(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0036101
(43) 공개일자 2016년04월01일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) *A61B 5/087* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/4205 (2013.01)
A61B 5/087 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-7007553
(22) 출원일자(국제) 2014년05월07일
심사청구일자 2016년03월22일
(85) 번역문제출일자 2016년03월22일
(86) 국제출원번호 PCT/JP2014/062239
(87) 국제공개번호 WO 2015/029501
국제공개일자 2015년03월05일
(30) 우선권주장
JP-P-2013-174949 2013년08월26일 일본(JP)

(71) 출원인
가꼬우호우징 효고 이카다이가쿠
일본 효고껭 6638501 니시노미야시 무코가와초 1반 1고
가부시키가이샤 제이 크래프트
일본 오사카후 이즈미시 테크노 스테이지 3-1-11
(뒷면에 계속)
(72) 발명자
오쿠 요시타카
일본 효고껭 니시노미야시 무코가와초 1반 1고 가꼬우호우징 효고 이카다이가쿠 내
오케 요시히코
일본 효고껭 니시노미야시 무코가와초 1반 1고 가꼬우호우징 효고 이카다이가쿠 내
(74) 대리인
특허법인태평양

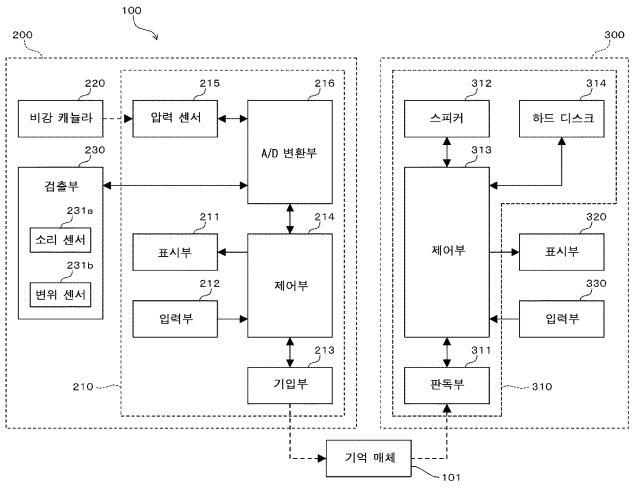
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 발명의 명칭 **연하 추정 장치, 정보 단말 장치 및 프로그램**

(57) 요 약

생활 환경하에서 연하 추정을 위한 정보의 수집이 이루어지더라도, 연하의 추정 정밀도를 높게 유지하는 것이 가능한 연하 추정 장치, 그것에 이용하는 정보 단말 장치 및 프로그램을 제공한다. 연하 추정 시스템(100)은, 후두부의 소리를 검출하는 소리 센서(231a)와, 호흡을 검출하는 압력 센서(215)와, 상기 소리 센서(231a)로부터 출력되는 소리 신호에 기초한 생체음 데이터와 압력 센서(215)로부터 출력되는 압력 신호에 기초한 기류압 데이터에 기초하여 연하를 추정하는 제어부(313)를 구비한다. 제어부(313)는 400msec 이상의 무호흡 구간에 대응하는 생체음 발생 구간에 대해서, 연하 추정을 위한 파라미터의 값을 취득하고, 취득한 파라미터의 값이 연하의 판정 조건을 만족하는지 여부에 기초하여, 당해 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부를 추정한다.

대 표 도



(52) CPC특허분류
A61B 5/4803 (2013.01)
A61B 5/7257 (2013.01)
A61B 5/726 (2013.01)
A61B 5/7271 (2013.01)
A61B 5/742 (2013.01)
(71) 출원인
유센스 메디컬 가부시키가이샤
일본 효고켄 니시노미야시 가스미쵸 3-12
푸드 케어 컴퍼니 리미티드
일본 카나가와켄 사가미하라시 추오쿠 사가미하라 4-3-14 다이이치 라이프 빌딩 3에프

명 세 서

청구범위

청구항 1

연하(嚥下) 추정 장치에 있어서,

후두부의 소리를 검출하는 소리 검출부와,

호흡을 검출하는 호흡 검출부와,

상기 소리 검출부로부터 출력되는 소리 정보와 상기 호흡 검출부로부터 출력되는 호흡 정보에 기초하여 연하를 추정하는 연하 추정부를 구비하고,

상기 연하 추정부는, 400msec 이상의 무호흡 구간에 대응하는 생체음 발생 구간에 대해서, 연하 추정을 위한 파라미터의 값을 취득하고, 취득한 상기 파라미터의 값이 연하의 판정 조건을 만족하는지 여부에 기초하여, 당해 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부를 추정하는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 연하 추정부는, 상기 연하 추정을 위한 파라미터의 값으로서, 소리의 단속성(斷續性) 및 연속성(連續性)을 나타내는 파라미터의 값을 연산에 의해 취득하는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

청구항 3

청구항 2에 있어서,

상기 연하 추정부는, 상기 소리 정보에 대해서 푸리에 변환 및 웨이브렛 변환의 연산 처리를 행함으로써 펄스 신호를 취득하고, 취득한 펄스 신호의 수 및 길이를 상기 파라미터의 값으로서 취득하는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

청구항 4

청구항 1 내지 청구항 3 중 어느 한 항에 있어서,

상기 연하 추정부는, 상기 생체음 발생 구간에 있어서, 소정 주파수를 넘는 주파수 대역의 소리가 차지하는 비율을 산출하고, 산출한 비율이 임계치를 넘는지 여부를 추가적인 추정 조건으로 하여, 당해 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부를 추정하는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

청구항 5

청구항 1 내지 청구항 4 중 어느 한 항에 있어서,

후두부의 변위를 검출하는 변위 검출부를 추가로 구비하고,

상기 연하 추정부는, 상기 생체음 발생 구간에 있어서 상기 변위 검출부에 의해 검출된 후두부의 변위량이 임계치를 넘는지 여부를 추가적인 추정 조건으로 하여, 당해 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부를 추정하는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

청구항 6

청구항 1 내지 청구항 5 중 어느 한 항에 있어서,

상기 연하 추정부에 의한 추정 결과에 기초한 정보를 출력하는 출력부를 구비하는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

청구항 7

청구항 6에 있어서,

상기 소리 검출부로부터 출력되는 상기 소리 정보를 기억하는 기억부와,

상기 연하 추정부에 의해 연하가 생겼다고 추정된 타이밍을 지정 가능한 입력부를 구비하고,

상기 출력부는, 상기 입력부를 통해서 지정된 상기 타이밍을 포함하는 시간폭의 상기 소리 정보를 상기 기억부로부터 취득하고, 취득한 소리 정보를 재생한 소리를 외부에 출력하는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

청구항 8

청구항 7에 있어서,

상기 출력부는, 연하가 생겼다고 추정된 상기 타이밍을 시간축상에 겹친 화면을 표시하고,

상기 입력부는, 상기 화면에 표시된 상기 타이밍을 지정 가능하게 구성되어 있는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

청구항 9

청구항 8에 있어서,

상기 출력부는, 상기 소리 정보에 기초한 소리 파형을, 상기 타이밍과 함께, 상기 시간축상에 겹쳐서 표시하는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

청구항 10

청구항 7 내지 청구항 9 중 어느 한 항에 있어서,

상기 연하 추정부는, 연하가 생겼다고 추정한 타이밍의 전후의 호흡상을 상기 호흡 정보로부터 검출하고, 검출한 호흡상에 기초하여 당해 타이밍에 오연(誤嚥)의 가능성이 있는지 여부를 평가하고,

상기 출력부는, 상기 연하 추정부에 의한 상기 평가의 결과에 기초한 정보를 출력하는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

청구항 11

청구항 7 내지 청구항 10 중 어느 한 항에 있어서,

상기 연하 추정부는, 연하가 생겼다고 추정한 타이밍의 전후의 흡식음과 호식음을 상기 소리 정보로부터 검출하고, 검출한 흡식음과 호식음에 기초하여 당해 타이밍에 오연의 가능성이 있는지 여부를 평가하고,

상기 출력부는, 상기 연하 추정부에 의한 상기 평가의 결과에 기초한 정보를 출력하는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

청구항 12

연하 추정 장치에 있어서,

후두부에서 생체음을 검출하는 생체음 검출 수단과,

호흡의 기류 변화를 검출하는 호흡 검출 수단과,

상기 생체음을 샘플링한 생체음 데이터를 신호 강도 데이터로 변환하는 신호 강도 변환 수단과,

상기 신호 강도 데이터로부터 노이즈 레벨 이상의 신호 구간을 식별하는 신호 구간 식별 수단과,

상기 호흡 변화를 샘플링한 기류압 데이터로부터 무호흡 구간을 식별하는 호흡 식별 수단과,

상기 신호 구간과 중복하는 소정 기간 이상의 상기 무호흡 구간에 있어서 샘플링 타이밍에 대응하는 신호 강도를 구하고, 그 신호 강도가 소정 레벨 이상이 되는 기간에 대응하는 폭의 신호 펄스를 생성하는 신호 펄스화 수단과,

소정 기간 이상의 상기 무호흡 구간 내의 상기 신호 펄스의 펄스수가 소정수 이하이고 펄스폭이 소정 기간 이하라고 하는 판정 조건을 만족하는 상기 무호흡 구간을 연하 반사 추정 구간으로 추정하는 연하 반사 추정

수단과,

상기 연하 반사 추정 구간을 표시하는 표시 수단을 구비하는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

청구항 13

정보 단말 장치에 있어서,

후두부의 소리를 검출하는 소리 검출부와,

호흡을 검출하는 호흡 검출부와,

상기 소리 검출부로부터 출력되는 상기 소리 정보 및 상기 호흡 검출부로부터 출력되는 호흡 정보를 기억하는 기억부를 구비하는 것을 특징으로 하는 정보 단말 장치.

청구항 14

컴퓨터에,

소정 기간 이상의 무호흡 구간에 대응하는 생체음 발생 구간에 대해서, 연하 추정을 위한 파라미터의 값을 취득하는 기능과,

취득한 상기 파라미터의 값이 연하의 판정 조건을 만족하는지 여부에 기초하여, 당해 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부를 추정하는 기능을 부여하는 프로그램.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 연하(嚥下, swallowing) 동작을 추정하는 연하 추정 장치, 연하 동작의 추정에 필요한 정보를 취득하기 위한 정보 단말 장치 및 컴퓨터에 연하 추정 기능을 부여하는 프로그램에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 특개 2013-17694호 공보(특허 문헌 1)에는, 후두부로부터 얻어지는 생체음(生體音)의 주파수 해석을 행하여 그 주파수 특성으로부터 연하와 기침(coughs)과 발성(發聲)을 식별하는 기술이 개시되어 있다. 또, 2012년 2월에 작업 요법사 협회로부터 발행된 학술 잡지 「작업요법」31권 1호의 52페이지에서 59페이지(비특허 문헌 1)에는, 「고령자의 연하 횟수의 무구속 모니터링」이라고 제목을 붙이고, 후두 마이크로 집음(集音)한 생체음을 펄스화한 펄스 그룹에 대해서, 펄스폭이 60msec 이하이고 펄스수가 20 이하의 펄스 그룹을 연하로 판정하는 기술이 개시되어 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0003] (특허문헌 0001) 특허 문헌 1: 일본 특개 2013-17694호 공보

비특허문헌

[0004] (비특허문헌 0001) 비특허 문헌 1: 작업 요법사 협회 발행, 「작업요법」, 2012년 2월 발행, 31권 1호의 52페이지에서 59페이지

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 연하 추정에 있어서는, 먼저, 피험자로부터 생체음 등의 정보를 수집할 필요가 있다. 이 경우, 피험자를 최대한 구속하지 않도록, 피험자에게 장착되는 기구 등은, 가능한 한 간소한 것이 바람직하다. 이것에 의해, 생활 환경

하에서, 피험자로부터 연하 추정을 위한 정보를 수집할 수 있다. 그렇지만, 이와 같이 생활 환경하에서 정보의 수집이 행해지면, 연하일 때의 생체음 외에, 생활 잡음이나 식사시의 소리, 회화, 목을 돌릴 때 발생하는 소리 등, 연하와 관계없는 다양한 소리에 대한 정보가 수집된다. 이 때문에, 이들 잡음에 의해서 연하가 오(誤)추정되어, 그 결과, 연하의 추정 정밀도가 저하되게 되어 버린다.

[0006] 상기 과제를 감안하여, 본 발명은, 생활 환경하에서 연하 추정을 위한 정보의 수집이 이루어지더라도, 연하의 추정 정밀도를 높게 유지하는 것이 가능한 연하 추정 장치, 그것에 이용하는 정보 단말 장치 및 프로그램을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0007] 본 발명은 연하시에는 반드시 소정 기간 이상 무호흡 상태에 있는 것에 주목하여, 소정 기간 이상의 무호흡 구간에 한해서 생체 신호의 해석을 행하여, 연하 구간을 추정하는 것이다.

[0008] 본 발명의 제1 양태는 연하 추정 장치에 관한 것이다. 이 양태에 따른 연하 추정 장치는 후두부의 소리를 검출하는 소리 검출부와, 호흡을 검출하는 호흡 검출부와, 상기 소리 검출부로부터 출력되는 소리 정보와 상기 호흡 검출부로부터 출력되는 호흡 정보에 기초하여 연하를 추정하는 연하 추정부를 구비한다. 여기서, 상기 연하 추정부는, 400msec 이상의 무호흡 구간에 대응하는 생체음 발생 구간에 대해서, 연하 추정을 위한 파라미터의 값을 취득하고, 취득한 상기 파라미터의 값이 연하의 판정 조건을 만족하는지 여부에 기초하여, 당해 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부를 추정한다.

[0009] 본 양태에 따른 연하 추정 장치에 의하면, 무호흡 상태에 있을 때의 생체음에 기초하여 연하가 생겼는지 여부가 추정되기 때문에, 연하의 추정 정밀도를 높일 수 있다. 또, 400msec 이상의 무호흡 구간에 대응하는 생체음 발생 구간이 연하의 추정 대상으로 되기 때문에, 연하의 추정 정밀도가 한층 높아진다. 통상, 연하시에는 비교적 오랫동안, 호흡이 정지된다. 따라서 이와 같이 무호흡 구간의 길이가 추정의 조건에 포함됨으로써, 연하의 추정 정밀도가 한층 높아진다.

[0010] 본 양태에 따른 연하 추정 장치에 있어서, 상기 연하 추정부는 상기 연하 추정을 위한 파라미터의 값으로서, 소리의 단속성(斷續性) 및 연속성(連續性)을 나타내는 파라미터의 값을 연산에 의해 취득하도록 구성될 수 있다. 이렇게 하면, 연산에 의해 스무스하게, 연하의 추정 처리를 실행할 수 있다. 또한, 생체음 발생 구간 중 무호흡 구간에 대응하는 생체음 발생 구간만을 연산의 대상으로 하면, 연산 부하가 감소하여, 효율적으로 연하의 추정을 행할 수 있다.

[0011] 이 경우, 상기 연하 추정부는, 상기 소리 정보에 대해서 푸리에 변환(Fourier transform) 및 웨이브렛 변환(wavelet transform)의 연산 처리를 행함으로써 펄스 신호를 취득하고, 취득한 펄스 신호의 수 및 길이를 상기 파라미터의 값으로서 취득하는 구성으로 될 수 있다.

