음 판정부와, 상기에 관련하는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우, 해당 이상음이 상기 호기 구간 및 상기 흡기 구간의 어느 것에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정하는 추정부를 구비한다. 이 구성에 의하면, 상기 양태 1에 관한 정보 처리 시스템과 마찬가지의 효과를 발휘한다.

[0235] 본 개시의 양태 18에 관한 정보 처리 장치는, 대상자에 접촉하지 않는 위치 또는 상기 대상자의 동체에 접촉하는 위치에서 상기 동체로부터 발해진 진동을 검지하는 센서로부터 출력되는 검지 신호로부터, 상기 센서에 가해지는 압력을 나타내는 압력 신호와, 상기 대상자의 호흡에 관련되는 소리를 나타내는 호흡 신호를 추출하는 신호 추출부와, 상기 압력 신호의 강도의 변동에 기초하여, 상기 대상자의 호기 구간 및 흡기 구간을 판정하는 호흡상 판정부와, 상기 호흡 신호에 기초하여, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정하는 이상음 판정부를 구비하고, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우, 해당 이상음이 상기 호기 구간 및 상기 흡기 구간의 어느 것에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정하는 추정부를 구비하는 외부 장치에 대하여, 상기 호흡상 판정부에 의한 판정 결과 및 상기 이상음 판정부에 의한 판정 결과를 출력하는 출력부를 추가로 구비한다. 이 구성에 의하면, 상기 양태 1에 관한 정보 처리 시스템과 마찬가지의 효과를 발휘한다.

[0236] 본 개시의 양태 19에 관한 제어 방법은, 하나 또는 복수의 정보 처리 장치로부터 실행되는 제어 방법이며, 대상자에 접촉하지 않는 위치 또는 상기 대상자의 동체에 접촉하는 위치에서 상기 동체로부터 발해진 진동을 검지하는 센서로부터 출력되는 검지 신호로부터, 상기 센서에 가해지는 압력을 나타내는 압력 신호와, 상기 대상자의 호흡에 관련되는 소리를 나타내는 호흡 신호를 추출하는 신호 추출 스텝과, 상기 압력 신호의 강도의 변동에 기초하여, 상기 대상자의 호기 구간 및 흡기 구간을 판정하는 호흡상 판정 스텝과, 상기 호흡 신호에 기초하여, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정하는 이상음 판정 스텝과, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는 경우, 해당 이상음이 상기 호기 구간 및 상기 흡기 구간의 어느 것에 있어서 발생하고 있는 것인지를 추정하는 추정 스텝을 포함한다. 이 구성에 의하면, 상기 양태 1에 관한 정보 처리 시스템과 마찬가지의 효과를 발휘한다.

[0237] 본 개시의 양태 20에 관한 프로그램은, 상기 양태 1에 기재된 정보 처리 시스템으로서 컴퓨터를 제어하기 위한 프로그램이며, 상기 신호 추출부, 상기 호흡상 판정부, 상기 이상음 판정부 및 상기 추정부로서 컴퓨터를 기능시키기 위한 프로그램이다. 이 구성에 의하면, 상기 양태 1에 관한 정보 처리 시스템과 마찬가지의 효과를 발휘한다.

[0238] 본 개시의 양태 21에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 1 내지 18의 어느 1 양태에 있어서, 상기 이상음 판정부는, 상기 호기 구간 및 상기 흡기 구간의 각각에 대응하거나, 또는 상기 호기 구간과 상기 흡기 구간을 합친 호흡 구간에 대응하는 단위 구간에 대하여, 상기 검지 신호에 포함되는 제1 주파수 이상의 제1 호흡 신호의 파워 스펙트럼을 산출하고, 상기 호흡 신호에 포함되는 제2 주파수 이하의 제2 호흡 신호로부터, 상기 파워 스펙트럼의 평균화 처리에 있어서 기점으로 하는 시각을 상기 단위 구간마다 결정하고, 상기 단위 구간의 각각에 상기 파워 스펙트럼에 있어서의 상기 기점을 맞추고, 상기 평균화 처리를 행한 결과에 기초하여, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 판정한다.

[0239] 상기한 구성에 의하면, 호흡 신호로부터 불필요한 주파수대의 신호를 제거하여 평균화 처리를 행하기 때문에, 대상자의 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는지 여부를 더 정밀도 높게 판정할 수 있다.

[0240] 본 개시의 양태 22에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 21에 있어서, 상기 판정 처리는, 상기 평균화 처리에 있어서, 상기 파워 스펙트럼의 분산과, 상기 제1 호흡 신호의 파워 평균의 2승의 비가 소정 역치 이상인 경우, 상기 호흡에 관한 소리에 이상음이 포함되어 있다고 판정한다.

[0241] 상기한 구성에 의하면, 이상음이 포함되어 있는지 여부를 정밀도 높게 판정할 수 있고, 또한 유사한 이상음을 구별할 수 있다.

[0242] 본 개시의 양태 23에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 21에 있어서, 상기 제1 호흡 신호 및 상기 제2 호흡

신호의 적어도 어느 것이 미리 정해진 표준 진폭보다도 큰 진폭의 대진폭 신호를 포함하고 있는 경우, 상기 대진폭 신호의 진폭을 상기 표준 진폭으로 변경하여 상기 평균화 처리를 행한다.

[0243] 상기한 구성에 의하면, 복잡한 처리를 간략화할 수 있다. 이에 의해, 대상자의 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 정밀도 높게 판정하면서, 또한 효율적으로 판정할 수 있다.

[0244] 본 개시의 양태 24에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 21에 있어서, 상기 제1 호흡 신호 및 상기 제2 호흡 신호의 적어도 어느 것이 미리 정해진 표준 진폭보다도 큰 진폭의 대진폭 신호를 포함하고 있는 경우, 상기 단위 구간으로부터 당해 대진폭 신호를 제외하고 상기 평균화 처리를 행한다.

[0245] 상기한 구성에 의하면, 복잡한 처리를 간략화할 수 있다. 이에 의해, 대상자의 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되는지 여부를 정밀도 높게 판정하면서, 또한 효율적으로 판정할 수 있다.

[0246] 본 개시의 양태 25에 관한 정보 처리 시스템은, 상기 양태 21에 있어서, n승 평균 조작(n은 2 이상의 자연수)을 한 상기 파워 스펙트럼의 선형 결합에 의해 산출된 값에 기초하여, 상기 호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는지 여부를 판정한다.

[0247] 상기한 구성에 의하면, 평균화 처리에서는 정상음과 구별할 수 없는 호흡 신호라도 정밀도 높게 판정할 수 있다.

