

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2008年12月18日 (18.12.2008)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2008/152989 A1(51) 国際特許分類:
A61B 5/08 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2008/060481

(22) 国際出願日: 2008年6月6日 (06.06.2008)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願2007-156586 2007年6月13日 (13.06.2007) JP(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 日本特殊
陶業株式会社 (NGK SPARK PLUG CO., LTD.) [JP/JP];
〒4678525 愛知県名古屋瑞穂区高辻町14番18号
Aichi (JP).

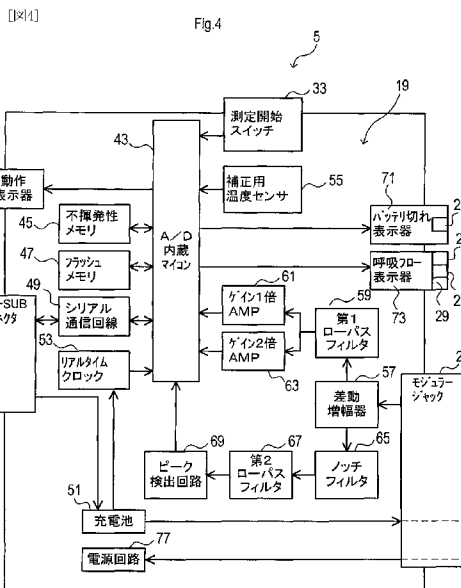
(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 秋山 純一
(AKIYAMA, Junichi) [JP/JP]; 〒4678525 愛知県名古屋屋市瑞穂区高辻町14番18号 日本特殊陶業株式
会社内 Aichi (JP). 長谷 弘幸 (NAGATANI, Hiroyuki)
[JP/JP]; 〒4678525 愛知県名古屋瑞穂区高辻町
14番18号 日本特殊陶業株式会社内 Aichi (JP).(74) 代理人: 名古屋国際特許業務法人 (NAGOYA INTER-
NATIONAL PATENT FIRM); 〒4600003 愛知県名古屋
市中区錦一丁目20番19号 名神ビル Aichi (JP).(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が
可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG,
BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE,
DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH,
GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM,
KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA,
MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI,
NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE,
SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可
能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD,

[続葉有])

(54) Title: SYSTEM AND PROGRAM FOR DETECTING BREATHING STATE AND RECORDING MEDIUM

(54) 発明の名称: 呼吸状態検出システム及びプログラム並びに記録媒体

75 OPERATION INDICATOR
37 D-SUB CONNECTOR
45 NON-VOLATILE MEMORY
47 FLASH MEMORY
49 SERIAL COMMUNICATION LINE
53 REAL TIME CLOCK
51 BATTERY
77 POWER SUPPLY CIRCUIT
43 A/D EMBEDDED MICROCOMPUTER
69 PEAK DETECTION CIRCUIT
33 MEASUREMENT START SWITCH55 TEMPERATURE SENSOR FOR CORRECTION
61 UNITY GAIN AMPLIFIER
63 DOUBLE GAIN AMPLIFIER
67 SECOND LOW-PASS FILTER
59 FIRST LOW-PASS FILTER
57 DIFFERENTIAL AMPLIFIER
65 NOTCH FILTER
71 BATTERY-RUNNING-OUT INDICATOR
73 BREATHING FLOW INDICATOR
21 MODULAR JACK(57) Abstract: There is provided a breathing state de-
tection system in which a breathing signal indicating a
human breathing state and a sound signal generated by
breathing are used to monitor the breathing state.(57) 要約: 本発明は、人の呼吸状態を示す呼吸信
号と、呼吸によって生ずる音声信号とを用いて、
呼吸状態を監視することを特徴とする呼吸状態検
出システムを要旨とする。



SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

明 細 書

呼吸状態検出システム及びプログラム並びに記録媒体 技術分野

[0001] 本発明は、例えばピエゾ素子等を利用した呼吸センサなどを用いて、呼吸状態を調べることができる呼吸状態検出システム及びプログラム並びに記録媒体に関する。

背景技術

[0002] 従来より、人の呼吸の状態を調べる技術として、口元にサーミスタを貼り付ける技術が知られている(特許文献1参照)。

また、体の動きを圧電素子で検出し、その検出結果から呼吸の状態を調べる技術も知られている(特許文献2参照)。

[0003] 更に、近年では、口にPVDF(ポリフッ化ビニリデン)フィルムを貼り付け、その検出信号から呼吸を検出する技術も開示されている(特許文献3参照)。

特許文献1:特許第2794196号公報 (第2頁 第2図)

特許文献2:特許第2803374号公報 (第1頁 図2)

特許文献3:米国特許第5311875号明細書 (第1頁 第1図)

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、上述した従来の技術では、通常、呼吸状態を検出する各種のセンサ(例えばピエゾ素子を用いて温度変化に対応した出力が得られる呼吸センサ)を体に貼り付け、その呼吸センサを測定装置に接続して使用するが、呼吸波形だけの記録であるので、精度良く呼吸状態を検出できないという問題があった。

[0005] 具体的には、呼吸センサから得られる呼吸波形により、例えば睡眠時無呼吸症候群の無呼吸や低呼吸のイベント(特徴的な信号)を検出しているため、ノイズも多く検出されてしまい、呼吸に対応したイベントの検出精度が必ずしも十分でなかった。

[0006] すなわち、呼吸センサを用いて呼吸状態を検出する場合には、どうしてもノイズの影響があるので、呼吸状態を精度良く検出できないという問題があった。

[0007] 本発明は、ノイズの影響を低減して、精度良く、呼吸、無呼吸・低呼吸等の呼吸状

態を検出できる呼吸状態検出システム及びプログラム並びに記録媒体を提供することと目的とする。

課題を解決するための手段

- [0008] (1)本発明の実施態様1は、人の呼吸状態を示す呼吸信号と、呼吸によって生ずる音声信号とを用いて、呼吸状態を監視することを特徴とする呼吸状態検出システムを要旨とする。
- [0009] 本発明では、呼吸信号と音声信号(振動信号)を用いるので、従来のような呼吸信号のみを用いた場合と比べて、例えば無呼吸や低呼吸からの呼吸の再開などを精度良く判定することができる。
- [0010] つまり、後述する様に、呼吸信号だけではノイズの影響を受けることがあるので、例えば(呼吸の再開時に発生すると考えられる)いびき等に伴う音声信号を加味して呼吸状態を判定することにより、精度良く呼吸状態を検出することができる。
- [0011] ここで、呼吸信号とは、例えばピエゾ素子を利用した呼吸センサを用いて得られる様な呼気や吸気に伴って生じる信号であり、呼気や吸気の呼吸動作を示す様な所定の周波数(例えば10Hz)より低い周波数の信号である。また、音声信号とは、例えばいびき等のような呼吸に伴う音声を示す信号であり、呼吸信号と比べて、前記所定の周波数以上の周波数の高い信号である。つまり、呼吸信号と音声信号とは、周波数により区別することができる。
- [0012] (2)本発明の実施態様2は、前記呼吸信号は、人の呼吸を検出可能なセンサにより得られたベース信号から抽出されたものであることを特徴とする。
- [0013] 呼吸動作を示す様な緩やかに変化する信号は、所定の周波数より低い周波数の信号であるので、例えばピエゾ素子を利用した呼吸センサを用いて得られるアナログのベース信号から、所定の周波数より低い周波数の信号を、呼吸信号として抽出することができる。
- [0014] (3)本発明の実施態様3は、マイクによって、前記音声信号を検出することを特徴とする。
- [0015] 本発明は、音声信号を得る手法を例示したものであり、これにより、例えば呼吸状態監視装置に(呼吸信号と音声信号を分離する)分離回路を備えていなくても、呼吸

信号と音声信号とを区分して記録することができる。

[0016] (4) 本発明の実施態様4は、人の呼吸を検出可能なセンサにより得られたベース信号を、呼吸状態を示す呼吸信号と呼吸に伴って発生する音声信号とに分離することとを特徴とする呼吸状態検出システムを要旨とする。

[0017] 本発明は、上述した呼吸センサによって得られるベース信号から、呼吸信号と音声信号とを分離するので、この呼吸信号と音声信号とを利用して、例えば呼吸の再開を示す信号を抽出することができる。