[0012] 본 양태에 따른 연하 추정 장치에 있어서, 상기 연하 추정부는, 상기 생체음 발생 구간에 있어서, 소정 주파수를 넘는 주파수 대역의 소리가 차지하는 비율을 산출하고, 산출한 비율이 임계치를 넘는지 여부를 추가적인 추정 조건으로 하여, 당해 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부를 추정하는 구성으로 될 수 있다. 이와 같이, 소리의 주파수 성분을 추가적인 추정 조건으로 함으로써, 연하의 추정 정밀도를 더욱 높일 수 있다.

[0013] 또, 본 양태에 따른 연하 추정 장치는, 후두부의 변위(變位)를 검출하는 변위 검출부를 추가로 구비하는 구성으로 될 수 있다. 여기서, 상기 연하 추정부는, 상기 생체음 발생 구간에 있어서 상기 변위 검출부에 의해 검출된 후두부의 변위량이 임계치를 넘는지 여부를 추가적인 추정 조건으로 하여, 당해 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부를 추정하는 구성으로 될 수 있다. 이와 같이, 후두부의 변위량을 추가적인 추정 조건으로 함으로써, 연하의 추정 정밀도를 더욱 높일 수 있다.

[0014] 또, 본 양태에 따른 연하 추정 장치는, 상기 연하 추정부에 의한 추정 결과에 기초한 정보를 출력하는 출력부를 구비하는 구성으로 될 수 있다.

[0015] 이 경우, 본 양태에 따른 연하 추정 장치는, 상기 소리 검출부로부터 출력되는 상기 소리 정보를 기억하는 기억부와, 상기 연하 추정부에 의해 연하가 생겼다고 추정된 타이밍을 지정 가능한 입력부를 구비하는 구성으로 될 수 있다. 여기서, 상기 출력부는 상기 입력부를 통해서 지정된 상기 타이밍을 포함하는 시간폭의 상기 소리 정보를 상기 기억부로부터 취득하고, 취득한 소리 정보를 재생한 소리를 외부에 출력하는 구성으로 될 수 있다. 이렇게 하면, 의사 등은, 연하가 생겼다고 추정된 타이밍의 소리를 실제로 들음으로써, 당해 타이밍에 실제로 연하가 일어났는지를 확인할 수 있다.

[0016] 이 경우, 상기 출력부는 연하가 생겼다고 추정된 상기 타이밍을 시간축상에 겹친 화면을 표시하고, 상기 입력부는, 상기 화면에 표시된 상기 타이밍을 지정 가능하게 구성될 수 있다. 이렇게 하면, 의사 등은, 연하가 생겼는지 여부를 소리에 의해 확인하고 싶은 타이밍을 간편하게 지정할 수 있다.

[0017] 이 경우, 상기 출력부는, 상기 소리 정보에 기초한 소리 파형을, 상기 타이밍과 함께, 상기 시간축상에 겹쳐서 표시하는 구성으로 될 수 있다. 이렇게 하면, 의사 등은, 시각에 의해 소리 파형을 확인하면서, 연하가 생겼는지 여부를 소리에 의해 확인하고 싶은 타이밍을 적절히 지정할 수 있다.

[0018] 본 양태에 따른 연하 추정 장치에 있어서, 상기 연하 추정부는, 연하가 생겼다고 추정한 타이밍의 전후의 호흡상(呼吸相)을 상기 호흡 정보로부터 검출하고, 검출한 호흡상에 기초하여 당해 타이밍에 오연(誤嚥)의 가능성이 있는지 여부를 평가하고, 상기 출력부는, 상기 연하 추정부에 의한 상기 평가의 결과에 기초한 정보를 출력하는 구성으로 될 수 있다. 이렇게 하면, 의사 등은 표시를 봄으로써, 피험자에게 오연의 리스크가 있다고 판정되었는지를 알 수 있어, 이것을, 피보험자에 대한 진단에 활용할 수 있다.

[0019] 또, 본 양태에 따른 연하 추정 장치에 있어서, 상기 연하 추정부는, 연하가 생겼다고 추정한 타이밍의 전후의 흡식음(吸息音)과 호식음(呼息音)을 상기 소리 정보로부터 검출하고, 검출한 흡식음과 호식음에 기초하여 당해 타이밍에 오연의 가능성이 있는지 여부를 평가하고, 상기 출력부는, 상기 연하 추정부에 의한 상기 평가의 결과에 기초한 정보를 출력하는 구성으로 될 수 있다. 이렇게 하면, 의사 등은 표시를 봄으로써, 피험자에게 오연의 리스크가 있다고 판정되었는지를 알 수 있어, 이것을, 피보험자에 대한 진단에 활용할 수 있다.

[0020] 본 발명의 제2 양태는 연하 추정 장치에 관한 것이다. 이 양태에 따른 연하 추정 장치는 후두부에서 생체음을 검출하는 생체음 검출 수단과, 호흡의 기류(氣流) 변화를 검출하는 호흡 검출 수단과, 상기 생체음을 샘플링한 생체음 데이터를 신호 강도 데이터로 변환하는 신호 강도 변환 수단과, 상기 신호 강도 데이터로부터 노이즈 레벨 이상의 신호 구간을 식별하는 신호 구간 식별 수단과, 상기 호흡 변화를 샘플링한 기류압 데이터로부터 무호흡 구간을 식별하는 호흡 식별 수단과, 상기 신호 구간과 중복하는 소정 기간 이상의 상기 무호흡 구간에 있어서 샘플링 타이밍에 대응하는 신호 강도를 구하고, 그 신호 강도가 소정 레벨 이상이 되는 기간에 대응하는 폭의 신호 펄스를 생성하는 신호 펄스화 수단과, 소정 기간 이상의 상기 무호흡 구간 내의 상기 신호 펄스의 펄스수가 소정수 이하이고 펄스폭이 소정 기간 이하라고 하는 판정 조건을 만족하는 상기 무호흡 구간을 연하 반사 추정 구간으로 추정하는 연하 반사 추정 수단과, 상기 연하 반사 추정 구간을 표시하는 표시 수단을 구비한다.

[0021] 본 양태에 따른 연하 추정 장치에 의하면, 상기 제1 양태와 마찬가지의 효과를 달성할 수 있다.

[0022] 본 발명의 제3 양태는 정보 단말 장치에 관한 것이다. 이 양태에 따른 정보 단말 장치는 후두부의 소리를 검출하는 소리 검출부와, 호흡을 검출하는 호흡 검출부와, 상기 소리 검출부로부터 출력되는 상기 소리 정보 및 상기 호흡 검출부로부터 출력되는 호흡 정보를 기억하는 기억부를 구비한다.

[0023] 본 발명의 제4 양태는, 컴퓨터에, 소정 기간 이상의 무호흡 구간에 대응하는 생체음 발생 구간에 대해서, 연하 추정을 위한 파라미터의 값을 취득하는 기능과, 취득한 상기 파라미터의 값이 연하의 판정 조건을 만족하는지 여부에 기초하여, 당해 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부를 추정하는 기능을 부여하는 프로그램이다.

[0024] 본 양태에 따른 프로그램에 의하면, 상기 제1 양태와 마찬가지의 효과를 달성할 수 있다.

발명의 효과

[0025] 이상과 같이, 본 발명에 따르면, 생활 환경하에서 연하 추정을 위한 정보의 수집이 이루어지더라도, 연하의 추정 정밀도를 높게 유지하는 것이 가능한 연하 추정 장치 및 그것에 이용하는 정보 단말 장치를 제공할 수 있다.

[0026] 본 발명의 효과 내지 의의는, 이하에 제시하는 실시 형태의 설명에 의해 더욱 분명해질 것이다. 다만, 이하에 제시하는 실시 형태는, 어디까지나, 본 발명을 실시화할 때의 하나의 예시이고, 본 발명은, 이하의 실시 형태에 의해 어떤 형태로든 제한되지 않는다.

도면의 간단한 설명

[0027] 도 1은 실시예 1에 따른 연하 활동 모니터링 장치의 구성 및 기능을 나타내는 기능 블록도이다.

도 2는 실시예 1에 따른 연하 활동 모니터링 장치에 의한 연하 반사 추정 구간에 있어서의 각 파형의 표시예를 나타내는 도면이다.

도 3은 실시예 1에 따른 연하 활동 모니터링 장치에 있어서의 생체 소리 파형과 기류 소리 파형의 각 파형을 미

세한 시간 스케일(fine time scale)로 겹쳐서 확대한 표시예를 나타내는 도면이다.

도 4는 실시예 2에 따른 연하 추정 시스템의 구성을 나타내는 외관도이다.

도 5는 실시예 2에 따른 연하 추정 시스템의 구성을 나타내는 블록도이다.

도 6은 실시예 2에 따른 단말 장치와 정보 처리 장치의 동작을 나타내는 순서도이다.

도 7은 실시예 2에 따른 정보 처리 장치의 동작을 나타내는 순서도이다.

도 8은 실시예 2에 따른 정보 처리 장치의 동작을 나타내는 순서도이다.

도 9는 실시예 2에 따른 생체음 데이터, 기류압 데이터 및 설골(舌骨) 변위 데이터를 나타내는 도면이다.

도 10은 실시예 2에 따른 스펙트로그램(spectrogram)을 모식적으로 나타내는 도면, 실시예 2에 따른 멜 주파수 스펙트로그램을 모식적으로 나타내는 도면, 실시예 2에 따른 연속 웨이브렛 변환(continuous wavelet transform)에 의한 펄스를 나타내는 도면, 및 실시예 2에 따른 연속 웨이브렛 변환에 의한 펄스를 확대하여 모식적으로 나타내는 도면이다.

도 11은 실시예 2에 따른 표시부에 표시되는 화면을 나타내는 도면이다.

도 12는 실시예 2에 따른 표시부에 표시되는 화면을 나타내는 도면이다.

도 13은 실시예 2에 따른 표시부에 표시되는 화면을 나타내는 도면, 변경예 1에 따른 정보 처리 장치의 동작을 나타내는 순서도, 및 실제로 연하 추정을 위한 정보를 수집하여 연하 추정을 행했을 경우의 추정 결과를 나타내는 도면이다.

도 14는 변경예 2에 따른 정보 처리 장치의 동작을 나타내는 순서도이다.

도 15는 변경예 3에 따른 오연이 생겼는지를 판정하는 절차를 설명하는 도면이다.

다만, 도면은 오로지 설명을 위한 것이며, 이 발명의 범위를 한정하는 것은 아니다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0028] 본 실시 형태는, 후두부로부터 얻어지는 생체음의 에너지 분포와 호흡에 의한 기류압 변화 정보로부터 연하 반사 추정 구간을 축소하고, 설골 변위 정보로부터 추가로 연하 반사 추정 구간을 축소하여 특정하는 것을 특징으로 하는 것이다.

[0029] <실시예 1>

[0030] 도 1은 실시예의 동작을 설명하기 위한 회로 블록도를 나타낸다. 단 퍼스널 컴퓨터 내의 블록은, 실제의 회로 블록은 아니고 기능 블록이다.

[0031] 이하, 본 실시예의 데이터 측정 기간 중의 동작에 대해서 설명한다.

[0032] 본 실시예에서는, 후두부에 근접시킨 마이크가 생체 내의 소리를 검출하는 생체음 검출 수단(1)으로서, 비강 캐뉼라(nasal cannula)의 튜브 내에 마련된 공기압 센서가 호흡에 의한 기류의 변화를 검출하는 호흡 검출 수단(2)으로서, 후두부에 장착한 압전 시트(piezoelectric sheet)가 후두부의 변형을 인식하여 설골의 변위를 검출하는 설골 변위 검출 수단(3)으로서 기능하고 있다.

[0033] 생체음 검출 수단(1)으로부터 얻어지는 생체음 신호와, 호흡 검출 수단(2)으로부터 얻어지는 기류압 신호와, 설골 변위 검출 수단(3)으로부터 얻어지는 설골 변위 신호는, 각각 대응하는 제1 샘플링 회로(4)와 제2 샘플링 회로(5)와 제3 샘플링 회로(6)에 입력되고, 각각 0.1msec 주기(10kHz)로 샘플링되어, A/D 변환된다. 그리고 A/D 변환에 의해 취득된 생체음 데이터와 기류압 데이터와 설골 변위 데이터가, 시계 수단(7)으로부터 얻어지는 시각 데이터와 함께 기억 매체(8)에 기억된다. 따라서 데이터 측정 기간 중, 생체음 데이터와 기류압 데이터와 설골 변위 데이터는, 시각 데이터와 쌍이 되어서 기억 매체(8)에 기억된다.

[0034] 상술하는 측정 기간이 종료된 후, 퍼스널 컴퓨터 내에서 이하와 같은 데이터 처리가 행해진다.

[0035] 먼저, 신호 강도 변환 수단(9)은 기억 매체(8)로부터 판독되는 신호 파형에 대응하는 생체음 데이터를 신호 강도 데이터로 변환한다. 구체적으로는, 창함수(window function)(샘플링 범위)를 1.5초로 설정하여 생체음 데이터를 잘라 내어 단시간(短時間) 푸리에 변환 처리를 실시한 다음, 그 진폭의 총합을 구함으로써 신호 강도 데이

터로 변환한다. 이때, 적당한 대역 필터 처리를 실시해도 된다.

[0036] 이 단시간 푸리에 변환 처리는, 샘플링 범위를 0.2초씩 시프트시키면서 행해지기 때문에, 생체음 데이터의 1/2000의 시간 해상도의 신호 강도 데이터가 출력되게 된다. 이 신호 강도 데이터는 무음 구간을 배제하기 위해서 이용되는 것으로, 창함수를 넓게 설정하고, 시프트 간격도 크게 설정함으로써 연산 처리의 부담이 경감된다.

[0037] 신호 구간 식별 수단(10)은 이 신호 강도 데이터를 제1 기준치 L1과 비교함으로써 노이즈 레벨 이상의 신호 구간의 식별 출력을 발생시킨다. 즉, 노이즈만이 존재하는 저레벨 구간에는 연하가 일어나지 않고 고레벨 구간에 연하가 일어나고 있다고 간주하여, 고레벨 구간을 신호 구간으로서 특정하고 있다.

[0038] 호흡 식별 수단(11)은 기류압 데이터를 호기(呼氣) 구간, 무호흡 구간, 흡기(吸氣) 구간으로 3 구분한 호흡 식별 출력을 발행하고 있다.

[0039] 신호 펄스화 수단(12)은 신호 구간 중의 제2 기준치 L2(예를 들면 0.6초) 이상의 무호흡 구간에 대응하여 생체음 데이터를 추출하여 연속 웨이브렛 변환 처리를 실시해서, 주파수 스펙트럼(spectrum) 강도의 총합을 구한 다음, 제3 기준치 L3과 비교하여 기준치 이상의 기간에 대응하는 펄스폭의 신호 펄스를 출력한다.

[0040] 신호 펄스 평가 수단(13)은 신호 구간 중의 제2 기준치 L2 이상의 무호흡 구간에 있어서 모든 신호 펄스의 폭이 제4 기준치 L4(예를 들면 25msec) 이하이고, 신호 펄스의 수가 제5 기준치 L5(예를 들면 20개) 이하인 경우에, 당해 신호 구간이 연하 반사 구간일 가능성이 높다고 추정하여 제1 추정 출력을 발행한다. 또한, 전술하는 비특허 문헌 1에서는 연하시의 신호 펄스폭을 60msec 이하로 하고 있지만, 본 실시예에서는 제3 기준치 L3을 높게 설정하고 있기 때문에 신호 펄스폭이 좁고 25msec를 제4 기준치 L4로 하고 있다.

