

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-208287

(P2013-208287A)

(43) 公開日 平成25年10月10日 (2013. 10. 10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/107 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 O O D	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 D	

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2012-80711 (P2012-80711)	(71) 出願人	000112602
(22) 出願日	平成24年3月30日 (2012. 3. 30)		フクダ電子株式会社
			東京都文京区本郷 3-39-4
		(74) 代理人	100076428
			弁理士 大塚 康德
		(74) 代理人	100112508
			弁理士 高柳 司郎
		(74) 代理人	100115071
			弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二
		(72) 発明者	藤原 裕貴
			東京都文京区本郷 3-39-4 フクダ電子株式会社内

最終頁に続く

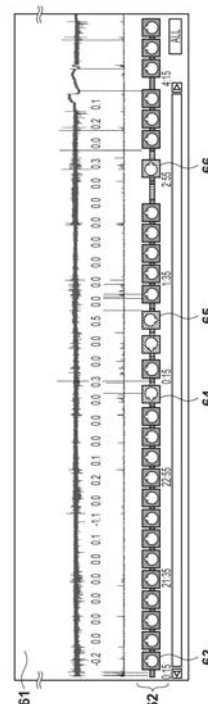
(54) 【発明の名称】 生体信号表示装置およびその制御方法

(57) 【要約】

【課題】 被検者の睡眠時の体位を容易に把握可能な生体情報表示装置を提供する。

【解決手段】 生体情報表示装置は、被検者の睡眠に関連する生体情報を取得するとともに、その生体情報の取得時における被検者の体位を判別する。取得された生体情報と判別された体位の情報は、互に関連付けられて記憶媒体に記録されていく。生体情報表示装置は、生体情報と体位の情報とを記憶媒体から読み出して、生体情報に基づく波形を表示するとともに、その波形と時間的に同期した位置に体位の種別を表すアイコンを表示する。

【選択図】 図 6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検者の睡眠に関連する生体情報を取得する取得手段と、
前記生体情報の取得時における前記被検者の体位を判別する判別手段と、
前記取得手段により取得された生体情報と前記判別手段で判別された体位の情報とを互いに関連付けて記憶媒体に記録する記録手段と、
前記生体情報と前記体位の情報とを前記記憶媒体から読み出して、該生体情報に基づく波形を表示するとともに、該波形と時間的に同期させて、前記体位の情報に基づき体位の種別を表すアイコンを表示する表示手段と、
を有することを特徴とする生体情報表示装置。

10

【請求項 2】

生体情報表示装置の制御方法であって、
取得手段が、被検者の睡眠に関連する生体情報を取得するステップと、
判別手段が、前記生体情報の取得時における前記被検者の体位を判別するステップと、
記録手段が、前記取得された生体情報と前記判別された体位の情報とを互いに関連付けて記憶媒体に記録するステップと、
表示手段が、前記生体情報と前記体位の情報とを前記記憶媒体から読み出して、該生体情報に基づく波形を表示するとともに、該波形と時間的に同期させて、前記体位の情報に基づき体位の種別を表すアイコンを表示するステップと、
を有することを特徴とする生体情報表示装置の制御方法。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は生体信号表示装置およびその制御方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

睡眠時無呼吸（低呼吸）症候群（Sleep Apnea (Hypopnea) Syndrome: SASまたはSAHS）は、睡眠の分断による過度の日中傾眠を伴い、睡眠時に10秒以上連続した無呼吸が5回／時間又は30回／7時間以上発生する疾患である。以下では便宜上、SASとSAHSを併せて単にSASと呼ぶ。

30

【0003】

SASは大きく分けて閉塞型睡眠時無呼吸症候群（OSAS）、中枢型睡眠時無呼吸症候群（CSAS）及びこれらの混合型である混合型睡眠時無呼吸症候群（MSAS）に分類されると考えられている。なお、MSASはCSASからOSASに移行していくため、OSASとみなされる場合もある。