[0018] (5) 本発明の実施態様5は、前記呼吸信号と前記音声信号とを、周波数の違いによって分離することを特徴とする。

[0019] 本発明は、呼吸信号と音声信号とを分離する手法を示したものである。上述した様に、呼吸信号の周波数は音声信号の周波数より低いので、周波数の違いによって両者を分離することができる。

[0020] (6) 本発明の実施態様6は、前記呼吸信号と前記音声信号とに分離する分離回路を備えたことを特徴とする。

[0021] 例えば携帯型の呼吸状態監視装置に分離回路を備えることにより、呼吸センサによって得られたベース信号を分離回路で分離して、呼吸信号や音声信号を呼吸状態監視装置のメモリに記録することができる。

[0022] (7) 本発明の実施態様7は、前記分離回路として、デジタルフィルタを用いたことを特徴とする。

[0023] アナログフィルタ回路の代わりに、デジタルフィルタ回路を利用することにより、回路の変更を行わなくても、プログラムの変更で対応できるという利点がある。

[0024] (8) 本発明の実施態様8は、前記センサは、呼吸に伴う温度変化を検出する素子を用いた呼吸センサであることを特徴とする。

[0025] この素子としては、温度によってその出力が変化する温度素子や、圧力によってその出力が変化する圧電素子が挙げられるが、両機能を備えた例えばPVDF等の素子(例えば圧電素子)が好適である。

[0026] (9) 本発明の実施態様9は、人の呼吸状態を示す呼吸信号と、呼吸によって生ずる音声信号とに基づいて、呼吸状態を判定することを特徴とする呼吸状態検出システ

ムを要旨とする。

- [0027] 本発明では、呼吸信号と音声信号を用いるので、従来のような呼吸信号のみを用いた場合と比べて、例えば無呼吸や低呼吸からの呼吸の再開などを精度良く判定することができる。
- [0028] つまり、呼吸信号だけではノイズの影響を受けることがあるので、例えばいびき等に伴う音声信号を加味して呼吸状態を判定することにより、精度良く呼吸状態を検出することができる。
- [0029] (10)本発明の実施態様10は、前記音声信号を用いて、前記呼吸信号から前記呼吸の発生を示す信号を抽出することを特徴とする。
- [0030] 図7Aに示す様に、呼吸に対応して呼吸信号が得られるが、無呼吸(又は低呼吸)の場合には、呼吸信号の振幅が小さくなる。通常では、そのような信号が得られた場合には、無呼吸・低呼吸が発生したと判断できるが、ノイズが発生すると、呼吸にかかわらず大きな振幅の信号が検出されることがあるので、その様な場合には、ノイズを呼吸と誤判定することがある。
- [0031] これとは別に、無呼吸・低呼吸から正常な呼吸に変化した場合には、通常いびきを伴うので、いびきのような大きな音声信号がある場合には、呼吸が発生したと判断できる。
- [0032] そこで、例えば呼吸と考えられるような大きな振幅の呼吸信号が検出された場合に、同様な時期に(いびきの様な)大きな音声信号が検出されたときには、呼吸が再開されたと判断することができる。
- [0033] この様に、音声信号を用いて、呼吸信号から呼吸の発生を示す信号を判定(抽出)することが可能となる。
- [0034] (11)本発明の実施態様11は、所定の判定条件を満たす(例えば図7AのS1以上の場合)前記呼吸の発生の可能性を示す信号がある場合に、所定の判定条件(例えば図7BのS2以上の場合)を満たす前記音声信号があつたときには、前記呼吸の発生を示す信号であると確定することを特徴とする。
- [0035] 本発明は、呼吸の発生を示す信号であると確定する処理を具体的に示したものである。

[0036] なお、確定の判定を行う場合には、対応する呼吸信号と音声信号とは、時系列に同じタイミングであることが望ましいが、実際には呼吸の再開といびきの発生には多少のずれがあるので、時系列的に多少ずれていても問題はない。

[0037] (12)本発明の実施態様12は、前記音声信号として、音声波形のピークを保持した信号を用いることを特徴とする。

[0038] 音声信号は、呼吸信号に比べて高い周波数で振動するので、音声波形の全てのデータを記憶すると記憶容量を多く必要とする。従って、ここでは、ピークを結んだ包絡線を利用して音声信号の特徴を把握するので、例えば0.1秒毎の様な離散的なデータ(所定時間毎のデータ)を記憶すれば十分である。これにより、記憶容量が少なく済むという利点がある。

[0039] (13)本発明の実施態様13は、前記実施態様9～12のいずれかに記載の処理を実現させるためのプログラムを特徴とする。

[0040] このプログラムは、例えば、フレキシブルディスク、CD-ROM、メモリーカードなどの記録媒体や、インターネットなどの通信回線網を介して、プログラム書込装置自身、コンピュータシステム、または、これらを利用する利用者に提供される。

[0041] (14)本発明の実施態様14は、前記実施態様13に記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体を特徴とする。

[0042] この記録媒体としては、マイクロコンピュータとして構成される電子制御装置、マイクロチップ、フレキシブルディスク、ハードディスク、光ディスク等の各種の記録媒体が挙げられる。つまり、上述した処理を実行させることができるプログラムを記憶したものであれば、特に限定はない。

図面の簡単な説明

[0043] [図1]実施例1のスクリーナを示す説明図である。

[図2]呼吸センサの呼吸状態監視装置への装着状態を示す説明図である。

[図3A-3E]図3Aは呼吸状態監視装置の上面図、図3Bはその正面図、図3Cはその底面図、図3Dはその左側面図、図3Eはその背面図である。

[図4]実施例1の呼吸状態監視装置の電氣的構成を示すブロック図である。

[図5A-5C]図5Aは呼吸信号を示すグラフ、図5Bはピーク検出しない音声信号を示

すグラフ、図5Cはピーク検出した音声信号を示すグラフである。

[図6]全体管理システムのシステム構成を示す説明図である。

[図7A-7B]図7Aは呼吸信号を示すグラフ、図7Bは音声信号を示すグラフである。

[図8]実施例1におけるデータの処理手順を示すフローチャートである。

[図9]実施例1の変形例の呼吸状態監視装置の電氣的構成を示すブロック図である

。

[図10]実施例2の呼吸状態監視装置の電氣的構成を示すブロック図である。

符号の説明

- [0044] 1・・・スクリーナ(呼吸状態監視システム)
3、131・・・呼吸センサ
5、101・・・呼吸状態監視装置
35・・・データ収集装置
59、67、135・・・(第1、第2)ローパスフィルタ
60、62・・・(第1、第2)デジタルフィルタ
65・・・ノッチフィルタ
69、145・・・ピーク検出回路
85・・・パソコン
143・・・マイク

発明を実施するための最良の形態

- [0045] 次に、本発明を実施するための最良の形態の例(実施例)について説明する。

実施例 1

- [0046] 本実施例の呼吸状態検出システムは、スクリーナによって各個人の呼吸データを蓄積し、この呼吸データをパソコンに取り込んで、無呼吸や低呼吸の判定等の呼吸状態の解析を行うものである。
- [0047] a)まず、携帯型のスクリーナ(呼吸状態監視システム)の構成を、図1、2、3A～3Eを用いて説明する。
- [0048] 図1に示す様に、スクリーナ1は、呼吸状態を検出するための装置であり、被験者に取り付けられる呼吸センサ3と、呼吸センサ3が着脱可能に取り付けられて、呼吸セン

サ3からの信号を記録する呼吸状態監視装置5とから構成されている。

[0049] 前記呼吸センサ3は、略T字形状の内カバー6及び外カバー7の2重構造からなるセンサ本体8を備えるとともに、両カバー6、7の左右の下端を連結する連結部9と、両カバー6、7の間から伸びる一対のリード線10、11と、リード線10、11の先端に取り付けられたセンサ側コネクタ13(図2参照)とを備えている。

[0050] このうち、両カバー6、7は、図1の上下方向に伸びる中央部6a、7aが紙面表側に凸となった例えばポリエステルからなる薄肉のフィルム状の部材であり、口及び鼻からの息を検出するための呼吸検出部14と、呼吸検出部14の後端側(同図上方)の左右の両端から突出する一対の脚部16a、16bとから構成されている。

[0051] また、下カバー6の先端側には、長方形の圧電素子(例えばピエゾ素子)15が取り付けられており、上カバー7の先端側には、ピエゾ素子15に対応する投影位置(図1の紙面表側)には、複数のスリット状の換気孔18が形成されている。このピエゾ素子15は、後述する様に、温度及び振動(主として温度)の変化により信号を出力する素子である。