[0041] 다음으로, 대역 평가 수단(14)은, 신호 구간 중의 제2 기준치 L2 이상의 무호흡 구간에 있어서 생체음 데이터를 멜 주파수 스펙트로그램으로 변환한다. 그리고 대역 평가 수단(14)은 멜 주파수 스펙트로그램에 대해서, 무호흡 구간의 스펙트럼 레벨의 총합에 대한 무호흡 구간의 고역(高域) 성분(예를 들면 750Hz 이상)의 스펙트럼 레벨의 총합이 제6 기준치 L6(예를 들면 15%) 이상을 차지하고 있는 경우에, 당해 신호 구간이 연하 반사 구간일 가능성이 높은 것으로 하여 제2 추정 출력을 발행한다.

[0042] 또한, 설골 변위 평가 수단(15)은 측정 기간 중의 설골 변위 데이터의 최대치를 특정한다. 그리고 설골 변위 평가 수단(15)은 신호 구간 중의 제2 기준치 L2 이상의 무호흡 구간에 있어서, 이 최대치에 대한 제7기준치 L7(예를 들면 10%) 이상의 설골 변위 데이터가 존재하는 경우에, 당해 신호 구간이 연하 반사 구간일 가능성이 높다고 추정하여 제3 추정 출력을 발행한다.

[0043] 본 실시예에 있어서 연하 반사 추정 수단(16)은, 제1 추정 출력과 제2 추정 출력과 제3 추정 출력의 모두가 발생하고 있는 경우에만, 당해 신호 구간을 연하 반사 추정 구간으로서 특정하는 출력을 발생시킨다.

[0044] 이와 같이 하여 특정된 연하 반사 추정 구간은, 표시 제어 수단(17)을 통해서 퍼스널 컴퓨터 모니터 화면인 표시 수단(18)에 도 2 (a)~(d)와 같이 표시된다. 표시 수단(18)상에는, 축소 표시한 시각 스케일에 대응하여 측정 기간 전체의, 도 2 (a)의 생체음 신호 파형과, 도 2 (b)의 기류압 신호 파형과, 도 2 (c)의 설골 변위 신호 파형과, 도 2 (d)의 생체음 신호 강도 파형이 시각 스케일과 함께 기본 화면으로서 표시된다.

[0045] 또한, 도 2 (a)에 있어서 파선 세로선은 연하 반사 추정 위치를 나타내고 있다. 또, 도 2 (b) 기류압 파형에 있어서는, 실표시에서는, 기류압 데이터를 호기 구간, 무호흡 구간, 흡기 구간으로 3 구분한 호흡 식별 출력이 각각 시인할 수 있도록 분류하여 세로선으로 표시되고 있다.

[0046] 이 상태에서, 조작자가 기본 화면 중의 연하 반사 추정 위치를 포인팅하면, 포인팅에 대응하는 무호흡 구간과 전후의 수호흡 기간만큼의 생체음 신호 파형과 기류압 신호 파형과 설골 변위 신호 파형이 시각 스케일과 함께 자화면(sub-screen)으로서 표시된다.

[0047] 또, 상기 연하 반사 추정 구간의 표시에 대해서는, 오연 또는 오연 리스크가 높은 연하 상태를 표시하기 위해서 여러 가지의 표시가 행해진다.

[0048] 예를 들면 정상적인 연하의 후는, 호기에 있어서의 신호 강도가 흡기에 있어서의 신호 강도의 절반 이하이지만, 이상 연하의 후에서는 호기에 있어서의 신호 강도가 커지는 것에 주목하여, 다음과 같이 자화면이 표시된다.

[0049] 호흡 강도 평가 수단(19)은 연하 반사 추정 구간 전후의 호기 구간과 흡기 구간의 4주기분 합 8구간의 생체음 데이터를 구간마다 따로 따로 단시간 푸리에 변환하여 각 구간의 총합을 신호 강도 데이터로서 구한다. 추가로, 호흡 강도 평가 수단(19)은 연하 반사 추정 구간 후의 호기 구간의 평균 신호 강도/흡기 구간의 평균 신호 강도

가 연하 반사 추정 구간 전의 값보다 50%를 넘어 증가했을 경우에, 오연 추정 구간이라고 하여 주의 환기 정보를 표시 제어 수단(17)에 입력한다. 표시 제어 수단(17)은 조작자가 오연 추정 구간을 선택하는 경우, 전술하는 연하 반사 추정 구간의 자화면을 대신하는 오연 추정 구간의 자화면을 표시 수단(18)에 표시시킨다.

[0050] 또, 연하를 진단하는 경우에, 연하 반사 추정 구간 전과 후의 호흡 상태가 참고가 되는 것에 주목하여, 표시 제어 수단(17)은, 예를 들면 도 3에 도시하는 것처럼 연하 반사 추정 구간의 전후의 호흡이 호기 구간인지 흡기 구간인지를 판별하여 4 종류로 구분해서 그 빈도를 표시 수단(18)상의 기본 화면에 추가 표시한다.

[0051] 도 3의 표시예에서는, 연하가 호기 중에 일어나고(SWtype：E-SW), 연하 후의 호흡이 호식에서부터 시작되고(SWtype2：SW-E), 평균의 호흡 간격을 1이라고 하면 연하 개시점이 흡식 개시부터 1.04 경과한 시점이고(old phase：1.04), 연하 후에 흡식이 개시할 때까지의 걸리는 시간이 0.78초(inspi-start：0.78)인 것을 나타내고 있다. 도 3에 있어서의 파선으로 나타내는 세로선은 흡식의 개시 위치, 일점 쇄선으로 나타내는 세로선(의 구간)은 무호흡인 것을 나타낸다.

[0052] 본 실시예에 있어서의 연하 반사 추정 구간의 표시란, 상술하는 표시 형태로 한정되는 일 없이, 연하 반사 추정 구간에 관련되는 다양한 표시 형태를 포함한다. 특히 오연 리스크 추정에 관한 표시는 연하 반사 추정 표시 중에서도 중요하다.

[0053] 본 실시예에서 연하 반사 추정 수단(16)은, 제1 추정 출력과 제2 추정 출력과 제3 추정 출력의 모두에 대응하여 연하 반사 추정 구간을 추정했지만, 본 실시예의 추정에는, 제1 추정 출력만으로 추정해도 되고, 제1 추정 출력과 제2 추정 출력에 대응하여 추정해도 된다.

[0054] 또, 본 실시예의 기준치는 연하 반사 추정 구간의 축소의 정도를 조정하는 것이고, 본 실시예에 있어서 그 값이나 범위를 한정하는 의미는 없고, 필요에 따라서 적당히 조정되어야 한다.

[0055] <실시예 2>

[0056] 실시예 2는 상기 실시예 1의 구성 및 처리를 보다 구체화한 예를 나타내는 것이다.

[0057] 실시예 2에 있어서, 연하 추정 시스템(100)은 청구항에 기재된 「연하 추정 장치」에 상당한다. 소리 센서(231a)는 청구항에 기재된 「소리 검출부」에 상당한다. 압력 센서(215)는 청구항에 기재된 「호흡 검출부」에 상당한다. 제어부(313)는 청구항에 기재된 「연하 추정부」에 상당한다. 변위 센서(231b)는 청구항에 기재된 「변위 검출부」에 상당한다. 스피커(312)와, 제어부(313)와, 표시부(320)는, 청구항에 기재된 「출력부」에 상당한다. 하드 디스크(314)는 청구항에 기재된 「기억부」에 상당한다. 입력부(330)는 청구항에 기재된 「입력부」에 상당한다. 단말 장치(210)는 청구항에 기재된 「정보 단말 장치」에 상당한다. 다만, 상기 청구항과 실시예의 대응의 기재는 어디까지나 일례이며, 청구항에 따른 발명을 본 실시예로 한정하는 것은 아니다.

[0058] 도 4는 본 실시예에 따른 연하 추정 시스템(100)의 구성을 나타내는 외관도이다. 연하 추정 시스템(100)은 측정 장치(200)와 정보 처리 장치(300)를 구비한다. 또, 연하 추정 시스템(100)에서는, 운반이 용이한 소형의 기억 매체(101)(예를 들어, SD 카드)가 이용된다.

[0059] 측정 장치(200)는 단말 장치(210)와, 비강 캐뉼라(220)와, 검출부(230)를 구비한다.

[0060] 단말 장치(210)는 표시부(211)와 입력부(212)를 구비하고 있고, 피험자가 상시 착용할 수 있도록, 작으면서 또한 경량(輕量)으로 구성된다. 피험자는 표시부(211)의 표시를 확인하면서, 버튼이나 조정 손잡이(adjustment knob)로 이루어지는 입력부(212)에 의해, 제어부(214)(도 5 참조)에 대한 지시를 입력한다. 또, 단말 장치(210)는 기억 매체(101)에 대한 기입을 행하는 기입부(213)를 구비한다.

[0061] 비강 캐뉼라(220)는 한 쌍의 통 모양 부재를 가지는 장착부(221)와, 장착부(221)의 양단에 접속된 튜브(222)를 구비한다. 장착부(221)의 한 쌍의 통 모양 부재는 환자의 비강에 삽입되고, 튜브(222)의 타단은 단말 장치(210)에 접속된다. 이것에 의해, 환자가 호흡을 행하면 튜브(222) 내의 공기가 유동하고, 튜브(222) 내의 공기의 유동이, 단말 장치(210) 내의 압력 센서(215)(도 5 참조)에 의해, 압력으로서 검출된다. 또한, 환자가 입으로 호흡하고 있는 경우더라도, 비강과 구강은 연결되어 있기 때문에, 튜브(222) 내의 공기가 유동하여 압력이 변화한다.

[0062] 검출부(230)는 박형(薄型)이고 유연성을 가지는 패드(231)와, 케이블(232)을구비한다. 패드(231)는 피험자의 후두부에 부착되어 있고, 후두부의 소리를 검출하기 위한 소리 센서(231a)(도 5 참조)와, 후두부의 변형에 따라 설골의 변위를 압력에 의해 검출하기 위한 변위 센서(231b)(도 5 참조)를 구비한다.

[0063] 정보 처리 장치(300)는 본체(310)와, 표시부(320)와, 입력부(330)를 구비한다. 본체(310)는 기억 매체(101)에 대한 판독을 행하는 판독부(311)와, 음성을 출력하기 위한 스피커(312)를 구비한다. 조작자는 키보드나 마우스로 이루어지는 입력부(330)에 의해, 제어부(313)(도 5 참조)에 대한 지시를 입력한다. 표시부(320)는 디스플레이로 이루어지고, 후술하는 연하의 추정 결과 등을 표시한다.

[0064] 도 5는 연하 추정 시스템(100)의 구성을 나타내는 블록도이다.

[0065] 단말 장치(210)는 도 4에 도시한 표시부(211)와, 입력부(212)와, 기입부(213)에 더하여, 제어부(214)와, 압력 센서(215)와, A/D 변환부(216)를 구비한다.

[0066] 압력 센서(215)는 비강 캐뉼라(220)의 튜브(222)로부터 안내된 공기의 유동을 압력으로서 검출하고, 검출한 아날로그의 압력 신호를 A/D 변환부(216)에 출력한다. 검출부(230)는 소리 센서(231a)와 변위 센서(231b)를 구비한다. 소리 센서(231a)는 피험자의 후두부 근방의 소리를 검출하고, 검출한 아날로그의 소리 신호를 A/D 변환부(216)에 출력한다. 변위 센서(231b)는 피험자의 후두부의 변형을 설골의 변위로서 검출하고, 검출한 아날로그의 변위 신호를 A/D 변환부(216)에 출력한다. A/D 변환부(216)는 압력 신호와, 소리 신호와, 변위 신호를 소정 주기로 샘플링하여, 각각의 샘플링 신호에 대응하는 디지털 신호를 제어부(214)에 출력한다. 소리 신호, 압력 신호 및 변위 신호를 A/D 변환하여 얻어진 각 데이터는, 각각, 상기 실시예 1에 있어서의 「생체음 데이터」, 「기류압 데이터」, 「설골 변위 데이터」에 대응한다.

[0067] 제어부(214)는 단말 장치(210)의 각 부를 제어한다. 또, 제어부(214)는 A/D 변환부(216)로부터 출력된 각 데이터를, 시각 데이터와 함께, 기입부(213)에 세트된 기억 매체(101)에 기입한다. 시각 데이터는 제어부(214)에 내장된 시계 회로에 의해서 계시(計時)된다. 측정 장치(200)에 의한 측정이 종료되면, 기억 매체(101)는 기입부(213)로부터 취출되어, 정보 처리 장치(300)의 판독부(311)에 세트된다.

[0068] 본체(310)는, 예를 들어, 퍼스널 컴퓨터로 이루어지고, 도 4에 도시한 판독부(311)와 스피커(312)에 더하여, 제어부(313)와, 하드 디스크(314)를 구비한다. 제어부(313)는 본체(310)의 각 부를 제어하여, 입력부(330)를 통해서 입력된 지시를 접수하고, 지시에 따라 표시부(320)에 영상 신호를 출력하고, 음성을 스피커(312)로부터 출력한다. 또, 제어부(313)는 판독부(311)에 세트된 기억 매체(101)로부터 데이터를 판독하여, 하드 디스크(314)에 기억한다. 추가로, 제어부(313)는 하드 디스크(314)에 기억되어 있는 프로그램과 데이터에 기초하여 연산을 행한다. 하드 디스크(314)에 기억되어 있는 프로그램에 의해서, 제어부(313)에, 후술의 연하 추정 기능이 부여된다. 이 프로그램은, 미리 하드 디스크(314)에 인스톨되어 있어도 되고, 혹은, 디스크 매체나 인터넷으로부터 하드 디스크(314)에 다운로드되어도 된다.

[0069] 도 6~도 8은 단말 장치(210)와 정보 처리 장치(300)의 동작을 나타내는 순서도이다.

[0070] 도 6을 참조하여, 단말 장치(210)의 제어부(214)는, 입력부(212)를 통해서 개시 지시를 접수하면(S101 : YES), 생체음 데이터와, 기류압 데이터와, 설골 변위 데이터를 취득하여 기억 매체(101)에 기입 처리를 개시한다(S102). 그러고 나서, 제어부(214)는 입력부(212)를 통해서 정지 지시를 접수하면(S103 : YES), 기입 처리를 종료한다(S104). 이렇게 하여, 단말 장치(210)의 처리가 종료된다. 데이터가 기입된 기억 매체(101)는, 상술한 것처럼, 정보 처리 장치(300)에 이동된다.

[0071] 도 9 (a)~(c)는, 각각, 기억 매체(101)에 기입된 생체음 데이터와, 기류압 데이터와, 설골 변위 데이터를, A/D 변환 전의 아날로그 신호의 파형으로서, 소정 기간에 대해 나타내는 도면이다. 또한, 도 9 (a)~(c)에서는, 2초간의 신호가 발췌되어서 도시되어 있지만, 실제로는, 기입의 처리가 행해진 기간에 대응하는 데이터가 기억 매체(101)에 기억된다. 도 9 (a), (c)에 도시하는 「생체음 발생 구간」과, 도 9 (b), (c)에 도시하는 「무호흡 구간」에 대해서는, 추후 설명한다.