부호의 설명

[0248] 1, 1A, 1B, 1C, 1D: 정보 처리 장치

2, 2A: 추정 장치

3: 통신 장치

11: 센서

100, 100A, 100B, 100C, 100D: 정보 처리 시스템

101: 신호 추출부

102: 호흡상 판정부

103: 이상음 판정부

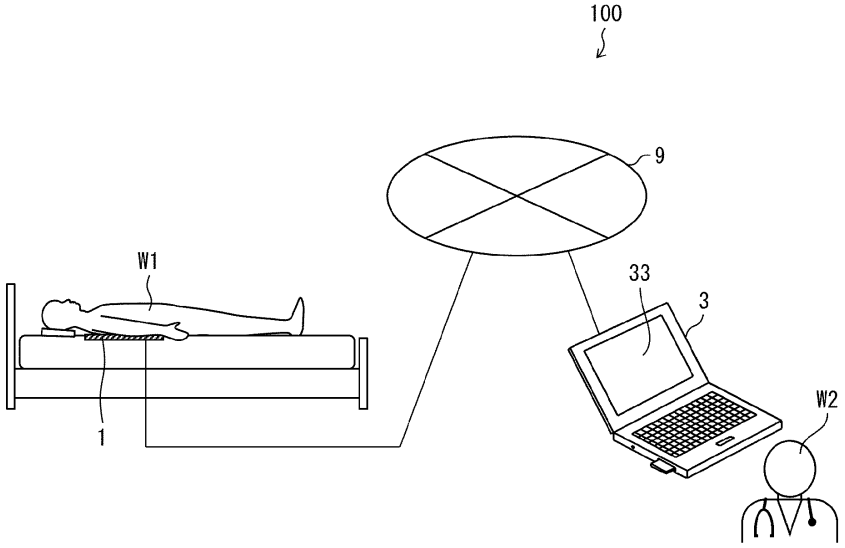
104, 201: 추정부

105, 205: 출력부(건강 상태 출력부)

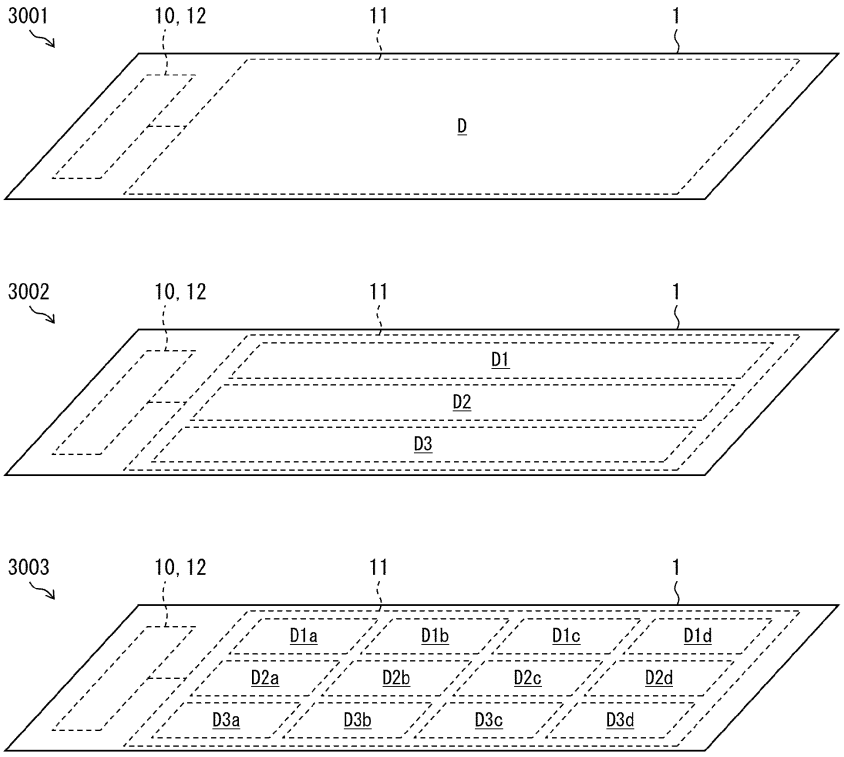
106, 202: 발생 부위 추정부

도면

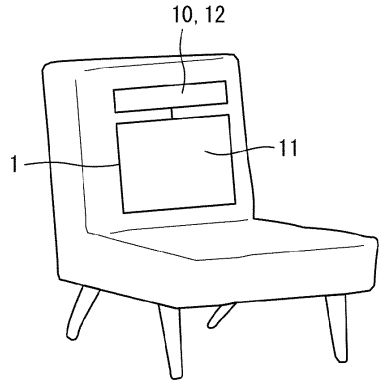
도면1


100
9
W1
33
3
W2
1

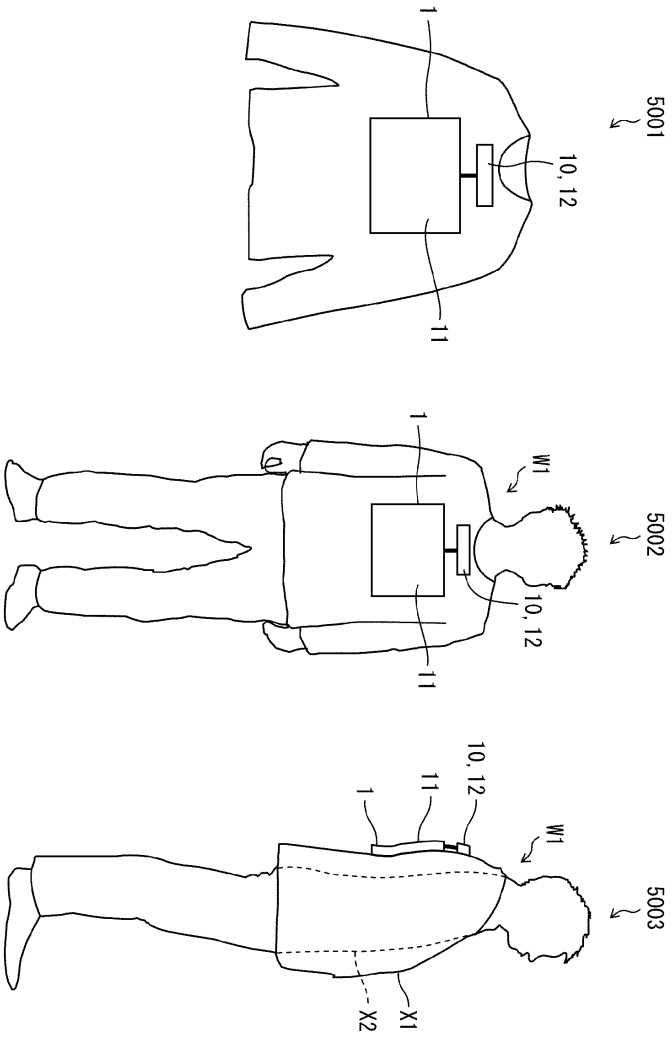
도면2


3001
10, 12
11
1
D
3002
10, 12
11
1
D1
D2
D3
3003
10, 12
11
1
D1a
D1b
D1c
D1d
D2a
D2b
D2c
D2d
D3a
D3b
D3c
D3d