[0052] 一方、前記呼吸状態監視装置5は、腕等に装着可能なような軽量の携帯型の装置であり、図3A～3Eに示す様に、略直方体のプラスチック製の筐体17と、その内部に収容された電子制御装置19(図4参照)とを備えている。

[0053] この呼吸状態監視装置5の上面には、センサ側コネクタ13が嵌め込まれる装置側上コネクタ(モジュラージャック)21が設けられるとともに、第1～第5LED23、25、27、29、30が半透明のカバー31に覆われて配置されている。

[0054] また、呼吸状態監視装置5の左側面には、呼吸状態の測定(監視)の開始や終了のオン・オフを行う測定開始スイッチ33が配置され、呼吸状態監視装置5の下面には、呼吸状態監視装置5をベース装置(データ収集装置)35(図6参照)に接続するために、装置側下コネクタ(D-SUBコネクタ)37が配置されている。

[0055] 尚、呼吸状態監視装置5の裏面には、呼吸状態監視装置5自身のID番号を示すバーコードのシール(記録部)41が貼り付けられている。

[0056] b)次に、呼吸状態監視装置5の電氣的構成について、図4を用いて説明する。

[0057] 図4に示す様に、呼吸状態監視装置5の電子制御装置19として、周知のA/D内

蔵マイコン43、不揮発性メモリ45、フラッシュメモリ47、シリアル通信回線49、バッテリー(充電池)51でバックアップされたリアルタイムクロック53、補正用温度センサ55等を備えている。

[0058] また、モジュラージャック21は、差動増幅器57に接続され、差動増幅器57は、第1ローパスフィルタ59、ゲイン1倍AMP(アンプ)61、ゲイン2倍AMP63を介して、A/D内蔵マイコン43に接続されるとともに、ノッチフィルタ65、第2ローパスフィルタ67、ピーク検出回路69を介して、A/D内蔵マイコン43に接続されている。

[0059] 更に、前記A/D内蔵マイコン43は、バッテリー切れ表示器71の第1LED23、呼吸フロー表示器73の第2～第4LED25、27、29、(測定開始スイッチ33の入れ忘れ防止用及び測定完了表示用の)動作表示器75の第5LED30に接続されている。

[0060] なお、装置側下コネクタ37は、充電池51を介して、装置側上コネクタ21に接続され、更に、装置側上コネクタ21は、電子制御装置19に電力を供給する電源回路77に接続されている。

[0061] ここで、充電池51から電源回路77への回路は、装置側上コネクタ21によって、常時は、開かれた構造となっている。つまり、呼吸センサ3のセンサ側コネクタ13を装置側上コネクタ21に装着することによって、充電池51から電源回路77へ電力が供給されるとともに、呼吸センサ3からの信号が呼吸状態監視装置5のA/D内蔵マイコン43に inputs する構成となっている。

[0062] c)次に、呼吸状態監視装置5にて行われる信号処理の手法について、図5A～5Cを用いて説明する。

本実施例では、呼吸センサ3から得られたアナログ信号(ベース信号)は、装置側上コネクタ21を介して、差動増幅器57にて増幅され、呼吸信号を抽出するために第1ローパスフィルタ59に出力され、また、いびきによる音声信号(振動信号)を抽出するためにノッチフィルタ65に出力され、以下の処理が行われる。

[0063] ・呼吸信号を抽出するための処理

呼吸センサ3はピエゾ素子15を用いたセンサであるので、そのベース信号には、呼吸に伴う温度及び振動の成分などが含まれている。従って、このベース信号から呼吸動作を明瞭に示すと考えられる低周波の信号を抽出する必要がある。

[0064] よって、ベース信号は、7Hz以下の信号を通過させる第1ローパスフィルタ59にて処理されて、図5Aに示す様な、呼吸に対応した呼吸信号が抽出される。

[0065] ・音声信号を抽出するための処理

また、いびき等に対応した音声信号は、呼吸信号に比べて高い周波数を有するので、ここでは、ベース信号は、50HZ、60HZのノッチフィルタ65にて処理されて、図5Bに示す様に、いびき等に対応した音声信号が抽出される。

[0066] この音声信号は、2kHz以下の第2ローパスフィルタ67にて処理されて、高周波のノイズがカットされる。

[0067] そして、ノイズがカットされた音声信号は、ピーク検出回路69にて処理されて、図5Cに示す様に、音声波形のピークをつないだ包絡線からなる音声信号(音声ピーク信号)が得られる。なお、ここでは、半波のみを用いる。

[0068] つまり、本実施例では、差動増幅器57、各フィルタ59、65による分離回路によって、ベース信号は低周波の呼吸信号と高周波の音声信号とに分離され、それぞれの信号は、A/D内蔵マイコン43を介して、フラッシュメモリ47に記憶される。

[0069] 詳しくは、フラッシュメモリ47には、呼吸信号と音声信号(包絡線のデータ)とが、時間を合わせた時系列に沿って、0.1秒毎の信号(振幅値)のデータとして、呼吸状態の解析に必要な時間分(例えば少なくとも3時間分)記憶される。

[0070] d) 次に、呼吸状態の解析を行う呼吸状態判定装置について説明する。

[0071] 図6に示す様に、複数の呼吸状態監視装置5を着脱可能に装着するデータ収集装置35と、呼吸状態監視装置5のバーコードを読み込むバーコードリーダ83と、バーコードリーダ83やデータ収集装置35を制御するパソコン85と、ディスプレイ87等とから、全体管理システム81が構成されている。なお、ここでは、パソコン85が呼吸状態判定装置として機能する。

[0072] 前記呼吸状態監視装置5は、データ収集装置35に装着されることによって、データ収集装置35のベース側コネクタ(D-SUBコネクタ)73から、装置側下コネクタ37の専用の充電端子(図示せず)を介して、充電電池51に充電される構成になっている。

[0073] このパソコン85では、呼吸状態監視装置5からデータ収集装置35を介して読み込まれた呼吸信号及び音声信号を用いて、呼吸状態を判定したり、その判定結果をデ

ディスプレイ87やスピーカ(図示せず)を用いて報知することができる。

[0074] e)次に、パソコン85にて実施される呼吸状態の判定の手順等について説明する。

[0075] ・まず、判定処理のアルゴリズムについて説明する。

[0076] 図7Aに示す様に、呼吸に対応して呼吸信号が得られるが、例えば無呼吸(又は低呼吸)の場合には、呼吸信号の振幅が小さくなる。

[0077] そこで、例えば、過去2分間における呼吸信号の振幅の最大値をXとした場合、振幅がXの $1/2$ (即ちS1)である期間が10秒間以上継続したときには、無呼吸(又は低呼吸)が発生した判断することが考えられる。

[0078] ところで、ノイズが発生すると、呼吸とは異なるタイミングで大きな振幅の信号(判定値S1より大きな信号)が検出されることがあり、この場合は、ノイズを呼吸と誤判定することがある。

[0079] そこで、本実施例では、呼吸と思われるような大きな振幅の信号が検出された場合(例えばそのピークの時刻 t_1)には、図7Bに示す様に、その時刻 t_1 の前後(t_1 を中心とした時間 ΔT)で、判定値S2より大きな音声信号が検出されたかどうかをチェックし、その信号が検出された場合には、呼吸が発生したと判断する。

[0080] これは、無呼吸(又は低呼吸)から通常の呼吸に変化した場合には、通常、いびきを伴うので、音声信号の判定によりいびきを判定し、いびきがあった場合には、呼吸が発生したと確定するものである。

・次に具体的な処理内容を説明する。

[0081] まず、パソコン85に、呼吸状態監視装置5に記憶されたデータ(呼吸センサ3から得られた同じ時系列に沿った呼吸信号及び音声信号の信号データ)を、データ収集装置35を介して読み込む。

[0082] そして、図8のフローチャートに示す様に、最初に、ステップ(S)100にて、呼吸信号の振幅KWが、判定値S1未満であるか否かを判定する。ここで肯定判断されるとステップ110に進み、一方否定判断されると、一旦本処理を終了する。