[0072] 도 6으로 돌아가, 정보 처리 장치(300)의 제어부(313)는, 생체음 데이터와, 기류압 데이터와, 설골 변위 데이터를 하드 디스크(314)에 기억시킨 후, 입력부(330)를 통해서 개시 지시를 접수하면(S201 : YES), 이하의 처리를 행한다.

[0073] 제어부(313)는 생체음 데이터를 단시간 푸리에 변환함으로써 스펙트로그램을 작성하고, 작성한 스펙트로그램에 기초하여 생체음 발생 구간을 추출한다(S202). 구체적으로는, 제어부(313)는 전 구간의 생체음 데이터에 대해서, 창함수(샘플링 범위)를 1.5초로 설정하여 생체음 데이터를 잘라내어, 단시간 푸리에 변환을 실시해서, 도 10 (a)에 도시하는 것 같은 스펙트로그램을 작성한다. 즉, 단위 시간폭(1.5초폭)에 있어서 푸리에 변환을 행하고, 이것을 0.2초씩 시프트하면서 순차 변환을 행하여 스펙트로그램을 작성한다. 도 10 (a)에 도시하는 예는,

20개의 단위 시간폭, 즉, 4초 동안에 대해서 작성한 스펙트로그램이다. 그리고 제어부(313)는 작성한 스펙트로그램의 진폭의 총합을 구함으로써 신호 강도 데이터로 변환하고, 노이즈 평균 +2SD(표준 편차)를 넘은 구간을 생체음 발생 구간으로서 추출한다. 이것에 의해, 전 구간의 생체음 데이터에 대해서, 생체음 발생 구간이 특정된다. 도 9 (a), (c)에는, 이렇게 하여 추출된 생체음 발생 구간이 부기(付記)되어 있다.

[0074] 다음으로, 제어부(313)는 기류압 데이터에 있어서, 값이 노이즈를 고려한 임계치 이하로 되어 있는 구간을 무호흡 구간으로서 추출한다(S203). 이것에 의해, 전 구간의 기류압 데이터에 대해서, 무호흡 구간이 설정된다. 도 9 (b)에는, 이렇게 하여 추출된 무호흡 구간이 부기되어 있다.

[0075] 다음으로, 제어부(313)는, 생체음 발생 구간에 있어서, S202에서 작성한 스펙트로그램으로부터, 도 10 (b)에 도시하는 것 같은 멜 주파수 스펙트로그램을 작성한다(S204). 도 10 (b)에서는, 세로축이 멜 스케일이 되어 있다. 따라서 도 10 (b)의 멜 주파수 스펙트로그램은, 도 10 (a)의 주파수 스펙트로그램에 비해, 저주파 대역의 좌표축이 압축되고, 고주파 대역의 좌표축이 신장되어 있으며, 이것에 의해, 고주파 대역의 분해능이 높아져 있다.

[0076] 다음으로, 제어부(313)는, 생체음 발생 구간에 있어서, S202에서 취득된 단시간 푸리에 변환 후의 데이터에 대해서, 연속 웨이브렛 변환에 의해 펄스화를 행하여(S205), 도 10 (c)에 도시하는 같은 펄스를 생성한다. 또한, 도 10 (c)의 예에서는 생체음 발생 구간에 6개의 펄스가 포함되어 있고, 이들을 확대하여 모식적으로 나타내면, 도 10 (d)에 도시하는 것처럼 서로 다른 폭을 가지는 펄스가 복수 개 포함된다.

[0077] 다음으로, 제어부(313)는 S202에서 추출한 생체음 발생 구간 중, 이하의 3개의 조건이 모두 만족되는 것을 추출한다(S206).

[0078] 1번째 조건은, 전 구간에 있어서의 설골 변위 데이터의 최대 진폭에 대해서 소정 비율(예를 들어 3%) 이상으로 되어 있는 진폭이, 생체음 발생 구간에 포함되는 것이다. 예를 들어, 도 9 (c)의 예에서는, 생체음 발생 구간의 설골 변위 데이터의 진폭 A1이 크다. 이와 같이, 생체음 발생 구간에 있어서 설골 변위 데이터의 진폭이 커져 있는 경우, 1번째 조건이 만족된다. 연하시에는, 설골이 상승한 후, 앞으로 변위하고, 그 후, 원래의 위치로 돌아온다. 1번째 조건은, 이러한 현상이 생체음 발생 구간에 있어서 생겼는지 여부를 설골 변위 데이터에 기초하여 판정하는 것이다.

[0079] 2번째 조건은, 생체음 발생 구간의 멜 주파수 스펙트로그램에 있어서, 750Hz 이상의 스펙트럼의 총합(파워)의 비율이 소정 비율(예를 들어 15%) 이상인 것이다. 통상, 연하음은 고주파 성분을 포함하고 있다. 2번째 조건은, 연하음에 대응하는 소리의 주파수가 생체음 발생 구간에 있어서 생겼는지 여부를 생체음 데이터에 기초하여 판정하는 것이다. 예를 들어, 도 10 (b)의 예에서는, 생체음 발생 구간의 멜 주파수 스펙트로그램에 있어서, 750Hz 이상의 스펙트럼의 총합의 비율이 15%를 넘으면, 2번째 조건이 만족된다. 또한, 여기에서는, 임계치가 750Hz로 설정되었지만, 이 임계치는, 연하음의 실측치를 통계화함으로써, 적당히 다른 주파수로 변경될 수 있다.

[0080] 3번째 조건은, 생체음 발생 구간에 있어서 S205에서 작성된 펄스의 수가 소정수(예를 들어 50개) 이하이고, 또한, 생체음 발생 구간에 있어서 S205에서 생성된 펄스 중 최대 펄스폭이 소정치(예를 들어 15msec) 이하인 것이다. 이것은 연하음과 다른 소리를, 단속성과 연속성의 관점에 있어서 구별할 수 있기 때문이다. 단속성이 높을수록 짧은 폭의 펄스가 다수 나타나고, 연속성이 높을수록 펄스의 수는 적고, 펄스폭은 길어진다. 3번째 조건은, 연하음에 대응하는 소리의 단속성과 연속성이 생체음 발생 구간에 있어서 생겼는지 여부를 생체음 데이터에 기초하여 판정하는 것이다. 예를 들어, 도 10 (c), (d)에 나타내는 예에서는, 생체음 발생 구간에 있어서, 펄스수 N이 50개 이하이고, 또한, 최대 펄스폭 W가 15msec 이하이면, 3번째 조건이 만족된다. 또한, 여기에서는, 펄스수의 임계치가 50개로 되고, 최대 펄스폭의 임계치가 15msec로 설정되었지만, 펄스수의 임계치와 최대 펄스폭의 임계치는, 연하음의 실측치를 통계화함으로써, 적당히 다른 수 및 시간폭으로 변경될 수 있다.

[0081] 도 7을 참조하여, 다음으로, 제어부(313)는, 이하에 도시하는 것처럼, S206에서 추출한 생체음 발생 구간을 차례로 참조하여, 연하음이 생겼다고 추정할 수 있는 구간을 추출한다.

[0082] 제어부(313)는, 먼저, S206에서 추출한 생체음 발생 구간 중 최초의 생체음 발생 구간을 참조처(reference destination)로 설정한다(S207). 이어서, 제어부(313)는, 이 생체음 발생 구간보다 넓은 참조 범위를 기류압 데이터로 설정하고, 이 참조 범위에, 소정 기간 이상의 무호흡 구간이 포함되어 있는지를 판정한다(S208). 일반적으로, 연하시에는 호흡이 정지된다. S208에서는, 호흡의 관점으로부터, 참조처의 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부가 판정된다. S208의 판정에 있어서, 소정 기간은, 예를 들어, 400msec 이상으로 설정되고, 바람직

하게는 500msec 이상 또는 600msec 이상으로 설정된다. 다만, 소정 기간은 이것으로 한정되지 않고, 연하시에 호흡이 정지되는 기간의 하한을 설정 가능하면, 다른 값으로 설정되어도 된다.

[0083] 추가로, 제어부(313)는 참조처의 생체음 발생 구간에 대응하는 펄스(S205에서 취득된 펄스) 중, 적어도 1개 이상의 펄스가 당해 무호흡 구간 내에 포함되는지를 판정한다(S209). 여기에서는, 무호흡 구간에 소리가 검출되었는지 여부가 판정된다. 즉, 호흡이 정지되고 있는 동안에 소리가 검출되었는지가 추가적인 연하의 추정 조건으로 되어 있다. 제어부(313)는 S208, S209의 양쪽에서 YES로 판정되면, 당해 생체음 발생 구간의 소리는 연하음이라고 추정하고, 이 생체음 발생 구간을 연하음 발생 구간으로 특정한다(S210). 반면에, 제어부(313)는 S208, S209 중 어느 한 쪽에서 NO로 판정되면, 당해 생체음 발생 구간에서 연하는 생기지 않았다고 판정한다(S211).

[0084] 이어서, 제어부(313)는 S206에서 추출한 모든 생체음 발생 구간에 대해서 S208~S211의 처리가 종료되었는지 여부를 판정하고(S212), 종료되어 있지 않으면(S212 : NO), 다음의 생체음 발생 구간을 참조처로 설정하고(S213), 처리를 S208로 되돌린다. 이렇게 하여, S206에서 추출한 모든 생체음 발생 구간에 대해서, S208~S211의 처리가 행해져서, 연하의 추정이 행해진다.

[0085] 도 8을 참조하여, 다음으로, 제어부(313)는, 이하에 도시하는 것처럼, S210에서 추출한 연하음 발생 구간을 차례로 참조하여, 연하음 발생 구간에 있어서 오연의 리스크가 있는지를 판정한다.

[0086] 제어부(313)는, 먼저, 최초의 연하음 발생 구간을 참조처로 설정한다(S214). 이어서, 제어부(313)는, 이 연하음 발생 구간의 직전과 직후의 호흡상을 취득한다(S215). 이어서, 제어부(313)는, 이 연하음 발생 구간의 직전이 흡식상인지를 판정하고(S216), 추가로, 이 연하음 발생 구간의 직후가 흡식상인지를 판정한다(S217). 제어부(313)는, S216, S217 중 어느 한 쪽에서 YES로 판정하면, 당해 연하음 발생 구간에 있어서 오연의 리스크가 있다고 판정한다(S218). 반대로, 제어부(313)는, S216, S217의 양쪽에서 NO로 판정하면, 당해 연하음 발생 구간에서 오연의 리스크는 없다고 판정한다(S219).

[0087] 이어서, 제어부(313)는, 모든 연하음 발생 구간에 대해서 S215~S219의 처리가 종료되었는지를 판정하고(S220), 종료되어 있지 않으면(S220 : NO), 다음의 연하음 발생 구간을 참조처로 설정하고(S221), 처리를 S215로 되돌린다. 이렇게 하여, 모든 연하음 발생 구간에 있어서 오연의 리스크가 있는지 여부가 판정된다.

[0088] 다음으로, 제어부(313)는, 입력부(330)를 통해서 입력된 조작자의 지시에 따라서, 상기 처리에 기초한 화면(410)(도 11 참조)과, 화면(420)(도 12 참조)과, 화면(430)(도 13 (a) 참조)을, 표시부(320)에 표시하는 처리를 행한다(S222). 이렇게 하여, 정보 처리 장치(300)의 처리가 종료된다.

[0089] 도 11은 표시부(320)에 표시되는 화면(410)을 나타내는 도면이다. 화면(410)은 아이콘(401)과, 참조 위치 조작부(402)와, 확대 축소 조작부(403)를 구비한다. 화면(410)에는, 생체음 데이터, 기류압 데이터 및 설골 변위 데이터의 아날로그 파형의 그래프와, 생체음 신호 파형 강도의 그래프가 나타내진다.

[0090] 생체음 데이터의 그래프에는, 연하음 발생 구간에 대응하는 지점에 파선이 도시되어 있고, 아이콘(401)은, 이 파선의 상부에 배치된다. 아이콘(401)이 프레스되면, 대응하는 연하음 발생 구간을 확대한 상태를 나타내는 화면(420)(도 12 참조)이, 표시부(320)에 표시된다. 참조 위치 조작부(402)가 조작되면, 4개의 그래프에 표시시키는 각 데이터의 시간 범위가, 전 측정 구간 내에서, 시간을 진행하는 방향 또는 되돌리는 방향으로 이동된다. 확대 축소 조작부(403)가 조작되면, 4개의 그래프에 표시시키는 각 데이터의 시간폭이 신장/압축된다.

[0091] 도 12는 표시부(320)에 표시되는 화면(420)을 나타내는 도면이다. 화면(420)은 아이콘(421)과, 재생 버튼(422)과, 정지 버튼(423)과, 재생 위치 조작부(424)와, 닫음 버튼(425)을 구비한다.

[0092] 화면(420)에는, 생체음 데이터의 아날로그 파형과 기류압 데이터의 아날로그 파형이 겹쳐서 나타내져 있다. 여기에서는, 생체음 데이터의 아날로그 파형이 실선으로 도시되고, 기류압 데이터의 아날로그 파형이 점선으로 도시되어 있다. 구간 S1은, 도 11의 화면(410)에 있어서, 아이콘(401)에 의해 지정된 연하음 발생 구간이고, 아이콘(421)은, 이 구간을 지시하고 있다. 구간 S2는, 구간 S1 근방의 무호흡 구간이다.

[0093] 재생 버튼(422)이 프레스되면, 구간 S1의 생체음 데이터를 재생한 음성이 스피커(312)로부터 출력된다. 정지 버튼(423)이 프레스되면, 재생이 정지된다. 재생 위치 조작부(424)는, 전 측정 구간에 있어서의 재생 대상의 음성의 구간 S1의 위치를 나타내고 있고, 재생 위치 조작부(424)가 조작되면, 재생 대상 위치가, 시간을 진행하는 방향 또는 되돌리는 방향으로 변경된다.

[0094] 도 13 (a)는 표시부(320)에 표시되는 화면(430)을 나타내는 도면이다.

[0095] 화면(430)에는, 생체음 데이터의 전 측정 구간에 있어서 추출된 연하음 발생 구간의 수를 나타내는 「연하의 수」와, 직전이 흡식상이었던 연하음 발생 구간의 수를 나타내는 「흡기-연하의 수」와, 직후가 흡식상이었던 연하음 발생 구간의 수를 나타내는 「연하-흡기의 수」와, 도 8의 S218에서 오연의 리스크가 있다고 판정된 연하음 발생 구간의 수를 나타내는 「오연 리스크의 수」가 나타내져 있다.

[0096] 이상, 실시예 2에 의하면, 무호흡 상태에 있을 때의 생체음에 기초하여 연하가 생겼는지 여부가 추정되기 때문에, 연하의 추정 정밀도를 높일 수 있다. 또, 연하의 판정 조건으로서, 소리의 단속성 및 연속성을 나타내는 파라미터의 값, 즉, 생체음 데이터에 대해서 단시간 푸리에 변환 및 웨이브렛 변환을 행하여 구한 펄스의 수 및 길이가 이용되기 때문에, 연산에 의해 고정밀도로, 연하를 추정할 수 있다.

[0097] 또, S209에 나타내는 것처럼, 펄스가 무호흡 구간에 적어도 하나 포함되는지 여부를 추가적인 추정 조건으로 하여, 판정 대상의 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부가 추정된다. 이와 같이, 호흡이 정지되고 있는 기간에 있어서 소리가 검출되었는지 여부가 추가적인 추정 조건으로 되어 있기 때문에, 고정밀도의 연하의 추정 결과가 취득될 수 있다.