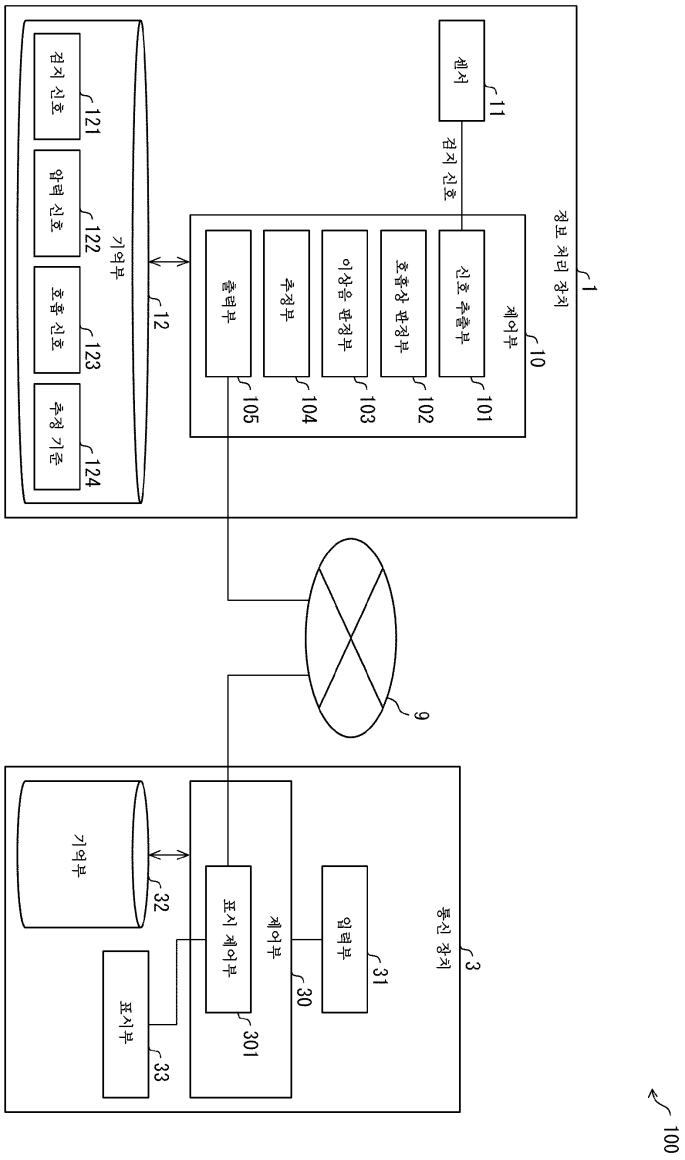
도면3



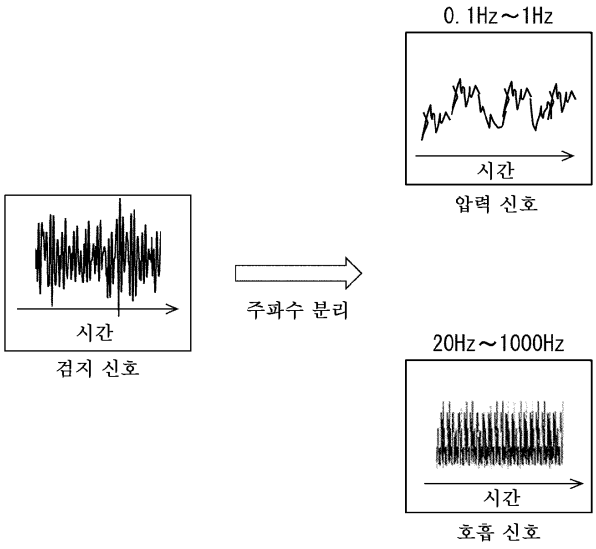
도면4



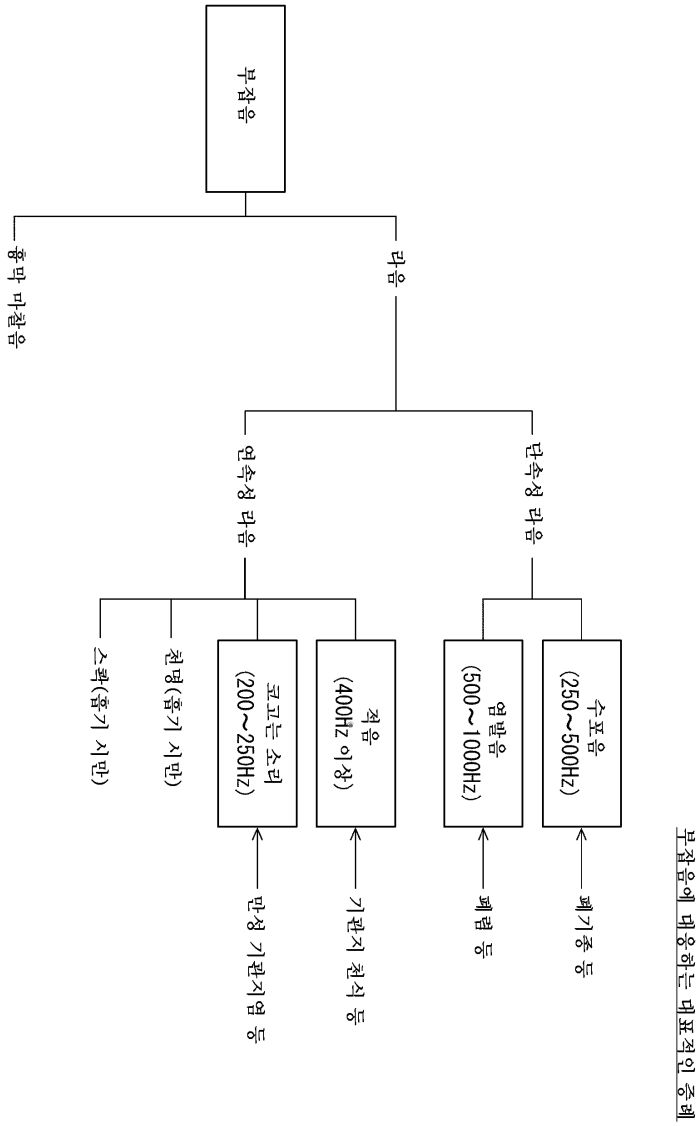
도면5


100
정보 처리 장치
1
제어부
10
센서
11
검지 신호
신호 추출부
101
호흡상 판정부
102
이상음 판정부
103
추정부
104
출력부
105
기억부
12
검지 신호
121
압력 신호
122
호흡 신호
123
추정 기준
124
9
통신 장치
3
제어부
30
입력부
31
표시 제어부
301
기억부
32
표시부
33