[0083] ステップ110では、カウンタイマ(カウント値Z)をスタートさせる。

続くステップ120では、呼吸信号の振幅KWが、判定値S1以上であるか否かを判定する。ここで肯定判断されるとステップ130に進み、一方否定判断されると、この条

件が満たされるまで待機する。

ステップ130では、中間カウンタYにカウント値Zを代入する

続くステップ140では、検出された振幅の大きな信号が、通常の呼吸信号であるかノイズであるかを判定する。具体的には、今回検出された信号の幅(ノイズ幅 Δn :1周期の上ピークから下ピークまでの時間)がノイズ判定値NHを上回るか否かを判定する。ここで肯定判断されると、即ち周期の大きな信号であるので呼吸信号である可能性が高いと判断されると、ステップ150に進む。一方否定判断されると、即ち、周期の短いパルス状の急峻な信号であるのでノイズである可能性が高いと判断されると、ステップ120に戻る。

ステップ150では、カウンタ値Zが10秒を上回るか経過か否か、即ち、呼吸信号の振幅が小さくなってから10秒経過したか否かを判定する。ここで肯定判断されるとステップ160に進み、一方否定判断されるとステップ170に進む。

ステップ170では、前記ステップ100にて呼吸の振幅が小さくなったと判断されてから10秒以内であるので、通常の呼吸の範囲、即ち、無呼吸・低呼吸ではないと判断して、一旦本処理を終了する。

一方、ステップ160では、呼吸の振幅が小さくなってから10秒経過しているので、無呼吸・低呼吸の可能性があるので、その判定を行う。

具体的には、音声信号の振幅OWが判定値S2以上であり、且つ、その信号の長さLが判定値 Δt より長いかな否かを判定することにより、呼吸再開時のいびきが発生したか否かを判定する。なお、Lとしては、例えば前記判定S2以上の信号が得られた期間を採用できる。ここで肯定判断されるとステップ180に進み、一方否定判断されると前記ステップ190に進む。

[0084] ステップ180では、いびきが発生したと考えられるので、呼吸が再開されたと判断し、1回の無呼吸・低呼吸と判定し、一旦本処理を終了する。

[0085] 一方、ステップ190では、音声信号によるいびきの発生は確認できないが、呼吸の振幅が低下してから再度呼吸の振幅が増加し、しかも、その長い周期から呼吸の可能性が高いので、ここでは、中間カウンタYの値(例えばY秒間でYが10秒以上であるとき)における1回の無呼吸・低呼吸と、その後の、Z-Y秒間(Z-Yが10秒以上で

あるとき)における1回の無呼吸・低呼吸が発生したと判定する。即ち、合計2回の無呼吸・低呼吸が発生したと判定し、一旦本処理を終了する。

[0086] f)この様に、本実施例では、呼吸状態監視装置5により、呼吸センサ3から得られるベース信号を、低周波の呼吸信号と高周波の音声信号とに分離して記録している。特に、音声信号はそのピークをとり、所定期間毎のデータとして記録している。

[0087] また、パソコン85では、呼吸状態監視装置5から呼吸信号と音声信号を読み込み、(いびきを示す)音声信号を利用して、呼吸信号から呼吸の再開を示す信号を判定している。

[0088] これにより、呼吸センサ3から得られるベース信号を処理することにより、ノイズ等の影響を排除して、呼吸を示す信号のみを精度良く抽出できるので、無呼吸・低呼吸の判断を正確に行うことができる。

[0089] また、音声信号としては、その包絡線のデータを記憶するので、メモリが少なく済むという利点がある。

[0090] なお、呼吸状態監視装置5の電氣的構成の変形例としては、例えば図9に示すように、分離回路として第1、第2デジタルフィルタ60、62を用いることができる。

[0091] 具体的には、作動増幅器57は、第1デジタルフィルタ60を介してA/D内蔵マイコン43と接続されるとともに、第2デジタルフィルタ62及びピーク検出回路69を介してA/D内蔵マイコン43と接続される。また、第2デジタルフィルタ62を介して、直接A/D内蔵マイコン43と接続されている。

[0092] なお、第2デジタルフィルタ62からの信号は、ピーク検出回路69に出力されるだけでなく、第2デジタルフィルタ62で可変可能なピーク検出回路として代用可能なので、第2デジタルフィルタ62でも必要な信号を得ることができ、直接にA/D内蔵マイコン43にも出力される。

[0093] よって、ベース信号は、呼吸の信号を通過させる第1デジタルフィルタ60にて処理されて、呼吸に対応した呼吸信号が抽出される。また、ベース信号は、音声の信号を通過させる第2デジタルフィルタ62により処理されて、いびき等に対応した音声信号が抽出されるとともに、その高周波のノイズがカットされる。

[0094] つまり、差動増幅器57、第1、第2デジタルフィルタ60、62による分離回路によって

、ベース信号は低周波の呼吸信号と高周波の音声信号とに分離され、それぞれの信号は、A/D内蔵マイコン43を介して、フラッシュメモリ47に記憶される。

[0095] この変形例の場合には、回路上のオペアンプなどで構成されたアナログフィルタ回路の代わりに、デジタルフィルタ回路(例えばDSP:デジタルシグナルプロセッサ)を利用することにより、回路の変更無しでも、プログラム変更で多目的用途に対応できるという利点がある。

実施例 2

[0096] 次に、実施例2について説明するが、前記実施例1と同様な内容の説明は省略する。

[0097] 本実施例では、前記実施例1の様に、呼吸センサから得られたベース信号を、分離回路によって呼吸信号と音声信号に分けるのではなく、マイクによって音声信号を収集する。

[0098] 具体的には、図10に示す様に、本実施例の呼吸状態監視装置101は、前記実施例1と同様に、A/D内蔵マイコン103、不揮発性メモリ105、フラッシュメモリ107、シリアル通信回線109、充電池111、リアルタイムクロック113、補正用温度センサ115、測定開始スイッチ117、バッテリー切れ表示器119、呼吸フロー表示器121、動作表示器123、装置側下コネクタ(D-SUBコネクタ)125、装置側上コネクタ(モジュラージャック)127、電源回路129等を備えている。

[0099] また、本実施例では、装置側上コネクタ127に呼吸センサ131が装着されるが、この装置側上コネクタ127から入力したベース信号は、チャージAMP133、ローパスフィルタ135、ゲイン1倍AMP137、ゲイン2倍AMP139にて処理されて、前記実施例1と同様な呼吸信号として、A/D内蔵マイコン103に入力するように構成されている。

[0100] 特に、本実施例では、コネクタ141にマイク143が装着されるが、マイク143によって得られた信号は、ピーク検出回路145にて処理され、前記実施例1と同様な音声信号として、A/D内蔵マイコン103に入力するように構成されている。

[0101] 本実施例によっても、前記実施例1と同様な効果を奏する。

[0102] 尚、本発明は前記実施例に何ら限定されることなく、本発明の技術的範囲を逸脱し

ない限り、種々の態様で実施できることはいうまでもない。

- [0103] (1)例えばノッチフィルタは、ハイパスフィルタで置き換えることもできる。
- [0104] (2)また、パソコンにて呼吸状態の判定を行うのではなく、携帯型の呼吸状態監視装置などにて解析を行ってもよい。
- [0105] (3)更に、前記実施例では、パソコンにて処理を行う例について述べたが、本発明は、それらに限らず、上述したアルゴリズムに基づく処理を実行させるプログラムやそのプログラムを記憶している記録媒体にも適用できる。
- [0106] この記録媒体としては、マイクロコンピュータとして構成される電子制御装置、マイクロチップ、フレキシブルディスク、ハードディスク、光ディスク等の各種の記録媒体が挙げられる。つまり、上述したパソコンの処理を実行させることができるプログラムを記憶したものであれば、特に限定はない。
- [0107] 尚、前記プログラムは、単に記録媒体に記憶されたものに限定されることなく、例えばインターネットなどの通信ラインにて送受信されるプログラムにも適用される。