[0098] 또, S206에 나타내는 것처럼, 생체음 발생 구간에 있어서, 750Hz 이상의 주파수 대역의 소리가 차지하는 비율이 산출되고, 산출된 비율이 소정 비율을 넘는지 여부를 추가적인 추정 조건으로 하여, 당해 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부가 추정된다. 이와 같이, 소리의 주파수 성분이 추가적인 추정 조건으로 되어 있기 때문에, 고정밀도의 연하의 추정 결과가 취득될 수 있다.

[0099] 또, S208에 나타내는 것처럼, 생체음 발생 구간에 포함되는 무호흡 구간의 길이가 임계치를 넘는지 여부를 추가적인 추정 조건으로 하여, 당해 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부가 추정된다. 이와 같이, 생체음 발생 구간에 포함되는 무호흡 구간의 길이가 추가적인 추정 조건으로 되어 있기 때문에, 고정밀도의 연하의 추정 결과가 취득될 수 있다.

[0100] 또, S206에 나타내는 것처럼, 전 구간에 있어서의 설골 변위 데이터의 최대 진폭에 대해서 소정 비율 이상으로 되어 있는 진폭이, 생체음 발생 구간에 포함되는지 여부를 추가적인 추정 조건으로 하여, 당해 생체음 발생 구간에 연하가 생겼는지 여부가 추정된다. 이와 같이, 후두부의 변위량이 추가적인 추정 조건으로 되어 있기 때문에, 고정밀도의 연하의 추정 결과가 취득될 수 있다.

[0101] 또, 화면(420)에 있어서 재생 버튼(422)이 프레스되면, 지정된 연하음 발생 구간에 있어서의 생체음 데이터가 재생된다. 이것에 의해, 의사 등은, 연하가 생겼다고 추정된 타이밍의 소리를 실제로 들음으로써, 당해 타이밍에 실제로 연하가 일어났는지를 확인할 수 있다. 또한, 생체음 데이터의 재생 구간은, 지정된 연하음 발생 구간으로 한정되지 않고, 예를 들어, 지정된 연하음 발생 구간의 중심으로부터 전후에 미리 설정된 시간폭의 구간으로 되어도 된다. 혹은, 지정된 연하음 발생 구간의 전후에 소정의 시간폭을 더한 구간이 생체음 데이터의 재생 구간으로 되어도 된다.

[0102] 또, 화면(410)에 있어서, 연하음 발생 구간에 대응하는 지점에 아이콘(401)이 배치되어 있고, 아이콘(401)이 프레스되면 화면(420)이 표시된다. 이것에 의해, 의사 등은, 연하가 생겼는지 여부를 소리에 의해 확인하고 싶은 타이밍을 간편하게 지정할 수 있다.

[0103] 또, 화면(410, 420)에는, 생체음 데이터의 아날로그 파형의 그래프가 나타내진다. 이것에 의해, 의사 등은, 시각에 의해 소리 파형을 확인하면서, 연하가 생겼는지 여부를 소리에 의해 확인하고 싶은 타이밍을 적절히 지정할 수 있다.

[0104] 또, 화면(410)에 있어서 아이콘(401)이 프레스되면, 대응하는 연하음 발생 구간이 화면(420)상에 확대 표시된다. 또, 화면(410)에 있어서 확대 축소 조작부(403)가 조작되면, 화면(410)의 그래프에 표시되는 데이터가 확대될 수 있다. 이것에 의해, 의사 등은, 시각에 의해 소리 파형을 시각에 의해 확인하면서, 소리를 들을 수 있다. 따라서 보다 적정하게, 당해 타이밍에 실제로 연하가 생겼는지 여부를 판정할 수 있다.

[0105] 또, 도 8에 도시하는 것처럼, 연하가 생겼다고 추정된 타이밍의 전후의 호흡상이 검출되고, 검출된 호흡상에 기초하여 당해 타이밍에 오연의 가능성이 있는지 여부가 평가되고, 평가의 결과가 화면(430)에 표시된다. 이것에 의해, 의사 등은, 표시를 봄으로써, 피험자에게 오연의 리스크가 있다고 판정되었는지를 알 수 있고, 이것을, 피보험자에 대한 진단에 활용할 수 있다.

[0106] <변경예 1>

[0107] 실시예 2에서는, 생체음 데이터와, 기류압 데이터와, 설골 변위 데이터의 3개의 데이터를 이용함으로써, 연하음

발생 구간을 추출했지만, 변경예 1에서는, 상기 3개의 데이터 중, 생체음 데이터와 기류압 데이터를 이용함으로써, 연하음 발생 구간을 추출한다.

[0108] 변경예 1에서는, 도 13 (b)에 도시하는 것처럼, 도 6에 도시하는 정보 처리 장치(300)의 처리 중, S206가 S301로 변경된다. S301에서는, 상기 실시예 2와 달리, 설골 변위 데이터를 이용한 1번째 조건이 생략되어 있다.

[0109] 도 13 (c)는 실제로 연하 추정을 위한 정보를 수집하여 연하 추정을 행했을 경우의 추정 결과를 도시하는 도면이다.

[0110] 여기에서는, 도 4에 도시하는 것처럼 비강 캐뉼라(220)와 패드(231)가 피험자에게 장착되어, 생활 환경하에서 정보의 수집이 행해졌다. 피험자는, 연하 외에, 목 회전 동작이나, 기침, 발음, 공기의 흡입, 트림, 코 훌쩍거림, 코골기, 심호흡 등의 각 동작을 자발적(의사적)으로 행하고, 동작을 행할 때마다, 시각과 동작의 내용을 기입해 두었다. 또, 피험자의 방에 인접하는 방에서 발성 등을 행하여 생활 잡음을 발생시키고, 이것에 대해서도 시각과 내용을 기입해 두었다. 피험자에 의해 행해진 동작과 생활 잡음의 발생은, 합계 87회 행해졌고, 그 중에서, 연하는 27회 행해졌다.

[0111] 도 13 (c)에 있어서, "3요소(실시예 2)"의 연하 추정은, 이하의 스텝에 의해 행해졌다. 또한, 이하의 스텝에서는, 소정 기간을 600msec로 했다.

[0112] (1) 생체음 데이터로부터, 상기의 방법으로 생체음 발생 구간을 추출한다.

[0113] (2) 생체음 발생 구간에 있어서 소정 기간 이상의 무호흡 구간을 검출한다. 소정 기간 이상의 무호흡 구간이 검출되지 않은 생체음 발생 구간은, 연하 추정의 대상 외로 한다.

[0114] (3) 소정 기간 이상의 무호흡 구간에 있어서 생체음 데이터를 펄스화한다.

[0115] (4) 소정 기간 이상의 무호흡 구간에 대해서 도 6의 S206의 판정(설골 변위, 생체음 주파수, 생체음 펄스의 3개의 파라미터)을 행하여, 당해 생체음 발생 구간이 연하 추정 구간인지 여부를 판정한다.

[0116] 또한, 스텝(2)과 스텝(3)을 바꿔 넣어도 된다. 이 경우는, 생체음의 펄스화는, 모든 생체음 발생 구간에 대해서 행하고, 그 후, 소정 기간 이상의 무호흡 구간을 각 생체음 발생 구간에 대해서 검출하고, 당해 무호흡 구간에 있어서의 소리 펄스의 폭과 수에 의해서 추정 연하 구간인지 여부에 대한 판정이 행해진다.

[0117] 도 13 (c)에 있어서, "설골 없음(변경예 1)"에서는, 상기 알고리즘의 스텝(4)에 있어서, 판정에 이용되는 파라미터로부터 설골의 변위에 관한 파라미터가 제외되었다. 또, "소리 없음(비교예 1)"에서는, 상기 알고리즘의 스텝(4)에 있어서, 판정에 이용되는 파라미터로부터 생체음에 기초한 파라미터가 제외되었다. 추가로, "호흡 없음(비교예 2)"에서는, 상기 알고리즘에 있어서, 스텝(2)가 제외되어지고, 스텝(3)에서는 모든 생체음 발생 구간에 대해서 생체음 데이터의 펄스화가 행해지고, 스텝(4)에서는 모든 생체음 발생 구간에 대해서 도 6의 S206의 판정이 행해지고, 당해 생체음 발생 구간이 연하 추정 구간인지 여부 판정되었다.

[0118] 도 13 (c)의 각 행은, 위에서부터, 피험자에 의해 행해진 연하를 추정 처리에 의해 추출할 수 있었던 수와, 피험자에 의해 행해진 연하를 추정 처리에 의해 추출할 수 없었던 수(미추출)와, 실제로는 연하는 아닌 것을 추정 처리에 의해 연하로 판정해 버린 수(과추출)와, 이들의 합계를 나타낸다. 각 열은, 왼쪽에서부터, 실시예 2, 비교예 1, 비교예 2 및 변경예 1의 추정 결과이다.

[0119] 도 13 (c)를 참조하면, 어느 추정 처리에 있어서도, 피험자에 의해 27회 행해진 모든 연하가 올바르게 연하로 추정되었다. 다만, 기류압(호흡)을 파라미터로서 이용하지 않았던 비교예 2에서는, 연하 이외의 동작이나 생활 잡음이 36회나 연하로 추정되어, 정확한 연하의 추정 횟수인 27회를 크게 웃돌았다. 이것에 대해, 기류압(호흡)을 파라미터로서 이용한 실시예 2, 비교예 1 및 변경예 1에서는, 연하의 과추출이 억제되어 있고, 특히, 기류압(호흡)을 포함하는 3개의 파라미터를 이용한 실시예 2에서는, 연하의 과추출이 7회로 현저하게 억제되었다.

[0120] 도 13 (c)에 도시하는 추정 결과로부터, 연하 추정의 조건으로서 호흡의 파라미터를 포함함으로써, 연하의 과추출율이 크게 저하하는 것을 알 수 있다. 특히, 상기 실시예 2와 같이, 호흡의 파라미터 외에, 생체음의 파라미터와 설골 변위의 파라미터를 연하 추정의 조건에 포함함으로써, 연하의 과추출을 현저하게 억제할 수 있어, 연하의 추정을 고정밀도로 행할 수 있는 것을 알 수 있다.

[0121] 또한, 도 13 (c)의 추정 결과에서는, 실시예 2의 추정 처리에 있어서, 피험자의 기침이 연하로서 추출되었다. 기침의 소리는, 대부분이 호식 중에 생기기 때문에, 본래는, 상기 스텝(3)에 의해서, 기침의 소리는 제외되고, 이론적으로는, 기침이 연하로 판정되는 일은 없다. 그렇지만, 실제로는, 상기 측정에 있어서 기침이 연하로 추

정된 것이지만, 이것은, 도 13 (c)의 측정에 있어서, 무호흡 구간이 노이즈를 고려하여 추출되었기 때문에, 무호흡 구간에 약간(스텝(3), (4)의 소정 기간 이상)의 호식 구간이 포함되고, 이 호식 구간에 있어서의 기침의 소리와 설골의 움직임에 의해서, 기침이 연하로 추정된 것이라고 추측된다. 이러한 과추출은, 상기 스텝(1)~(4)에, 추가로, 「추출된 생체음 구간에 있어서, 무호흡 구간의 소리의 쪽이 호흡 중의 소리보다도 큰 것」의 조건을 추가함으로써, 억제할 수 있다. 기침의 소리는, 무호흡 구간에 포함되는 호식의 개시시보다도 그 후의 호식 구간의 쪽이 크기 때문이다.

[0122] <변경예 2>

[0123] 변경예 2에서는, 생체음 발생 구간 중 소정 기간 이상의 무호흡 구간에 대응하는 생체음 발생 구간만이 연하의 추정 대상으로 된다.

[0124] 도 14는 이 경우의 처리를 나타내는 순서도이다. 도 14에서는, 도 6, 7의 순서도에 있어서의 S203~S209가 S311~S315로 치환되어 있다.

[0125] S202에 있어서 생체음 데이터로부터 생체음 발생 구간이 추출되면, 추출된 생체음 발생 구간 중 소정 기간 이상의 무호흡 구간을 포함하는 생체음 발생 구간이, 연하 추정의 참조 대상으로 설정된다(S311). 이렇게 하여 참조 대상으로 된 생체음 발생 구간 중 최초의 생체음 발생 구간이 참조되어(S312), 당해 생체음 발생 구간 내의 무호흡 구간의 범위에 포함되는 생체음 데이터가, 상기 실시예 2와 마찬가지로 펄스화된다(S313). 그리고 이 무호흡 구간의 각 파라미터의 값에 대해서 도 6의 S206의 연하 조건이 적용되어(S314), 모든 파라미터의 값이 연하 조건을 만족하는지 여부가 판정된다(S315). 모든 파라미터의 값이 연하 조건을 만족하면(S315 : YES), 당해 생체음 발생 구간에서 연하가 생겼다고 판정된다(S210). 또, 적어도 하나의 파라미터의 값이 연하 조건을 만족하지 않으면(S315 : NO), 당해 생체음 발생 구간에서는 연하가 생기지 않았다고 판정된다(S211).

[0126] 변경예 2에서는, 생체음 발생 구간 중 소정 기간 이상의 무호흡 구간을 포함하는 생체음 발생 구간만이 연하 추정의 대상으로 되기 때문에, 연산 부하를 줄일 수 있어, 보다 효율적으로 연하의 추정을 행할 수 있다.

[0127] <변경예 3>

[0128] 변경예 3에서는, 제어부(313)는, 연하 발생 구간의 직전의 호흡상에 있어서의 생체음 데이터와, 연하 발생 구간의 직후의 호흡상에 있어서의 생체음 데이터를 비교함으로써, 연하 발생 구간에서 오연이 생겼는지를 판정한다.

[0129] 도 15의 좌측을 참조하여, 제어부(313)는, 연하음 발생 구간의 직전의 흡식상에 있어서의 생체음 데이터를 푸리에 변환하고, 주파수 F1~F2를 적분함으로써 값 A를 산출한다. 또, 제어부(313)는 연하음 발생 구간의 직전의 호식상에 있어서의 생체음 데이터를 푸리에 변환하여, 주파수 F1~F2를 적분함으로써 값 B를 산출한다. 마찬가지로, 제어부(313)는, 연하음 발생 구간의 직후의 흡식상에 있어서의 생체음 데이터를 푸리에 변환하고, 주파수 F1~F2를 적분함으로써 값 A'를 산출한다. 또, 제어부(313)는, 연하음 발생 구간의 직후의 호식상에 있어서의 생체음 데이터를 푸리에 변환하여, 주파수 F1~F2를 적분함으로써 값 B'를 산출한다.

[0130] 다음으로, 제어부(313)는, 직전의 호흡상에 기초하여 얻어진 파워비 A/B와, 직후의 호흡상에 기초하여 얻어진 파워비 A'/B'를 산출한다. 그리고 제어부(313)는, 파워비 A'/B'가, 파워비 A/B로부터 소정량(예를 들어 50%) 증가했을 경우, 연하음 발생 구간에 있어서 오연이 생겼다고 판정한다. 이렇게 하여, 모든 연하음 발생 구간에 대해서 오연이 생겼는지가 판정된다. 이 경우의 오연 리스크의 수도, 실시예 2와 마찬가지로, 도 13 (a)에 도시하는 것처럼 화면(430)에 표시된다.