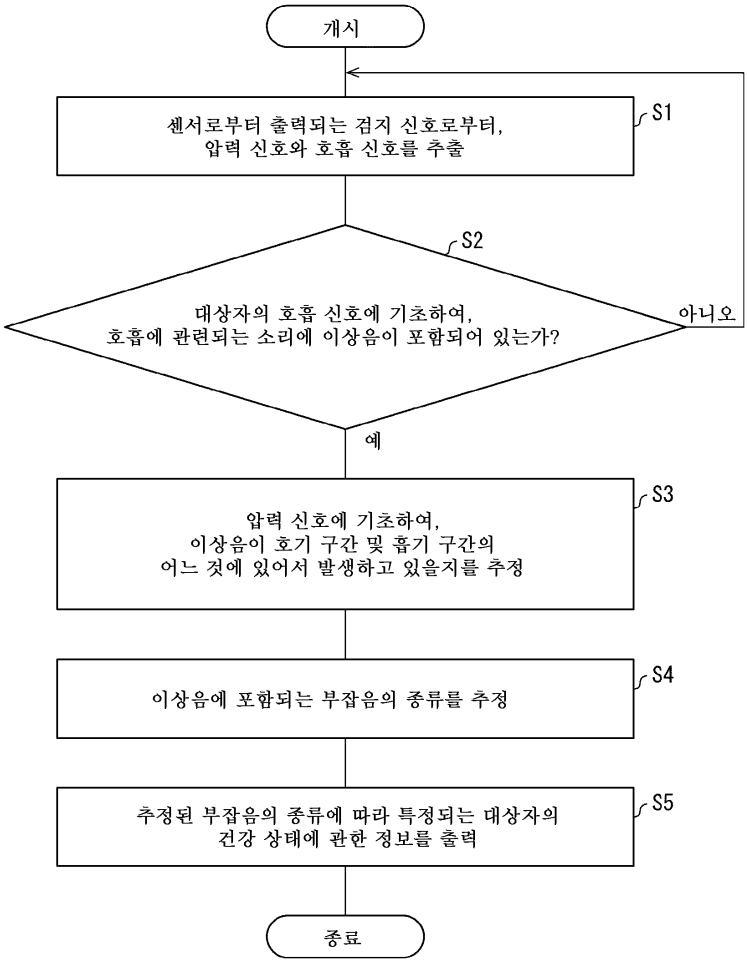
도면6



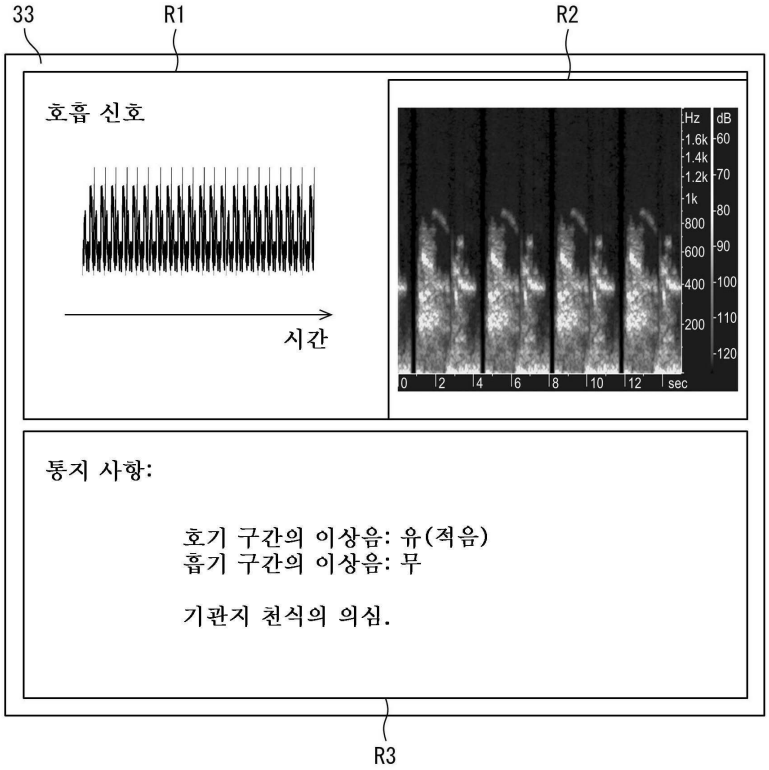
도면7


부잡음
흉막 마찰음
라음
단속성 라음
연속성 라음
수포음
(250~500Hz)
폐기종 등
얍 발음
(500~1000Hz)
폐렴 등
적음
(400Hz 이상)
기관지 천식 등
코고는 소리
(200~250Hz)
만성 기관지염 등
천명(흡기 시만)
스퀙(흡기 시만)
부잡음에 대응하는 대표적인 증례

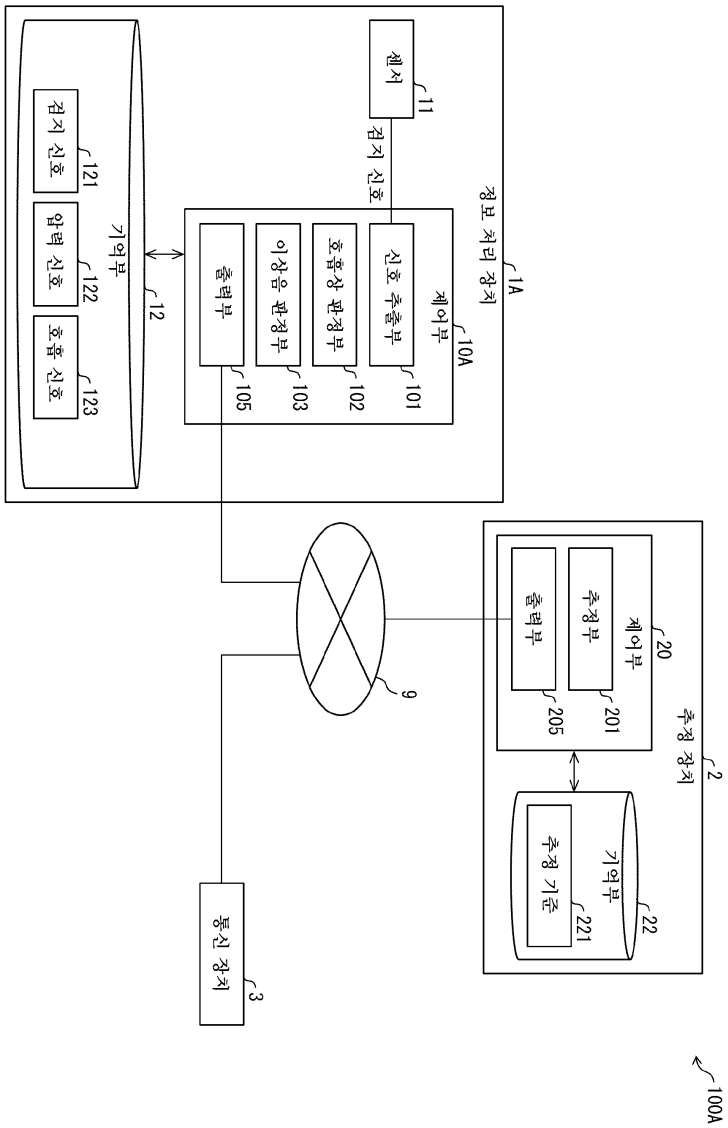
도면8


개시
센서로부터 출력되는 검지 신호로부터,
압력 신호와 호흡 신호를 추출
S1
S2
대상자의 호흡 신호에 기초하여,
호흡에 관련되는 소리에 이상음이 포함되어 있는가?
아니오
예
압력 신호에 기초하여,
이상음이 호기 구간 및 흡기 구간의
어느 것에 있어서 발생하고 있을지를 추정
S3
이상음에 포함되는 부잡음의 종류를 추정
S4
추정된 부잡음의 종류에 따라 특정되는 대상자의
건강 상태에 관한 정보를 출력
S5
종료

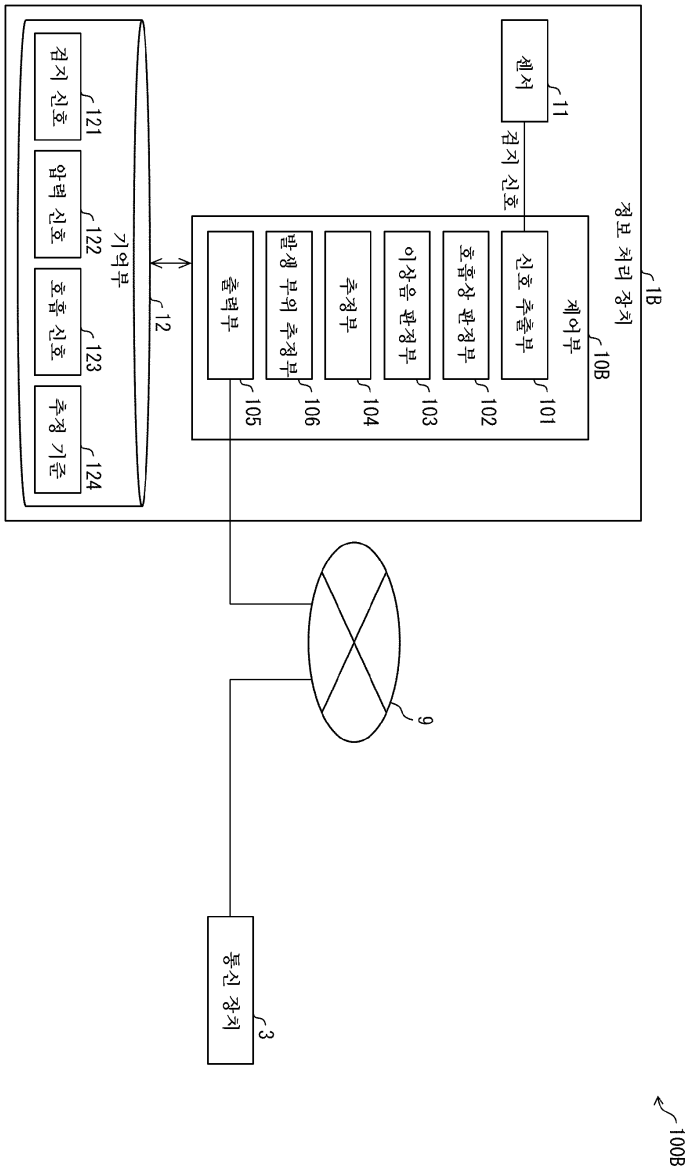
도면9


33
R1
R2
호흡 신호
시간
Hz
1.6k
1.4k
1.2k
1k
800
600
400
200
dB
60
70
80
90
100
110
120
0
2
4
6
8
10
12
sec
통지 사항:
호기 구간의 이상음: 유(적음)
흡기 구간의 이상음: 무
기관지 천식의 의심.
R3