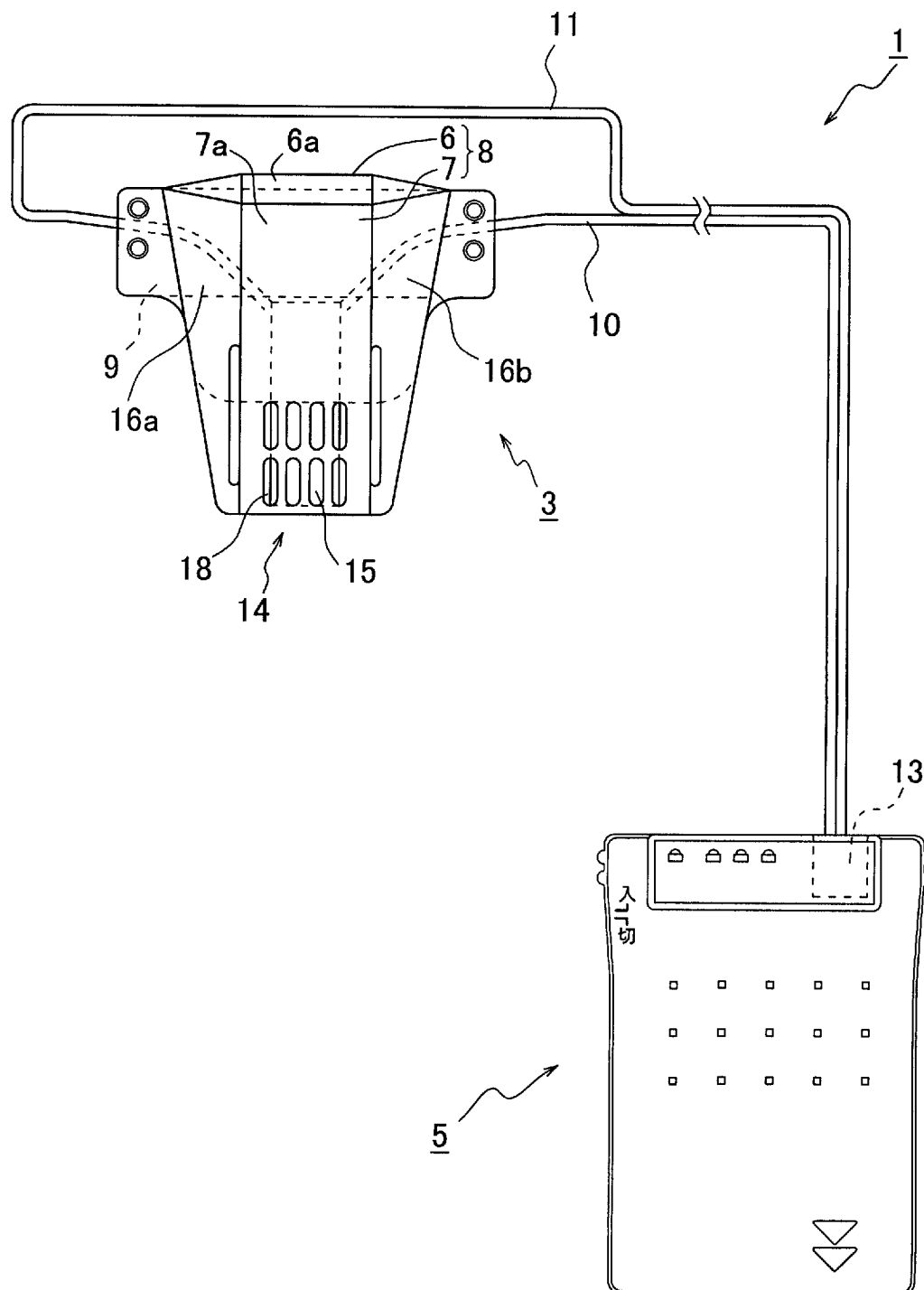
請求の範囲

- [1] 人の呼吸状態を示す呼吸信号と、呼吸によって生ずる音声信号とを用いて、呼吸状態を監視することを特徴とする呼吸状態検出システム。
- [2] 前記呼吸信号は、人の呼吸を検出可能なセンサにより得られたベース信号から抽出されたものであることを特徴とする請求項1に記載の呼吸状態検出システム。
- [3] マイクによって、前記音声信号を検出することを特徴とする請求項1又は2に記載の呼吸状態検出システム。
- [4] 人の呼吸を検出可能なセンサにより得られたベース信号を、呼吸状態を示す呼吸信号と呼吸に伴って発生する音声信号とに分離することを特徴とする呼吸状態検出システム。
- [5] 前記呼吸信号と前記音声信号とを、周波数の違いによって分離することを特徴とする請求項4に記載の呼吸状態検出システム。
- [6] 前記呼吸信号と前記音声信号とに分離する分離回路を備えたことを特徴とする請求項4又は5に記載の呼吸状態検出システム。
- [7] 前記分離回路として、デジタルフィルタを用いたことを特徴とする請求項6に記載の呼吸状態検出システム。
- [8] 前記センサは、呼吸に伴う温度変化を検出する素子を用いた呼吸センサであることを特徴とする請求項1～7のいずれかに記載の呼吸状態検出システム。
- [9] 人の呼吸状態を示す呼吸信号と、呼吸によって生ずる音声信号とに基づいて、呼吸状態を判定することを特徴とする呼吸状態検出システム。
- [10] 前記音声信号を用いて、前記呼吸信号から前記呼吸の発生を示す信号を抽出することを特徴とする請求項9に記載の呼吸状態検出システム。
- [11] 所定の判定条件を満たす前記呼吸の発生の可能性を示す信号がある場合に、所定の判定条件を満たす前記音声信号があつたときには、前記呼吸の発生を示す信号であると確定することを特徴とする請求項10に記載の呼吸状態検出システム。
- [12] 前記音声信号として、音声波形のピークを保持した信号を用いることを特徴とする請求項1～11のいずれかに記載の呼吸状態検出システム。
- [13] 前記請求項9～12のいずれかに記載の処理を実現させるためのプログラム。

- [14] 前記請求項13に記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

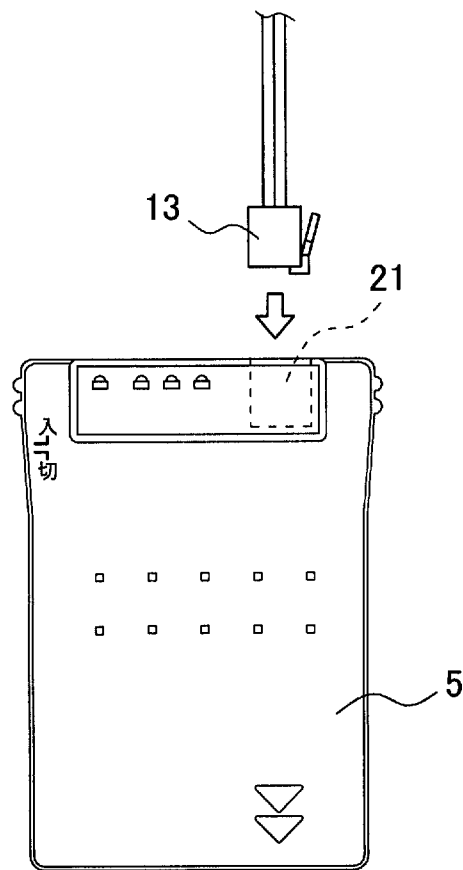
[図1]

Fig.1



[図2]

Fig.2



[図3A-3E]