[0131] 변경예 3에 의하면, 연하가 생겼다고 추정된 타이밍의 전후의 흡식음과 호식음이 검출되고, 검출된 흡식음과 호식음에 기초하여 당해 타이밍에 오연의 리스크가 있는지 여부가 평가되고, 평가의 결과가 화면(430)에 표시된다. 이것에 의해, 실시예 2와 마찬가지로, 의사 등은, 표시를 봄으로써, 피험자에게 오연의 리스크가 있다고 판정되었는지를 알 수 있고, 이것을, 피보험자에 대한 진단에 활용할 수 있다.

[0132] <그 외의 변경예>

[0133] 실시예 2 및 변경예 2의 S202에서는, 생체음 데이터에 단시간 푸리에 변환을 실시한 후, 그 진폭 총합을 구하여 신호 강도를 취득하고, 취득한 신호 강도와 임계치를 비교하여 생체음 발생 구간이 추출되었다. 그렇지만, 생체음 발생 구간의 추출 방법은 이것으로 한정되는 것은 아니다. 예를 들어, 생체음을 전파 정류 후 리크 적분하여, 그 무음 구간에 있어서의 값의 평균 +2SD(표준 편차)를 넘는 구간을 생체음 발생 구간이라고 해도 된다. 또, 임계치의 설정 방법도 이것으로 한정되는 것이 아니고, 생체음의 발생 구간을 추출할 수 있으면 다른

방법이어도 된다.

[0134] 실시예 2에서는, 기억 매체(101)에 의해, 단말 장치(210)로부터 정보 처리 장치(300)로 각종 데이터가 보내졌지만, 이것으로 한정하지 않고, 각종 데이터가, 단말 장치(210)의 기억부로부터, 정보 처리 장치(300)로 유선 또는 무선의 통신 네트워크를 통해서 송신되어도 된다. 또, 단말 장치(210)가 정보 처리 장치(300)의 기능을 구비하고, 정보 처리 장치(300)가 생략되어도 된다. 이 경우, 단말 장치(210)의 제어부(214)가, 도 6~8에 도시하는 정보 처리 장치의 처리를 모두 행하고, 결과를 나타내는 화면 등을 표시부(211)에 출력한다.

[0135] 이 외, 본 발명의 실시예는, 청구의 범위에 제시된 기술적 사상의 범위 내에 있어서, 적당히 다양한 변경이 가능하다.

[0136] 또한, 상기 실시 형태로부터는, 이하의 청구항에 따른 발명도 추출될 수 있다. 이 발명에서는, 연하의 추정에 이용하는 파라미터는, 상기 실시 형태에 제시된 것으로 한정되지 않고, 상기 파라미터의 하나 또는 2개 이상의 조합으로 할 수 있고, 혹은, 추가로 다른 파라미터를 이용할 수도 있다. 또, 이 청구항에는, 청구의 범위에 기재된 청구항 8, 9가 종속될 수 있다.

[0137] <청구항>

[0138] 후두부의 소리를 검출하는 소리 검출부와,

[0139] 상기 소리 검출부로부터 출력되는 상기 소리 정보를 기억하는 기억부와,

[0140] 연하를 추정하는 연하 추정부와,

[0141] 상기 연하 추정부에 의한 추정 결과에 기초한 정보를 출력하는 출력부와,

[0142] 상기 연하 추정부에 의해 연하가 생겼다고 추정된 타이밍을 지정 가능한 입력부를 구비하고,

[0143] 상기 출력부는, 상기 입력부를 통해서 지정된 상기 타이밍을 포함하는 시간폭의 상기 소리 정보를 상기 기억부로부터 취득하고, 취득한 소리 정보를 재생한 소리를 외부에 출력하는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

[0144] 이 발명에 따르면, 의사 등이, 연하가 생겼다고 추정된 타이밍의 소리를 실제로 들음으로써, 당해 타이밍에 실제로 연하가 일어났는지를 확인할 수 있다는 의미있는 효과를 달성할 수 있다.

[0145] 또, 상기 실시 형태로부터는, 이하의 청구항에 따른 발명도 추출될 수 있다. 이 청구항은, 청구의 범위에 기재된 청구항 8 또는 9에 종속될 수 있다.

[0146] <청구항>

[0147] 상기 출력부는, 상기 입력부에 의해 지정된 상기 타이밍을 포함하는 시간폭의 상기 소리 정보를 상기 기억부로부터 취득하고, 취득한 소리 정보에 기초한 소리 파형을 확대해 표시하는 것을 특징으로 하는 연하 추정 장치.

[0148] 이 발명에 의하면, 의사 등은, 소리 파형을 시각에 의해 확인하면서, 소리를 들을 수 있다. 따라서 보다 적정하게, 당해 타이밍에 실제로 연하가 생겼는지 여부를 판정할 수 있다.

[0149] [산업상의 이용 가능성]

[0150] 본 발명에 따른 연하 추정 장치는, 뛰어난 연하 추정 기능을 가지고 있어, 의료 기기의 분야에 있어서 이용 가능한 것이다.

부호의 설명

[0151] 1: 생체음 검출 수단

2: 호흡 검출 수단

3: 설골 변위 검출 수단

9: 신호 강도 변환 수단

10: 신호 구간 식별 수단

11: 호흡 식별 수단

12: 신호 펄스화 수단

16: 연하 반사 추정 수단

18: 표시 수단

100: 연하 추정 시스템

210: 단말 장치

215: 압력 센서

231a: 소리 센서

231b: 변위 센서

312: 스피커

313: 제어부

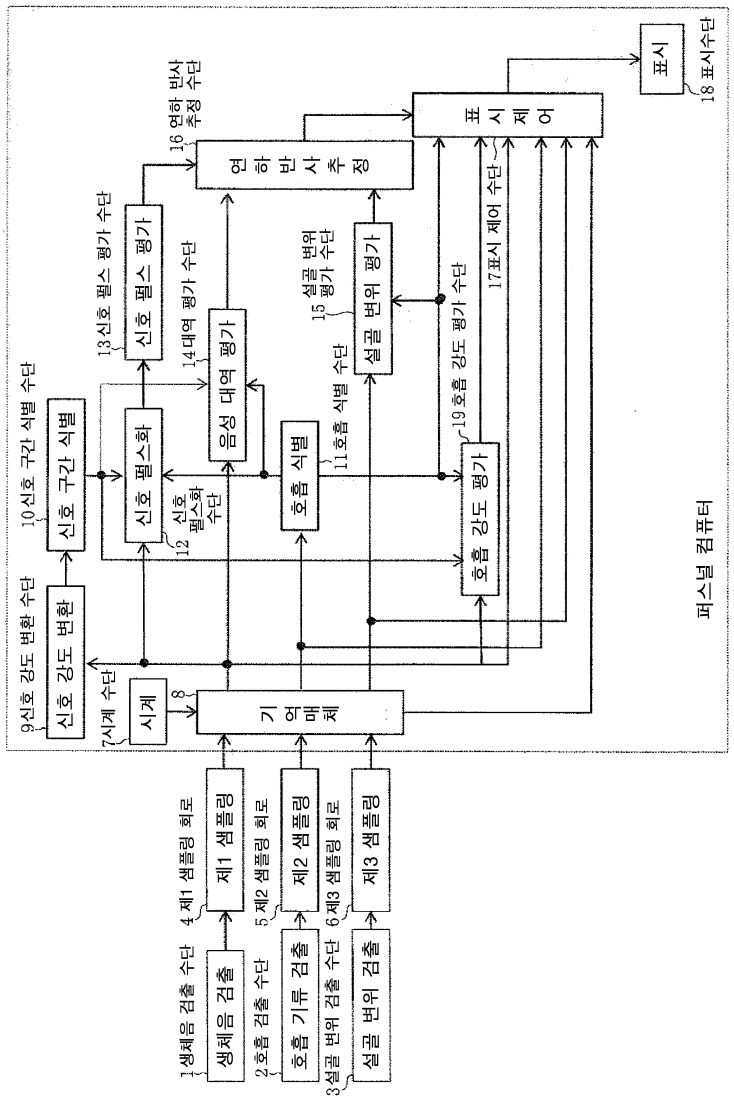
314: 하드 디스크

320: 출력부

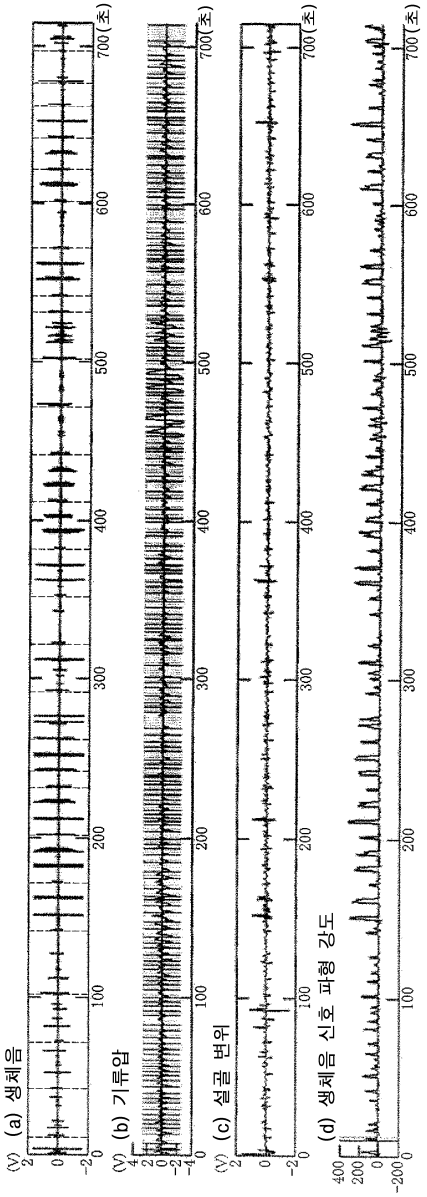
330: 입력부

도면

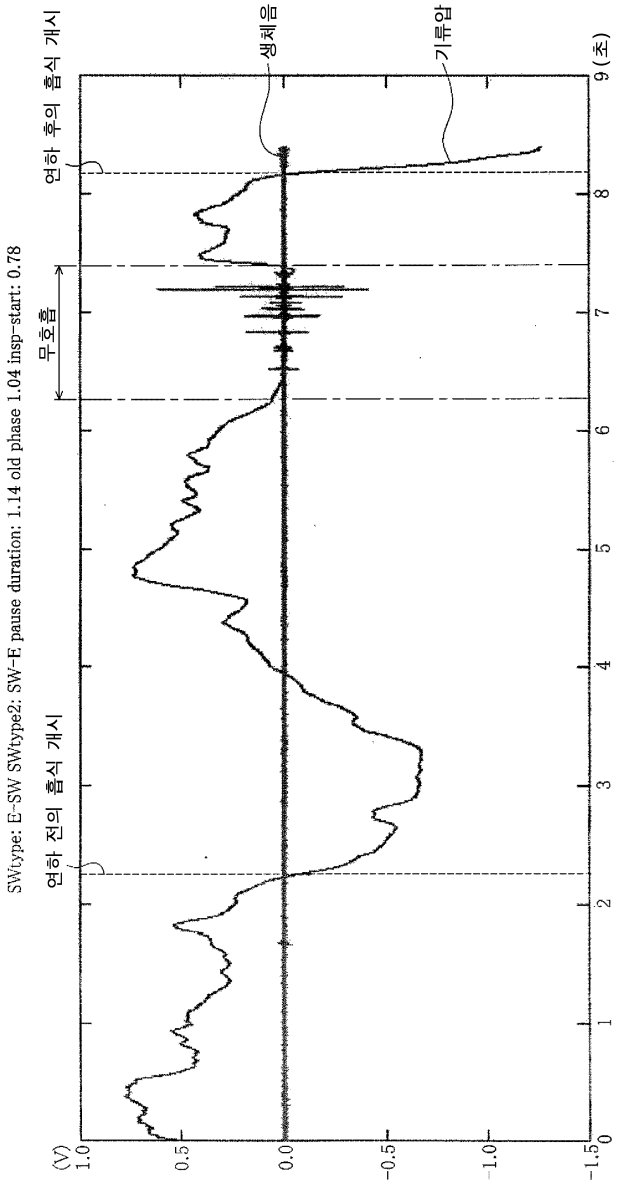
도면1


퍼스널 컴퓨터
1생체음 검출 수단
생체음 검출
2호흡 검출 수단
호흡 기류 검출
3설골 변위 검출 수단
설골 변위 검출
4 제1 샘플링 회로
제1 샘플링
5 제2 샘플링 회로
제2 샘플링
6 제3 샘플링 회로
제3 샘플링
7시계 수단
시계
8
기억매체
9신호 강도 변환 수단
신호 강도 변환
10신호 구간 식별 수단
신호 구간 식별
11 호흡 식별
호흡 식별
12 신호 펄스화 수단
신호 펄스화
13신호 펄스 평가 수단
신호 펄스 평가
14대역 평가 수단
음성 대역 평가
15 설골 변위 평가 수단
설골 변위 평가
16 연하 반사 추정 수단
연하 반사 추정
17표시 제어 수단
표시 제어
18 표시수단
표시
19 호흡 강도 평가 수단
호흡 강도 평가