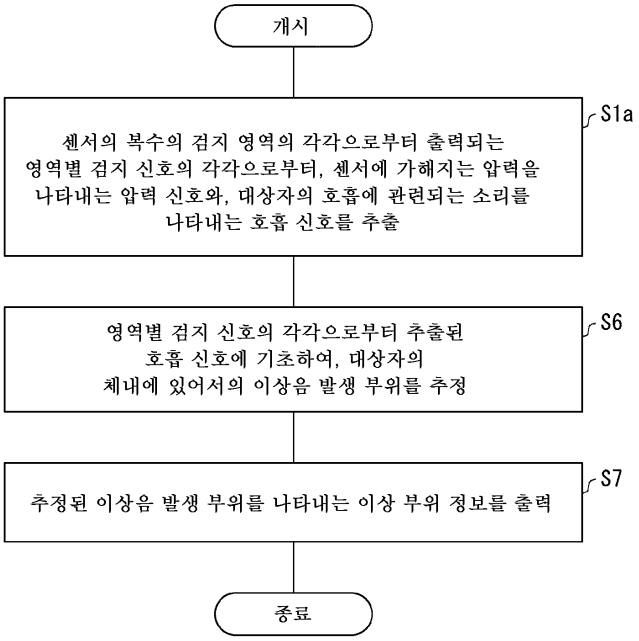
도면10


100A
정보 처리 장치
1A
센서
11
검지 신호
제어부
10A
신호 추출부
101
호흡상 판정부
102
이상음 판정부
103
출력부
105
기억부
12
검지 신호
121
압력 신호
122
호흡 신호
123
9
통신 장치
3
측정 장치
2
제어부
20
측정부
201
출력부
205
기억부
22
측정 기준
221

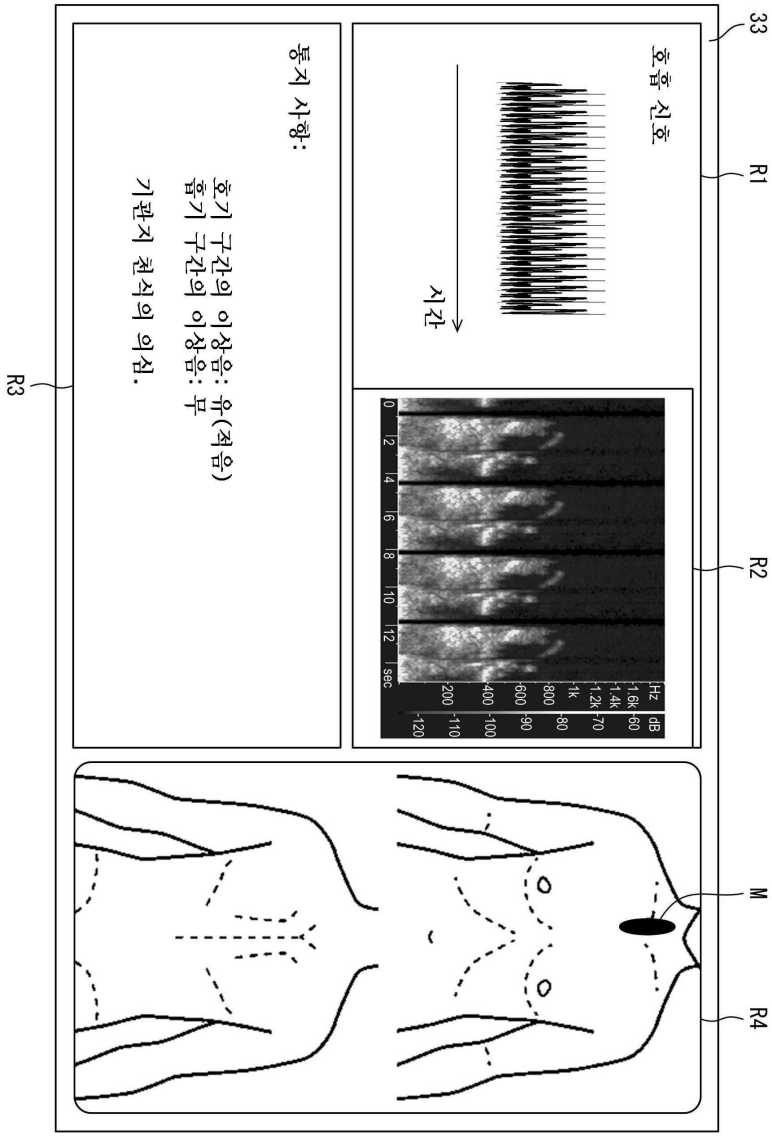
도면11


100B
정보 처리 장치
1B
제어부
10B
센서
11
검지 신호
신호 추출부
101
호흡상 판정부
102
이상음 판정부
103
추정부
104
발생 부위 추정부
106
출력부
105
기억부
12
검지 신호
121
압력 신호
122
호흡 신호
123
추정 기준
124
9
통신 장치
3