Fig.3A

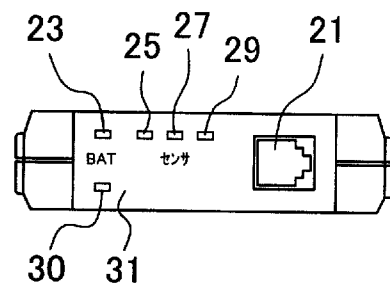


Fig.3D

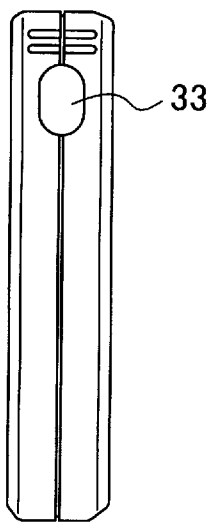


Fig.3B

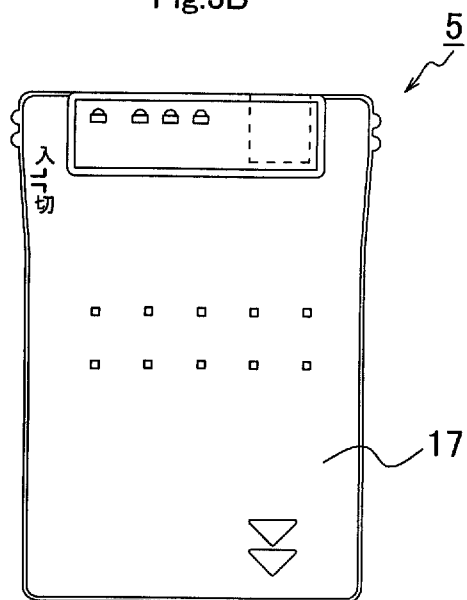


Fig.3E

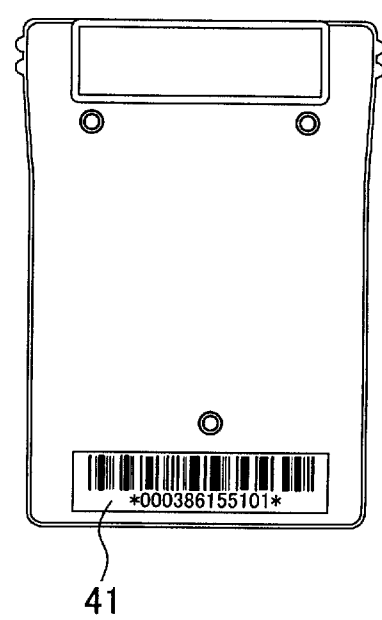
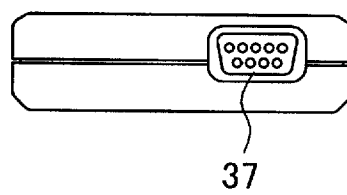
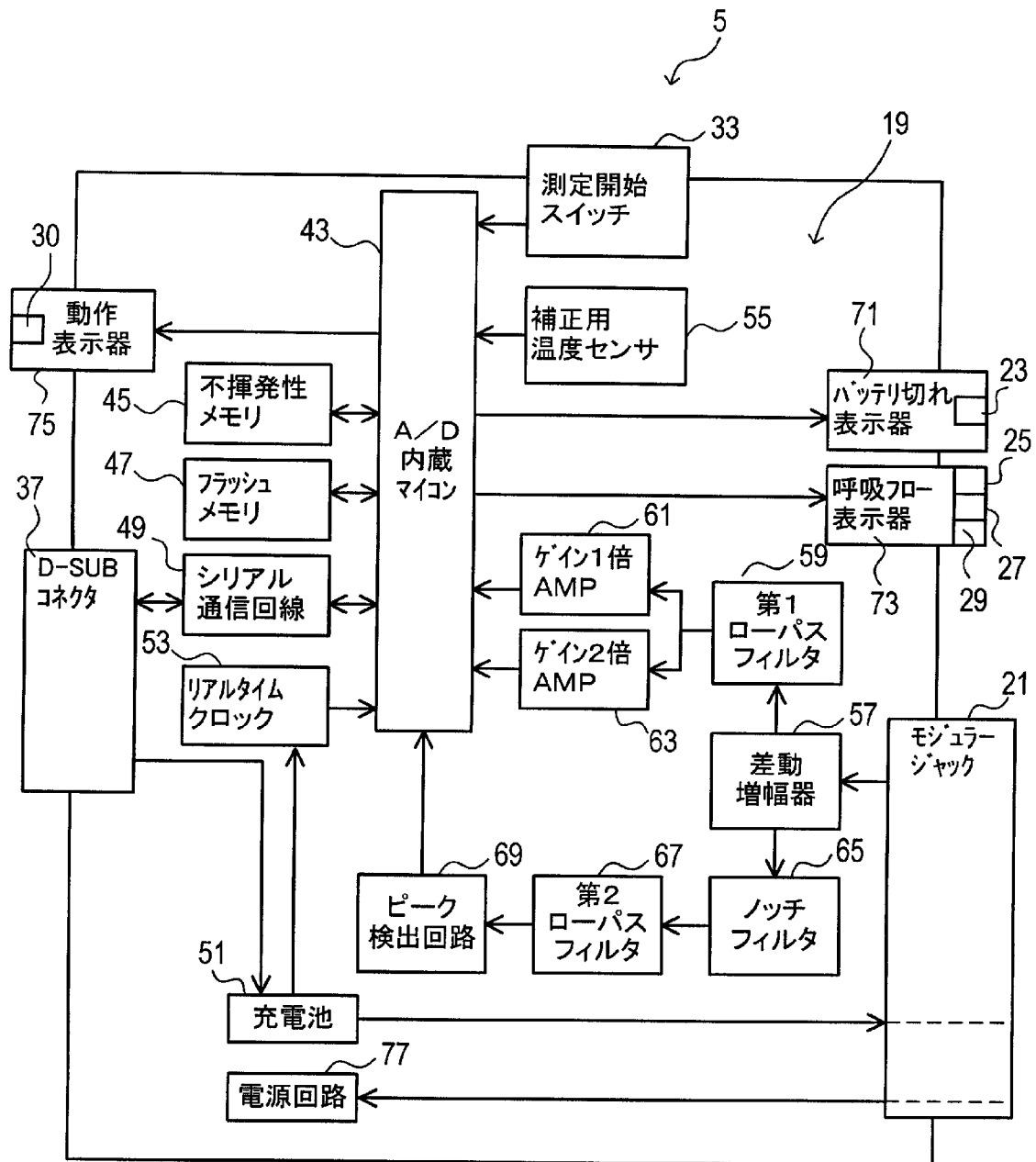


Fig.3C



[図4]

Fig.4



[図5A-5C]

Fig.5A
呼吸信号

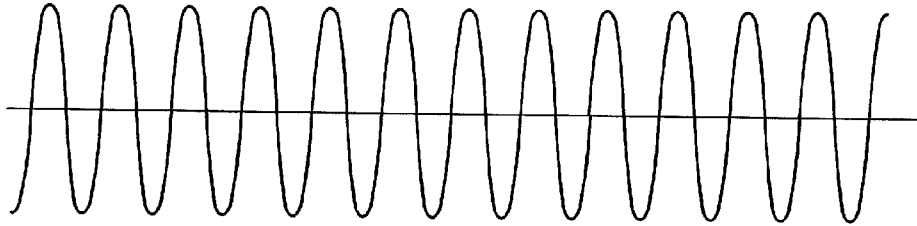


Fig.5B
音声信号

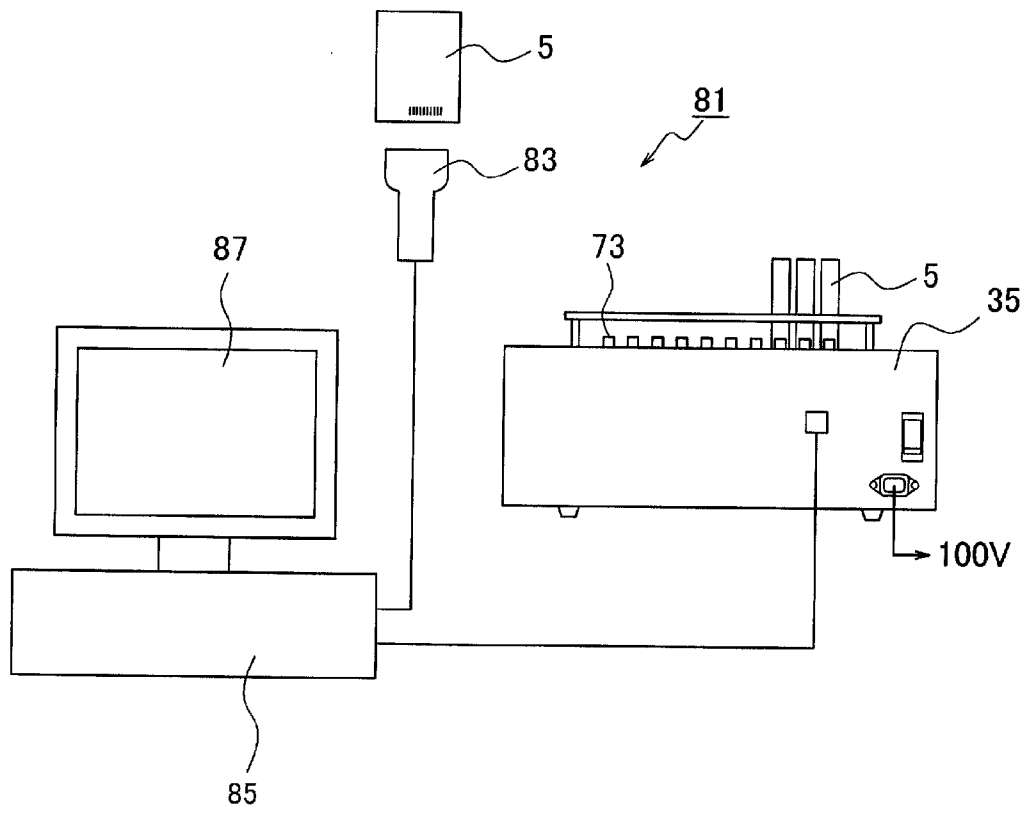


Fig.5C
音声信号のピークの包絡線(半波波形)