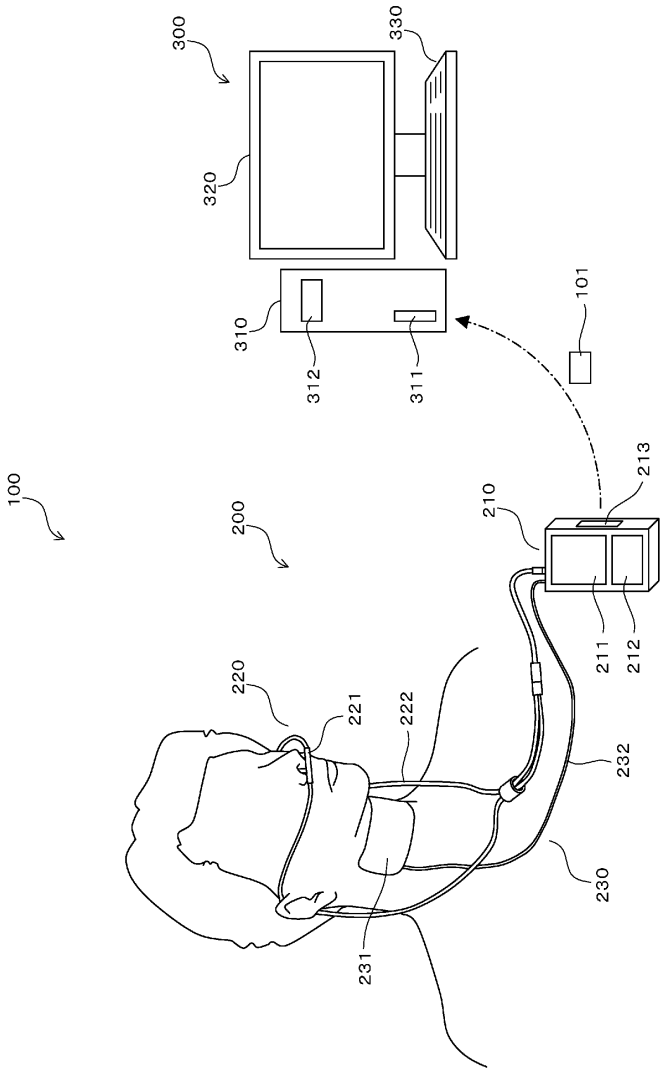
도면2



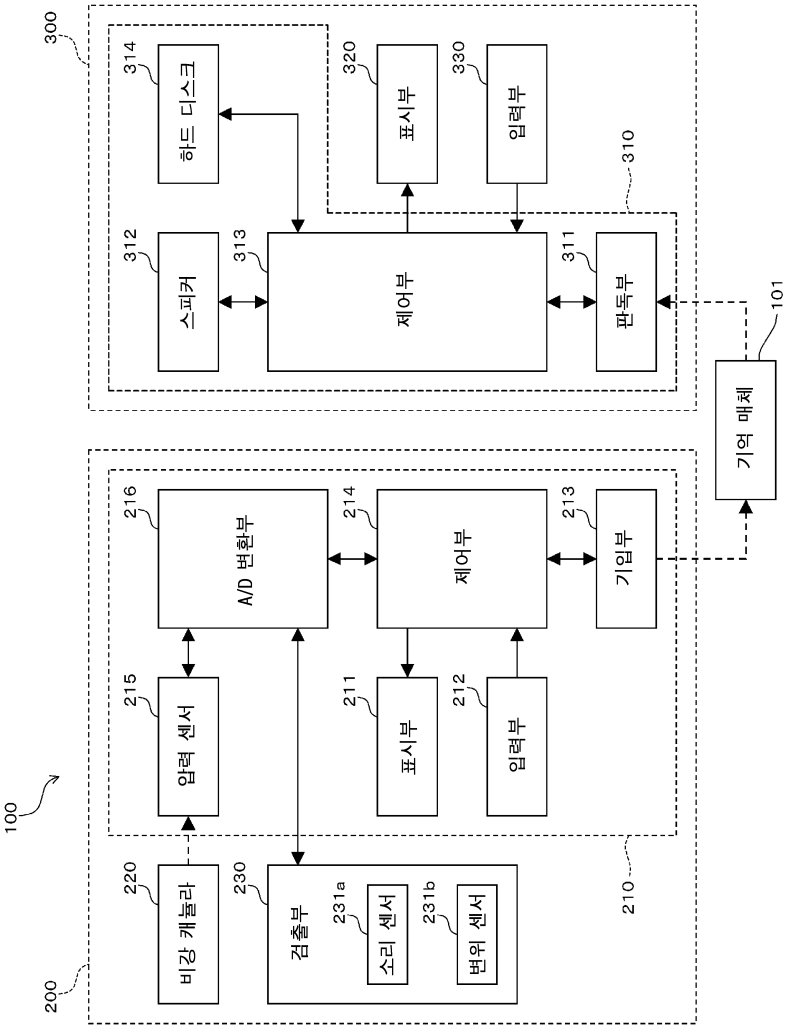
도면3


SWtype: E-SW SWtype2: SW-E pause duration: 1.14 old phase 1.04 insp-start: 0.78
연하 전의 흡식 개시
무호흡
연하 후의 흡식 개시
생체음
기류압
(V)
1.0
0.5
0.0
-0.5
-1.0
-1.5
0
1
2
3
4
5
6
7
8
9 (초)

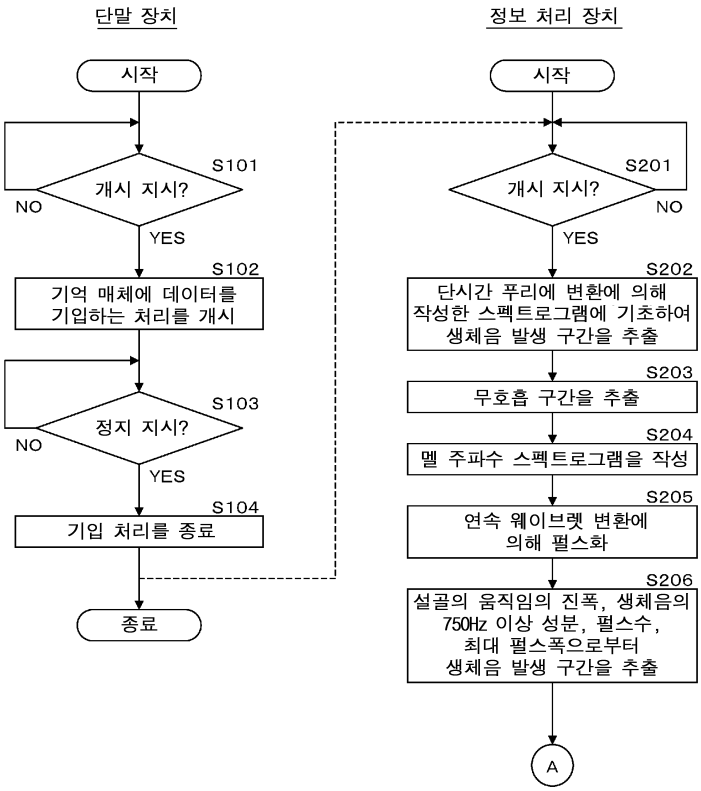
도면4


300
330
320
310
312
311
101
100
200
210
213
211
212
220
221
222
232
230
231

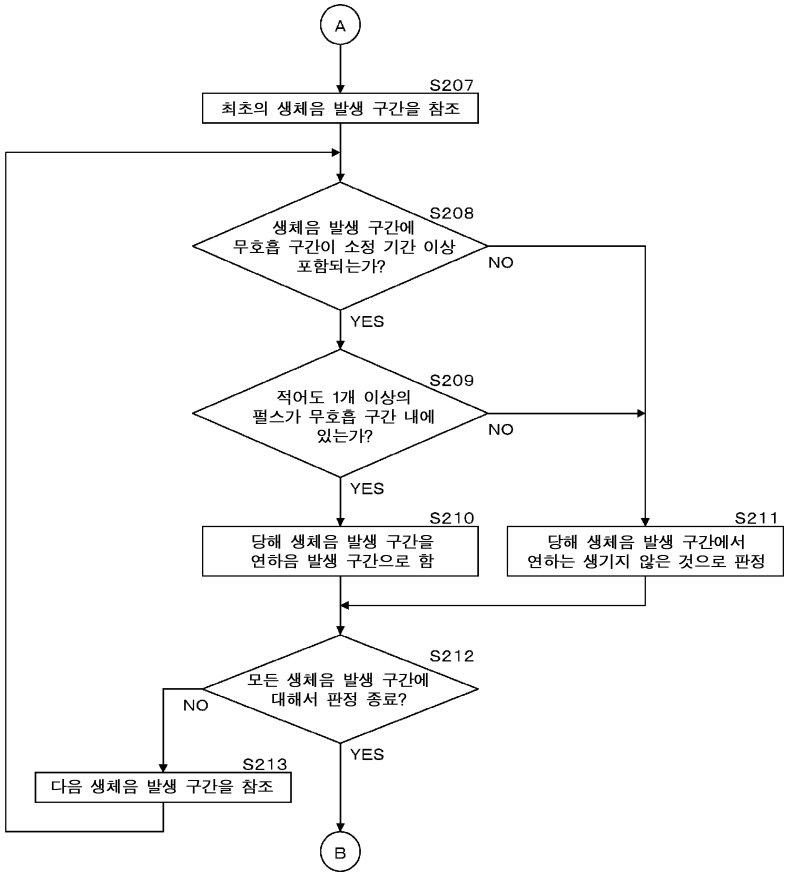
도면5


300
314
하드 디스크
320
표시부
330
입력부
310
312
스피커
313
제어부
311
판독부
101
기억 매체
216
A/D 변환부
214
제어부
213
기입부
215
압력 센서
211
표시부
212
입력부
100
220
비강 캐뉼라
230
검출부
231a
소리 센서
231b
변위 센서
210
200

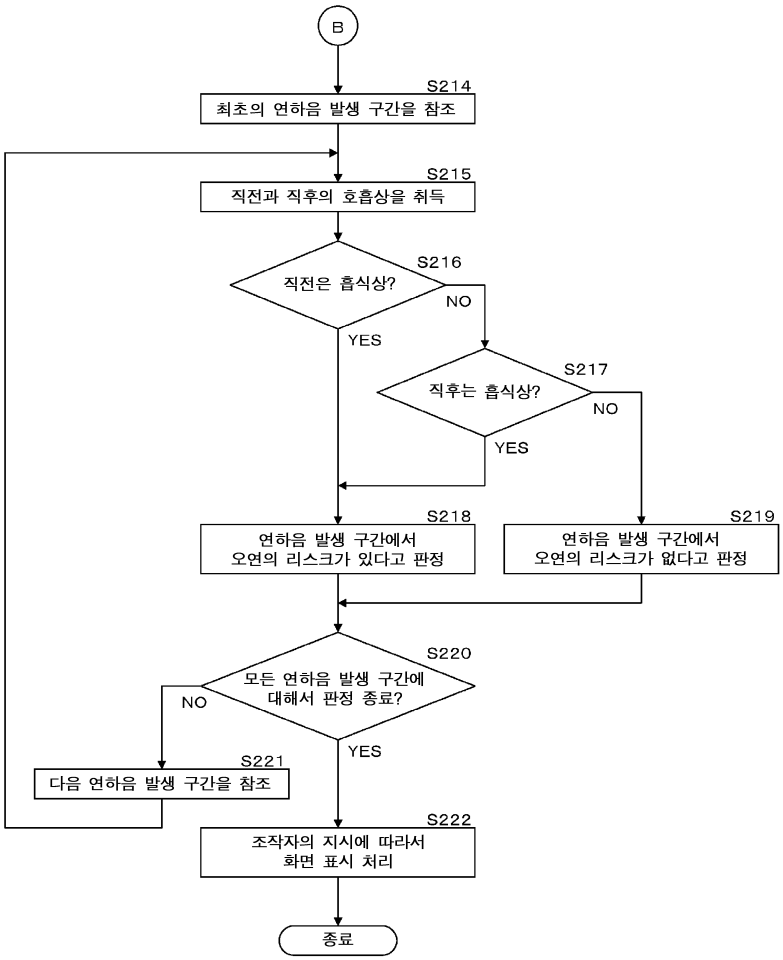
도면6


단말 장치
정보 처리 장치
시작
S101
개시 지시?
NO
YES
S102
기억 매체에 데이터를 기입하는 처리를 개시
S103
정지 지시?
NO
YES
S104
기입 처리를 종료
종료
시작
S201
개시 지시?
NO
YES
S202
단시간 푸리에 변환에 의해 작성한 스펙트로그램에 기초하여 생체음 발생 구간을 추출
S203
무호흡 구간을 추출
S204
멜 주파수 스펙트로그램을 작성
S205
연속 웨이브렛 변환에 의해 펄스화
S206
설골의 움직임의 진폭, 생체음의 750Hz 이상 성분, 펄스수, 최대 펄스폭으로부터 생체음 발생 구간을 추출
A

도면7

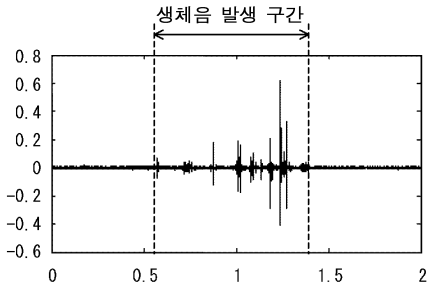

A
S207
최초의 생체음 발생 구간을 참조
S208
생체음 발생 구간에
무호흡 구간이 소정 기간 이상
포함되는가?
NO
YES
S209
적어도 1개 이상의
펄스가 무호흡 구간 내에
있는가?
NO
YES
S210
당해 생체음 발생 구간을
연하음 발생 구간으로 함
S211
당해 생체음 발생 구간에서
연하는 생기지 않은 것으로 판정
S212
모든 생체음 발생 구간에
대해서 판정 종료?
NO
YES
S213
다음 생체음 발생 구간을 참조
B

도면8

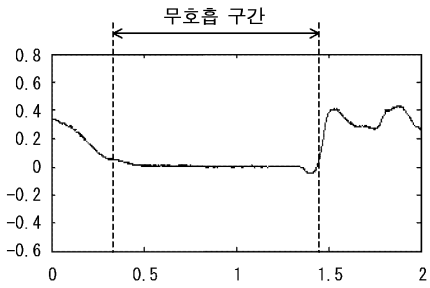

B
S214
최초의 연하음 발생 구간을 참조
S215
직전과 직후의 호흡상을 취득
S216
직전은 흡식상?
NO
YES
S217
직후는 흡식상?
NO
YES
S218
연하음 발생 구간에서
오연의 리스크가 있다고 판정
S219
연하음 발생 구간에서
오연의 리스크가 없다고 판정
S220
모든 연하음 발생 구간에
대해서 판정 종료?
NO
YES
S221
다음 연하음 발생 구간을 참조
S222
조작자의 지시에 따라서
화면 표시 처리
종료