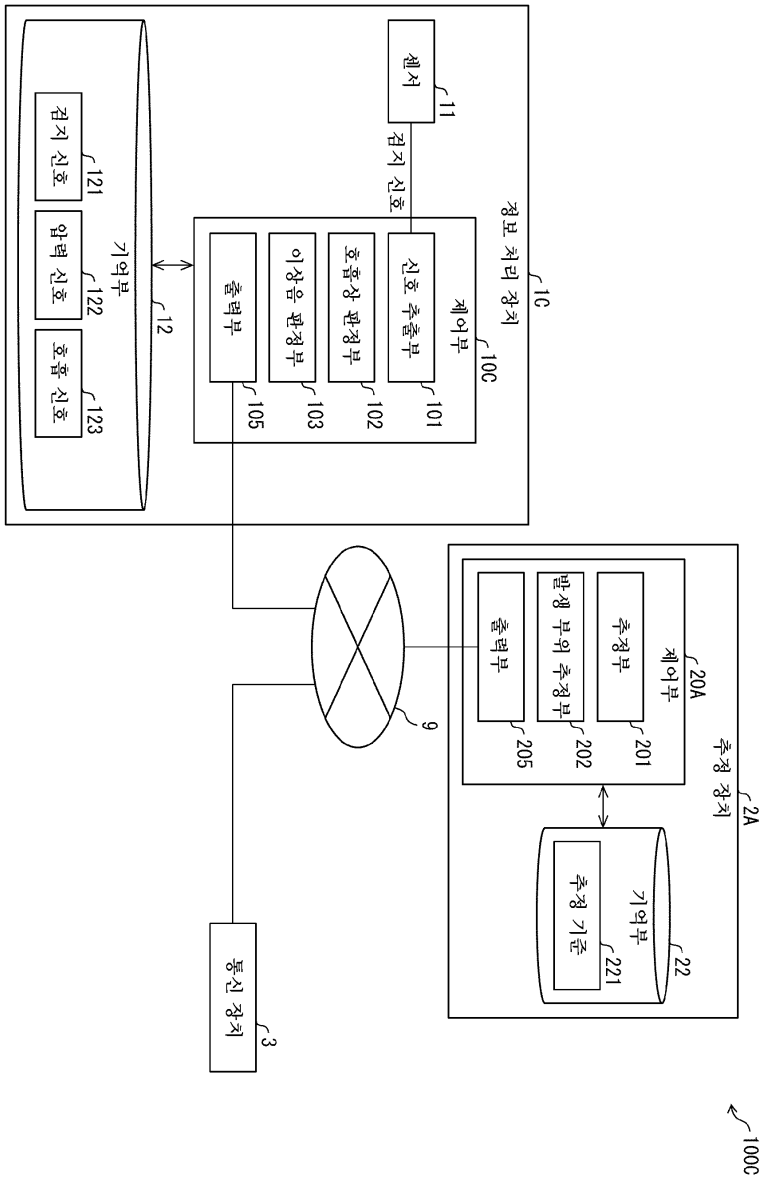
도면12


개시
센서의 복수의 검지 영역의 각각으로부터 출력되는 영역별 검지 신호의 각각으로부터, 센서에 가해지는 압력을 나타내는 압력 신호와, 대상자의 호흡에 관련되는 소리를 나타내는 호흡 신호를 추출
S1a
영역별 검지 신호의 각각으로부터 추출된 호흡 신호에 기초하여, 대상자의 체내에 있어서의 이상음 발생 부위를 추정
S6
추정된 이상음 발생 부위를 나타내는 이상 부위 정보를 출력
S7
종료

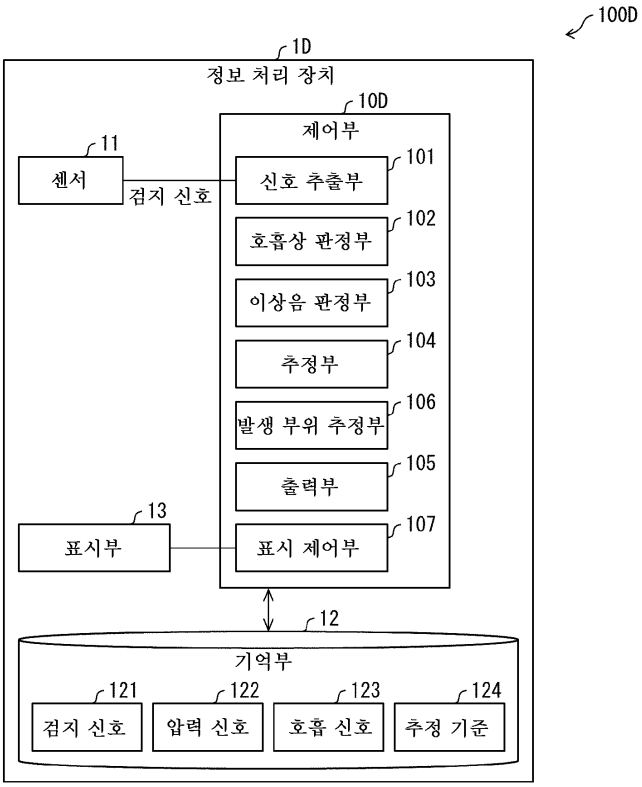
도면13


33
R1
R2
R3
R4
M
호흡 신호
시간
통지 사항:
호기 구간의 이상음: 유(적음)
흡기 구간의 이상음: 무
기관지 천식의 의심.
0
2
4
6
8
10
12
sec
Hz
dB
1.6k
1.4k
1.2k
1k
800
600
400
200
60
70
80
90
100
110
120

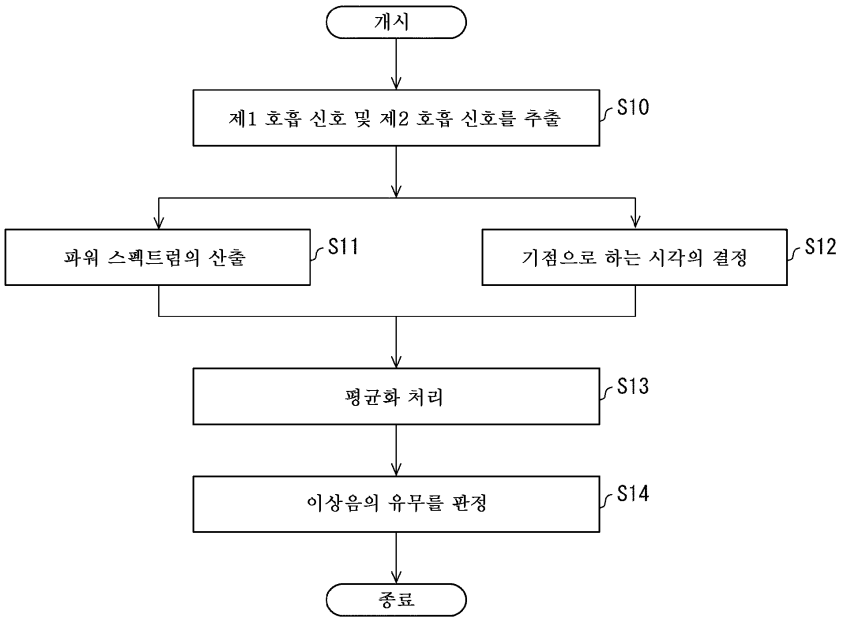
도면14


100C
정보 처리 장치
1C
센서
11
검지 신호
제어부
10C
신호 추출부
101
호흡상 판정부
102
이상음 판정부
103
출력부
105
기억부
12
검지 신호
121
압력 신호
122
호흡 신호
123
9
추정 장치
2A
제어부
20A
추정부
201
발생 부위 추정부
202
출력부
205
기억부
22
추정 기준
221
통신 장치
3

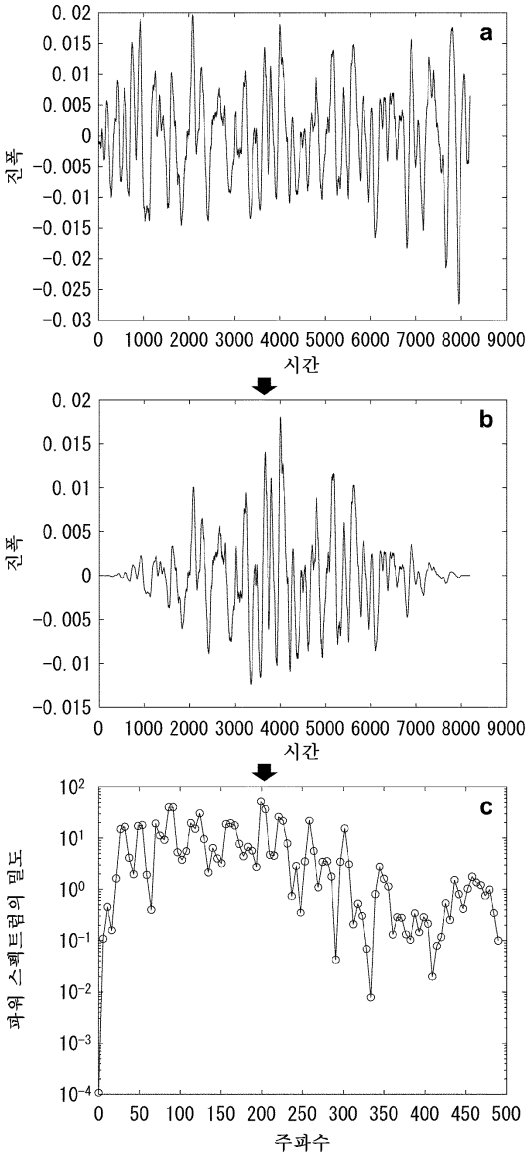
도면15


100D
1D
정보 처리 장치
10D
제어부
11
센서
검지 신호
101
신호 추출부
102
호흡상 판정부
103
이상음 판정부
104
추정부
106
발생 부위 추정부
105
출력부
13
표시부
107
표시 제어부
12
기억부
121
검지 신호
122
압력 신호
123
호흡 신호
124
추정 기준