[図6]

Fig.6



[図7A-7B]

Fig.7A

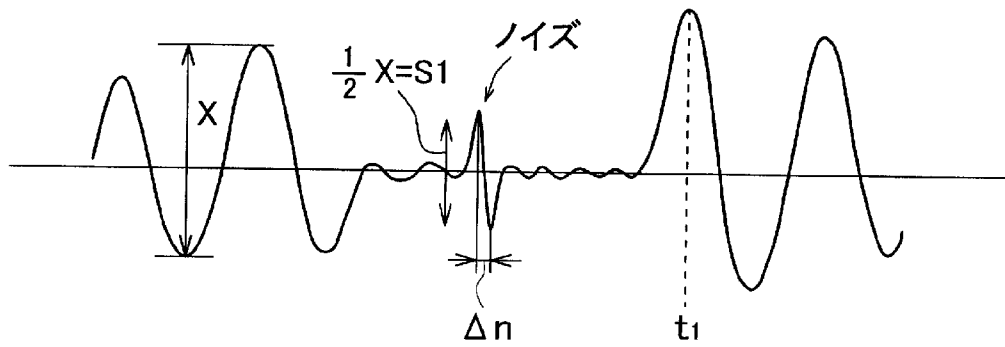
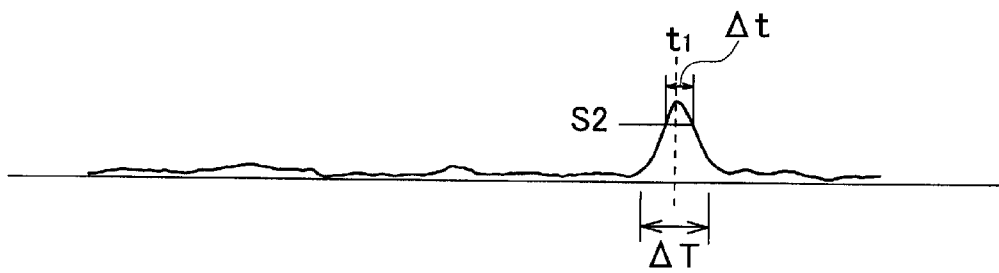
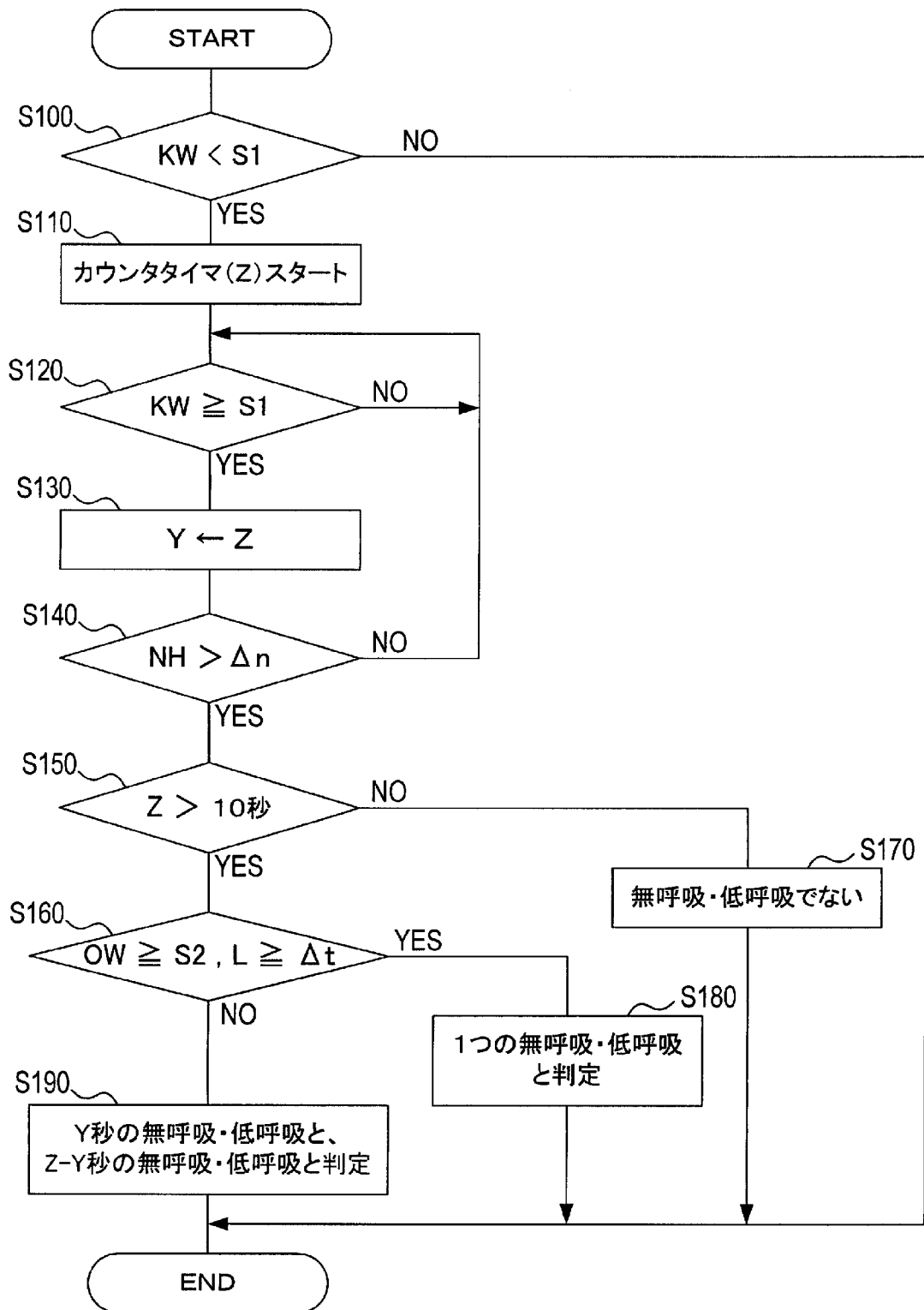