도면9

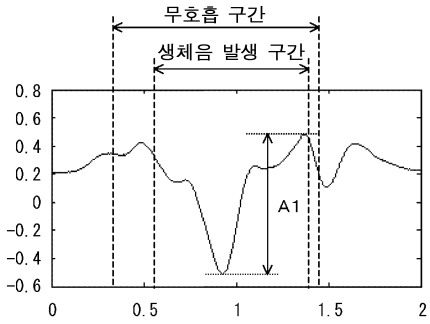
(a) 생체음 데이터



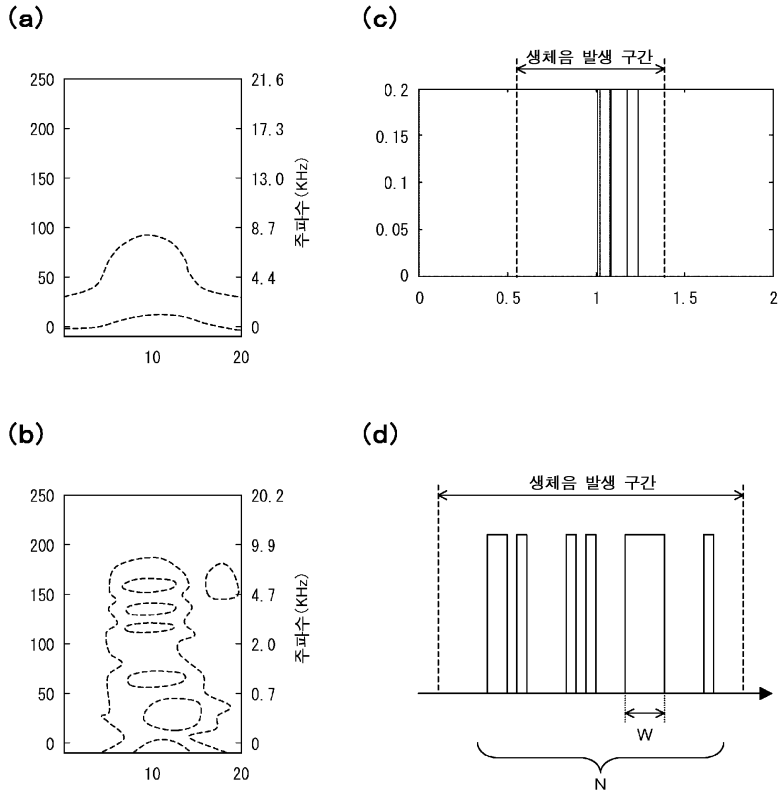
(b) 기류압 데이터



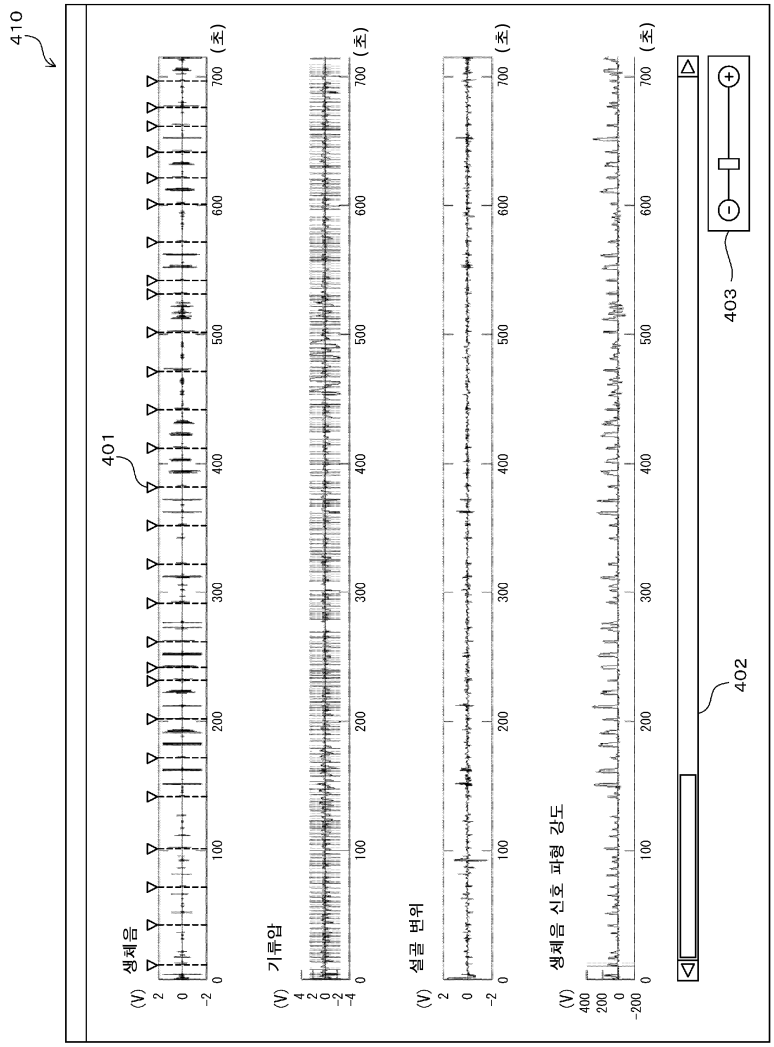
(c) 설골 변위 데이터



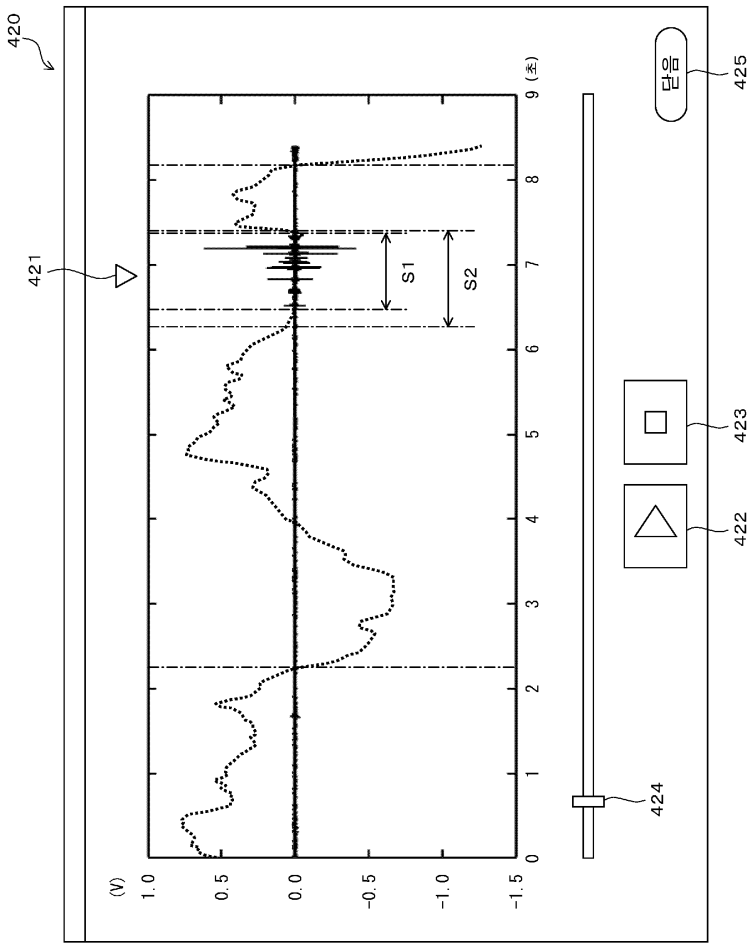
도면10


(a)
250
200
150
100
50
0
21.6
17.3
13.0
8.7
4.4
0
주파수(KHz)
10
20
(c)
생체음 발생 구간
0.2
0.15
0.1
0.05
0
0
0.5
1
1.5
2
(b)
250
200
150
100
50
0
20.2
9.9
4.7
2.0
0.7
0
주파수(KHz)
10
20
(d)
생체음 발생 구간
W
N

도면11

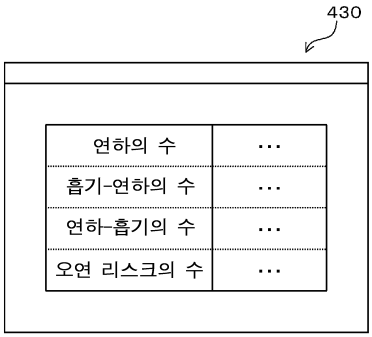


도면12

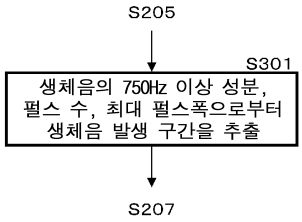


도면13

(a)



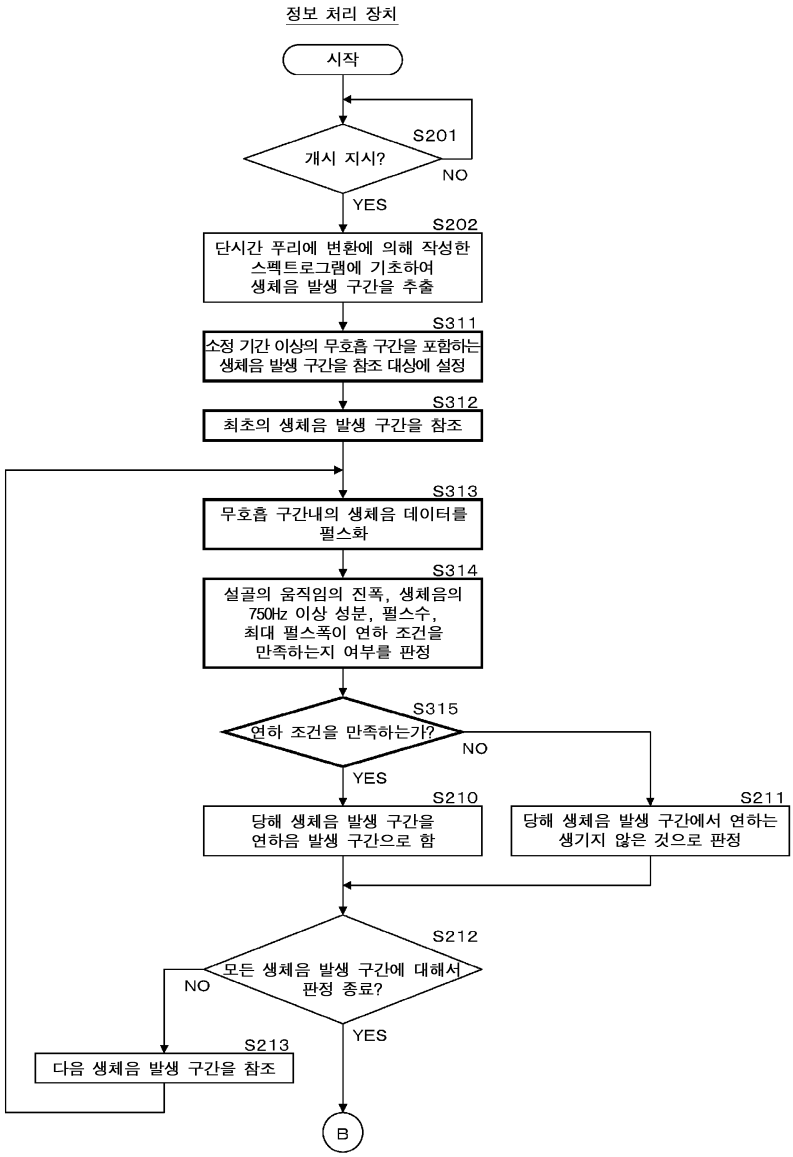
(b) 변경예 1



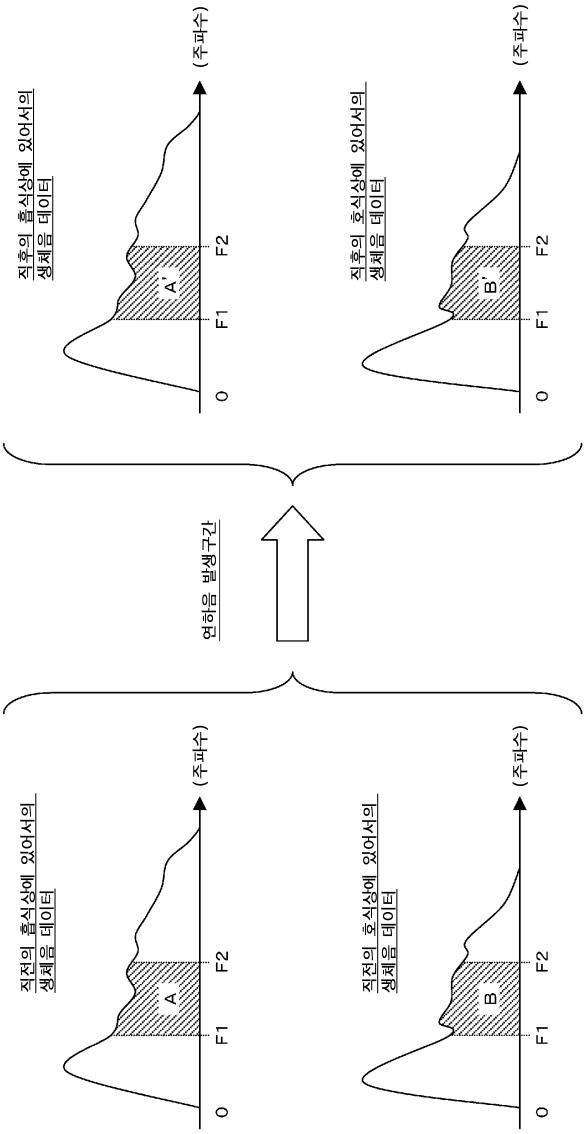
(c)

	3요소 (실시예2)	소리없음 (비교예1)	호흡없음 (비교예2)	설골없음 (변경예1)
연하 추출수	27	27	27	27
미추출	0	0	0	0
과추출	7	19	36	18
합계	34	46	63	45

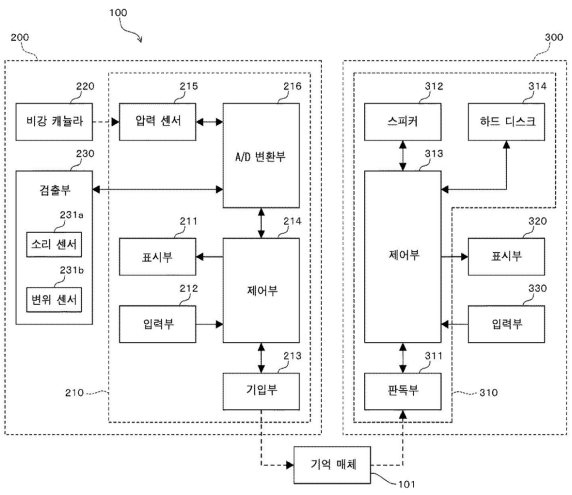
도면14


정보 처리 장치
시작
S201
개시 지시?
NO
YES
S202
단시간 푸리에 변환에 의해 작성한 스펙트로그램에 기초하여 생체음 발생 구간을 추출
S311
소정 기간 이상의 무호흡 구간을 포함하는 생체음 발생 구간을 참조 대상에 설정
S312
최초의 생체음 발생 구간을 참조
S313
무호흡 구간내의 생체음 데이터를 펄스화
S314
설골의 움직임의 진폭, 생체음의 750Hz 이상 성분, 펄스수, 최대 펄스폭이 연하 조건을 만족하는지 여부를 판정
S315
연하 조건을 만족하는가?
NO
YES
S210
당해 생체음 발생 구간을 연하음 발생 구간으로 함
S211
당해 생체음 발생 구간에서 연하는 생기지 않은 것으로 판정
S212
모든 생체음 발생 구간에 대해서 판정 종료?
NO
YES
S213
다음 생체음 발생 구간을 참조
B

도면15


직전의 흡식상에 있어서의
생체음 데이터
A'
0
F1
F2
(주파수)
직후의 흡식상에 있어서의
생체음 데이터
B'
연하음 발생구간

专利名称(译)	标题：吞咽估计装置，信息终端装置和程序		
公开(公告)号	KR1020160036101A	公开(公告)日	2016-04-01
申请号	KR1020167007553	申请日	2014-05-07
[标]申请(专利权)人(译)	学校法人兵库医科大学 他友好地减肥效果是我们北京汽车库 優生斯醫學股份有限公司 食品护理株式会社 株式会社J工艺 可否让我有这一工艺		
申请(专利权)人(译)	我们不友好，这是北京减肥效果库 有才智医疗可否让这个夏 食品销售公司品牌 可否让我有这一工艺		
当前申请(专利权)人(译)	我们不友好，这是北京减肥效果库 有才智医疗可否让这个夏 食品销售公司品牌 可否让我有这一工艺		
[标]发明人	OKU YOSHITAKA 오쿠요시타카 OKE YOSHIHIKO 오케요시히코		
发明人	오쿠요시타카 오케요시히코		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/087		
CPC分类号	A61B5/4205 A61B5/087 A61B5/4803 A61B5/7257 A61B5/726 A61B5/7271 A61B5/742		
优先权	2013174949 2013-08-26 JP		
其他公开文献	KR101702275B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

即使吞咽生活条件下所作的估计信息的收集，并提供一种能够吞咽估计器，所述信息终端装置以及使用它来保持高吞咽的估计精度的程序。吞咽估计系统100包括检测头（231A）的背面的声音的声音传感器和用于基于从所述声音传感器输出的声音信号检测所述呼吸，生物声音数据和压力的压力传感器215（231A）并且控制器（313）用于基于从传感器（215）输出的压力信号基于气流压力数据来估计吞咽。控制器313是基于是否要获得的参数的值，吞咽估计相对于对应于比400毫秒呼吸暂停间隔生物体声音产生期间，和所获取的参数的值满足吞咽的判断条件下，本领域活体声估计是否在发生部分发生了吞咽。 食品保健有限公司