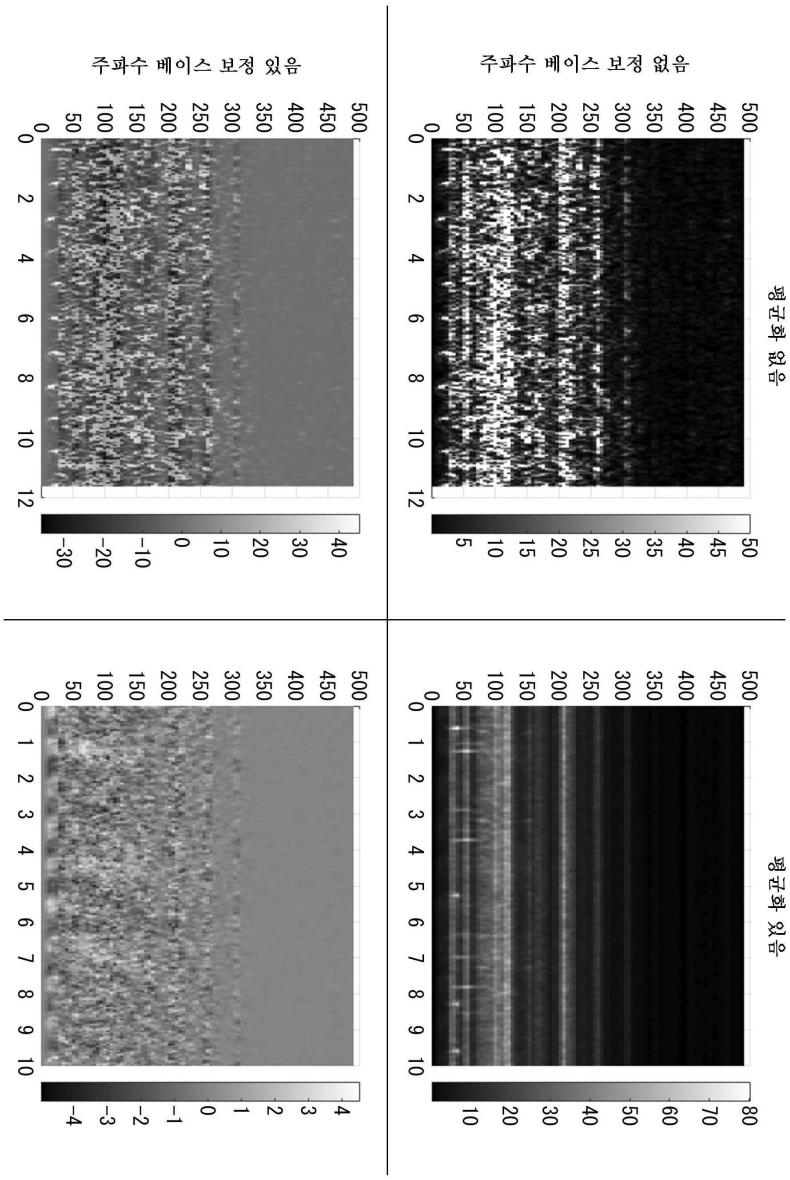
도면16


개시
제1 호흡 신호 및 제2 호흡 신호를 추출
S10
파워 스펙트럼의 산출
S11
기점으로 하는 시각의 결정
S12
평균화 처리
S13
이상음의 유무를 판정
S14
종료

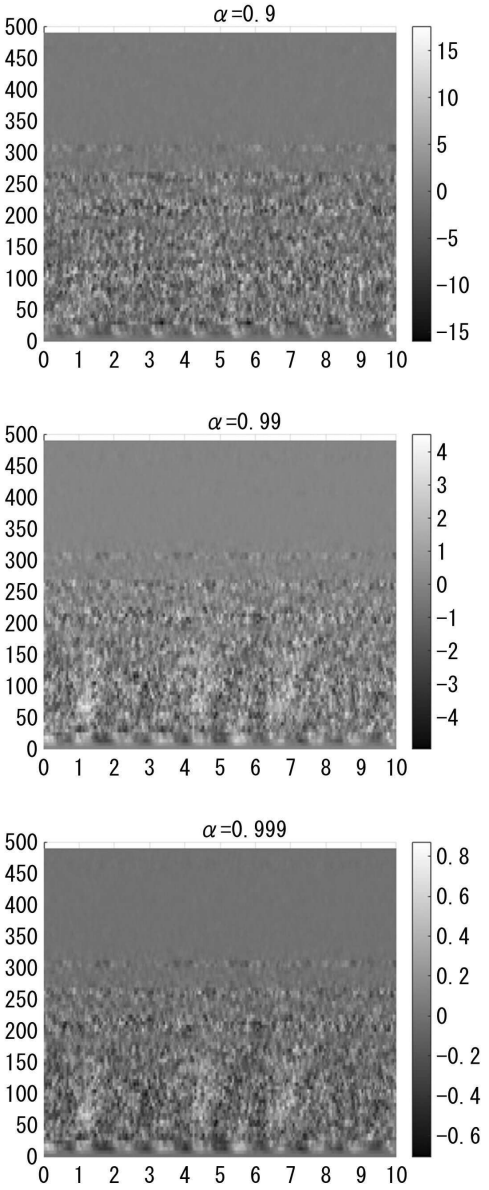
도면17



도면18



도면19


α=0.9
500
450
400
350
300
250
200
150
100
50
0
0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
15
10
5
0
−5
−10
−15
α=0.99
4
3
2
1
0
−1
−2
−3
−4
α=0.999
0.8
0.6
0.4
0.2
0
−0.2
−0.4
−0.6

도면20

시각 t_n(n=1, 2…)에서 펄스 $f(t-t_n)$이 관측되는 것으로 한다.

여기서,

$$f(t)=1/(2\pi)\int_{-\infty}^{\infty}F(w)e^{-jwt}dw$$

와 푸리에 성분 F(w)로 표시되는 것으로 한다.

관측되는 파형은

$$g(t)=\Sigma_n f(t-t_n)$$

이 되고, 푸리에 성분은 푸리에 변환의 시간을 T라고 하고

$$G(w)=\int_{-T}^{T}g(t)e^{-jwt}dt=\Sigma_n\int_0^T f(t-t_n)e^{-jwt}dt=\Sigma_n e^{jwt_n}\int_{-t_n}^{T-t_n}f(t-t_n)e^{-jw(t-t_n)}d(t-t_n)$$

$$=\Sigma_n e^{jwt_n}\int_0^T f(t)e^{-jwt}dt \qquad (\because f(t)=0\ t<0\ \text{이고, 대부분이}\ t>T-t_n\ \text{로}\ 0\ )$$

$$=F(w)\,\Sigma_n\exp(jwt_n) \qquad \text{식 1}$$

이 된다.