Fig.7B



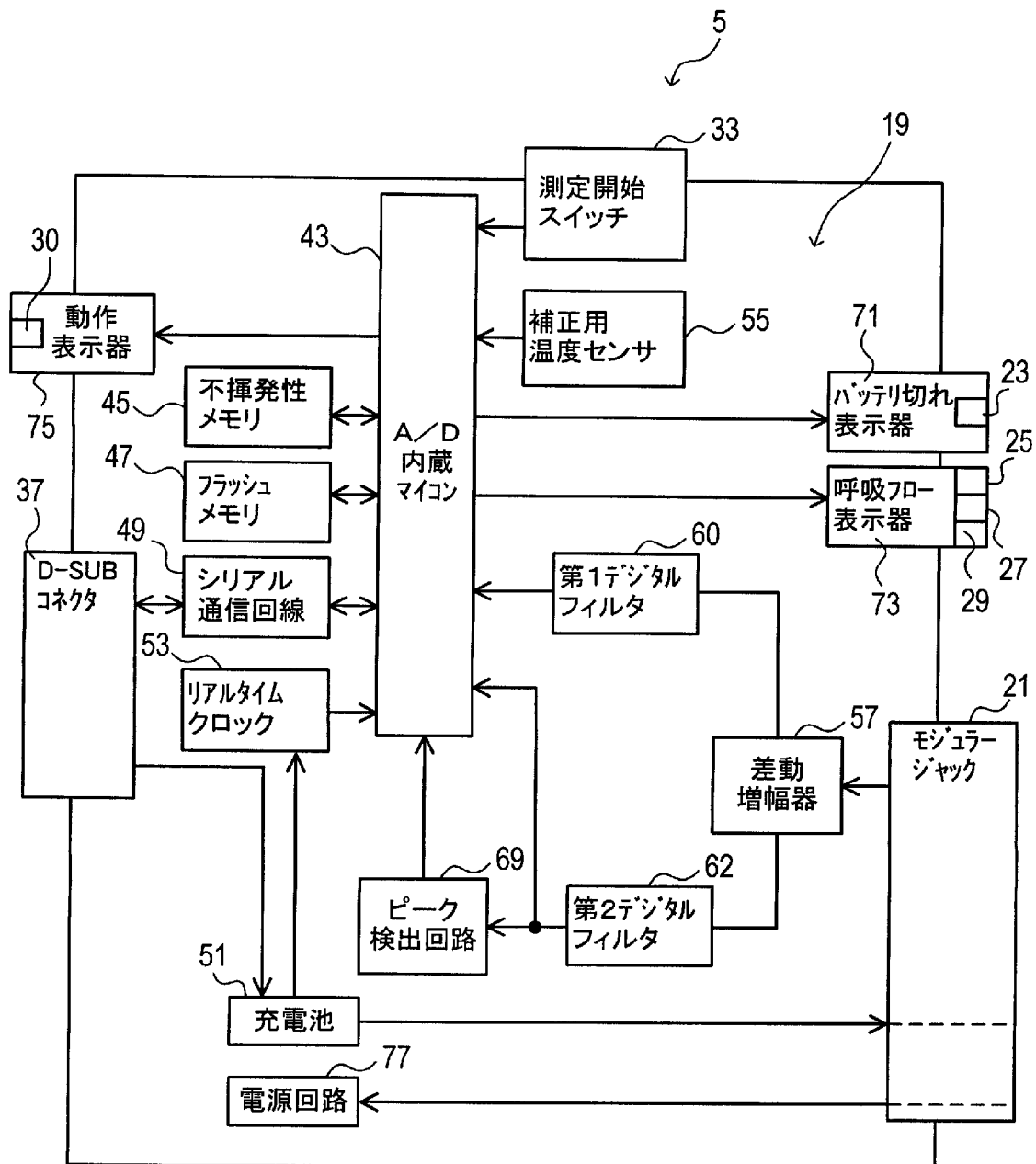
[図8]

Fig.8



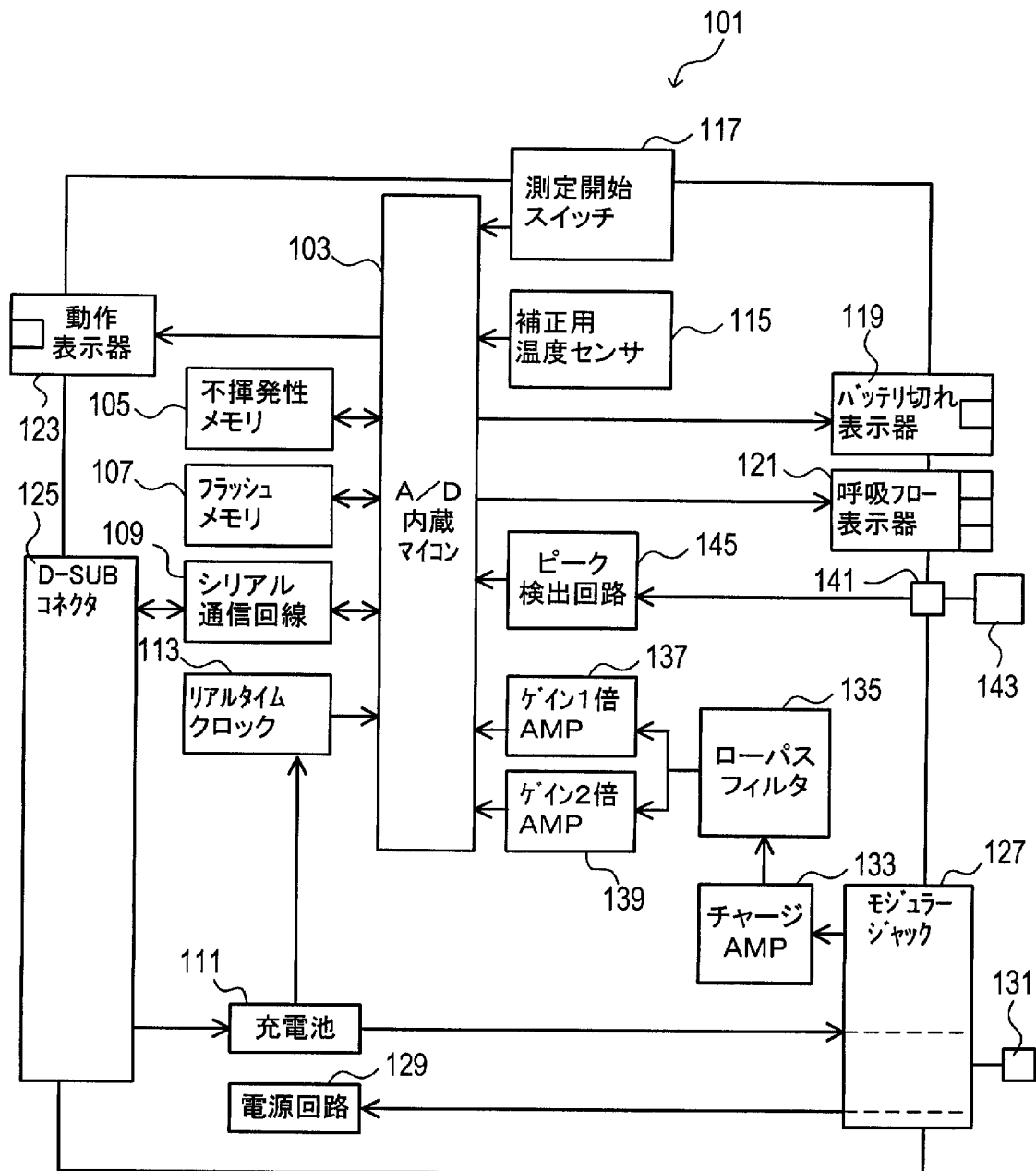
[図9]

Fig.9



[図10]

Fig.10



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/060481

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/08 (2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2008
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2008	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2008

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2006/137409 A1 (NGK Spark Plug Co., Ltd.), 28 December, 2006 (28.12.06), Par. Nos. [0043], [0172], [0173] & JP 2007-000444 A & JP 2007-000445 A	1-14
X	JP 2006-212271 A (NGK Spark Plug Co., Ltd.), 17 August, 2006 (17.08.06), Par. Nos. [0071] to [0080]; Figs. 16 to 18 (Family: none)	1-14
A	JP 2000-312669 A (Minolta Co., Ltd.), 14 November, 2000 (14.11.00), Full text; all drawings (Family: none)	1-14

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
18 June, 2008 (18.06.08)

Date of mailing of the international search report
01 July, 2008 (01.07.08)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/060481

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-74012 A (Yamatake Corp.), 24 March, 2005 (24.03.05), Full text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 2000-312670 A (Minolta Co., Ltd.), 14 November, 2000 (14.11.00), Full text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 10-295695 A (Mitsubishi Chemical Corp.), 10 November, 1998 (10.11.98), Full text; all drawings (Family: none)	1-14

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B5/08(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B5/08			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2008年 日本国実用新案登録公報 1996-2008年 日本国登録実用新案公報 1994-2008年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
X	WO 2006/137409 A1（日本特殊陶業株式会社）2006.12.28, 段落 [0043]、段落 [0172]、段落 [0173] & JP 2007-000444 A & JP 2007-000445 A	1-14	
X	JP 2006-212271 A（日本特殊陶業株式会社）2006.08.17, 段落 [0071] - [0080], 第16-18図（ファミリーなし）	1-14	
A	JP 2000-312669 A（ミノルタ株式会社）2000.11.14, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-14	
A	JP 2005-74012 A（株式会社山武）2005.03.24, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-14	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 18.06.2008		国際調査報告の発送日 01.07.2008	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 宮川 哲伸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9208

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2000-312670 A (ミノルタ株式会社) 2000. 11. 14, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1 - 14
A	JP 10-295695 A (三菱化学株式会社) 1998. 11. 10, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1 - 14