푸리에 구간 내에서의 에너지는

$$\text{에너지}=\int_0^T g(t)^2dt=(1/(2\pi)^2)\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}G(w)G(w')\int_0^T e^{-j(w+w')t}\,dt\,dwdw'$$

$$=(1/(2\pi)^2)\int_{-\infty}^{\infty}dw\,dw'G(w)G(w')e^{j(w+w')T/2}2(T/2)(\sin((w+w')T/2)/((w+w')T/2))$$

$$=(1/(2\pi)^2)\int_{-\infty}^{\infty}dw\,dw'G(w)G(w')\,e^{j(w+w')T/2}\,2\pi\,\delta\,(w+w') \qquad (\because\ a\sin(a\,x)/(ax)\to\pi\,\delta\,(x))$$

$$=1/(2\pi)\int_{-\infty}^{\infty}G(w)G(-w)\,dw\ =1/(2\pi)\int_{-\infty}^{\infty}|G(w)|^2\,dw \qquad (\because g(t)\text{는 실수}) \qquad \text{식 2}$$

여기서, 단위 각 주파수당의 에너지로서 이하의 양을 정의한다.

$$E(w)=|G(w)|^2/(2\pi) \qquad \text{식 3}$$

도면21

식 3에 식 1을 대입하고

$$E(w) = 1/(2\pi)F(w)\sum_n \exp(jwt_n)|^2 = 1/(2\pi)|F(w)|^2\sum_{nm} e^{jw(tn-tm)} \quad \text{식 4}$$

$$E(w)^2 = 1/(2\pi)^2|F(w)\sum_n \exp(jwt_n)|^2 = 1/(2\pi)^2|F(w)|^4\sum_{nmn'm'} e^{jw(tn-tn'+tn'-tm')} \quad \text{식 5}$$

이어서 이것들의 양의 평균값<E(w)>,<E(w)^2> 을 계산한다.(평균값은 <>로 쓰인다)

$$\begin{aligned} <E(w)> &= 1/(2\pi)|F(w)|^2<\sum_{nm} e^{jw(tn-tm)}> \\ &= 1/(2\pi)|F(w)|^2(<\sum_{n=m} e^{jw(tn-tm)}>+<\sum_{n\neq m} e^{jw(tn-tm)}>) \\ &= 1/(2\pi)|F(w)|^2(<\sum_{n=m} 1>+<\sum_{n\neq m} e^{jwtn}><\sum_m e^{-jwtm}>) \end{aligned} \quad \text{식 6}$$

(∵n≠m 이므로 t_n과, t_m은 독립. 따라서 평균의 곱이 된다.)

$<\sum_m e^{jwtm}> = \sum_m \int_0^T e^{jwtm}\,dt = 1/(jw)\,e^{jwT/2}(e^{jwT/2}-e^{-jwT/2}) = 2\,e^{jwT/2}\sin(wT/2)$

w는 구간 T에서의 푸리에 적분이기 때문에 w=2π/T×정수라고 표시되므로, $\sin(wT/2) = \sin(\pi \times$정수$) = 0$

따라서, $<\sum_m e^{jwtm}> = 0$ 이 된다. (*)

또한, $<\sum_{n=m} 1>$ 은 푸리에 구간 중의 평균 펄스수이고, 이것을 N_{pulse} 라고 한다.

따라서,

$$<E(w)> = 1/(2\pi)|F(w)|^2 N_{pulse} \quad \text{식 7}$$

이어서 $<E(w)^2>$을 계산한다. 식 5로부터

$$\begin{aligned} <E(w)^2> &= 1/(2\pi)^2|F(w)|^4<\sum_{nmn'm'} e^{jw(tn-tn+tn'-tm')}> \\ <\sum_{nmn'm'} e^{jw(tn-tn+tn'-tm')}> &= <\sum_{n=m\,n'=m'} e^{jw(tn-tn+tn'-tm')}> + <\sum_{n=m'\neq n'=m} e^{jw(tn-tn+tn'-tm')}> + <\sum_{n=m'\neq n'=m} e^{jw(tn-tn+tn'-tm')}> \\ &\quad + <\text{상기 이외의 항}> \end{aligned}$$

제1항 $= <\sum_{n=m\,n'=m'} e^{jw(tn-tn+tn'-tm')}> = <\sum_n 1> = N_{pulse}$

제2항+제3항 $= <\sum_{n=m\neq n'=m'} 1> + <\sum_{n=m'\neq n'=m} 1> = 2<\sum_{n=m} 1><\sum_{n'=m'} 1> = 2N_{pulse}^2$

<상기 이외의 항>에는 다른 3변수 모두 다른 번호의 시각이 인수로서 존재하고, 그것은 독립이므로, 인수$<\sum_m e^{jwtm}>$이 끊어진다.

(*)로부터 이 양은 0이므로, <상기 이외의 항>의 각 항은 0이 되고,

<상기 이외의 항>=0이다.

따라서,

$$<E(w)^2> = 1/(2\pi)^2|F(w)|^4(N_{pulse}+2N_{pulse}^2) \quad \text{식 8}$$

도면22

다음에 의해, 에너지로부터 일반적인 파워 평균 $<pow(w)>$와 그 분산을 계산한다. $V(pow(w)) = <pow(w)^2> - <pow(w)>^2$

식 7의 에너지는 시간 T에서의 평균 에너지이므로, 평균 파워는 n_{pulse}를 단위 시간당의 평균 펄스수로서

$$<pow(w)> = <E(w)>/T = 1/(2\pi)|F(w)|^2 N_{pulse}/T = 1/(2\pi)|F(w)|^2 n_{pulse} \quad \text{식 9}$$

$$<pow(w)^2> = <E(w)^2>/T^2 = 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 (N_{pulse} + 2N_{pulse}^2)/T^2 = 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 (n_{pulse}/T + 2n_{pulse}^2) \quad \text{식 9'}$$

$$V(pow(w)) = <pow(w)^2> - <pow(w)>^2 = 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 (N_{pulse} + N_{pulse}^2)/T^2 \quad \text{식 10}$$

따라서 분산은

$$= 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 (n_{pulse}/T + n_{pulse}^2) \quad \text{식 10'}$$

또한, 분산과는 다르지만 유사한 양 U(pow(w))를 다음과 같이 정의한다.

$$V(pow(w)) = <pow(w)^2> - 2<pow(w)>^2 = 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 N_{pulse}/T^2 = 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 n_{pulse}/T \quad \text{식 11}$$

$$\quad \text{식 11'}$$

이어서 평균화에 의한 정보의 열화를 검토한다.

$$f(t) = A\,\delta(t) \quad (A>0) \quad \text{식 12}$$

라고 하면,

$$F(w) = \int_0^T A\,\delta(t) e^{-iwt} dt = A \quad \text{식 12'}$$

이므로,

$$<pow(w)>^2 = 1/(2\pi)^2 A^4 N_{pulse}^2/T^2 \quad \text{식 13}$$

$$V(pow(w)) = 1/(2\pi)^2 A^4 (N_{pulse} + N_{pulse}^2)/T^2 \quad \text{식 14}$$

$$U(pow(w)) = 1/(2\pi)^2 A^4 N_{pulse} \quad \text{식 15}$$

가 된다. 식 13을 $<pow(w)>^2$가 아니라, $<pow(w)>^2$으로 하고 있는 것은 식 14, 식 15와 비교가 용이해지기 때문이다.

도면23

	case1	case2
T[sec]	0.100	0.100
A[$\sqrt{J}$]	1	0.1
n_{pulse}[pulse/sec]	1	100
N_{pulse}[pulse]	0.1	10
$<pow(w)>^2$ [W^2/Hz^2]	0.025	0.025
V(pow(w)) [W^2/Hz^2]	0.279	0.028
U(pow(w)) [W^2/Hz^2]	0.253	0.003