【0004】

このうち、OSASは、睡眠が深くなると気道の筋が弛緩し、舌が自重で沈下して気道を塞ぐことにより発生するものと考えられている。閉塞状態では酸欠状態に陥るため、睡眠が浅くなり（断眠）、気道の筋が緊張して閉塞及び酸欠が緩和もしくは解消する。すると睡眠が深くなり、再度閉塞状態に陥る。このようなサイクルを睡眠中何度も繰り返すため、本人は睡眠時間を十分取ったつもりでも実際には十分な睡眠が得られておらず、結果として非睡眠時に強烈な眠気に襲われ、日常生活に支障を来したりする。

40

【0005】

従来、SASの疑いがある患者に対して実際に睡眠時無呼吸などの症状が観察されるかどうかを測定する装置として、睡眠ポリグラフィーが知られている（例えば特許文献1参照）。睡眠ポリグラフィーは、血中酸素飽和度（SpO₂）、胸部呼吸、腹部呼吸、心電図、いびき、体位、口鼻の気流などを全睡眠時間に亘って測定、記録する。大型の装置ではさらに脳波や眼球運動、オトガイ筋（あご）筋電図、四肢筋電図なども測定する場合もある。

【0006】

50

睡眠時の呼吸停止には姿勢が大きく関係していることが知られている。例えば、仰臥位では扁桃腺肥大や肥満等による上気道狭窄から呼吸停止に至る場合であっても、側臥位では呼吸停止までには至らない場合も多い。そのため、睡眠ポリグラフィーにおいては体位（姿勢）を測定するものが多い。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特表平11-504840号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0008】

測定された体位の情報は、上記したような各種測定値の時間軸波形と同期して表示される。従来、そのような体位の情報は、遷移図や、カラーバーによって表示されていた。しかし、従来の遷移図やカラーバーによる表示では、体位の種別が一目では分からないという問題があった。表示されているカラーバー上にマウスカーソルを持っていくことで体位の種別をツールバー等に表示するものも存在するが、マウスを操作する手間が必要である。

【0009】

本発明はこのような従来技術の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、被検者の睡眠時の体位を容易に把握可能な生体情報表示装置を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

すなわち、本発明の要旨は、被検者に取り付けられ、被検者の体位を測定する体位測定装置であって、直交する3方向における静加速度の大きさを測定する静加速度センサと、直交する3方向における静加速度の大きさの関係に基づいて、被検者の体位を表す信号を生成する信号生成手段とを有することを特徴とする体位測定装置に存する。

【0011】

また、本発明の別の要旨は、本発明の体位測定装置を備え、体位測定装置を用いて測定した体位を他の生体情報と共に記録する生体情報表示装置に存する。

【発明の効果】

30

【0012】

このような構成により、本発明によれば、被検者の睡眠時の体位を容易に把握可能な生体情報表示装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】実施形態に係る睡眠ポリグラフィーの構成例を示すブロック図。

【図2】加速度センサの配置例を説明する図。

【図3】体位測定部190の具体的な構成例を示す図。

【図4】図3における閾値の決定方法を説明する図。

【図5】被検者の体位を判定するためのテーブルの例を示す図。

40

【図6】実施形態における波形表示画面の例を示す図。

【図7】従来の波形表示画面の例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明をその好適な実施形態に基づき詳細に説明する。

図1は、本実施形態における生体情報表示装置の一例としての睡眠ポリグラフィーの構成例を示すブロック図である。

【0015】

睡眠ポリグラフィー100は、制御部110によってその動作を制御される。制御部110は例えばCPUとROM、RAMからなり、CPUがROMに記憶された制御プログ

50

ラムを有することにより睡眠ポリグラフィーとしての機能を実現する。表示部 120 は例えば LCD であり、各種設定画面やメッセージ、動作状態などを表示する。操作部 130 はキーやボタンなどの入力デバイスから構成され、ユーザが設定値や個人情報などを入力したり、装置に指示を与えるために用いられる。

【0016】

A/D 変換部 140 は接続される各種のセンサや測定装置のアナログ出力値を所定の精度のデジタルデータに変換して制御部 110 へ出力する。本実施形態において、A/D 変換部 140 に接続されるセンサ類は、心電図電極 150、パルスオキシメータ 160、例えばカニューラと圧力センサとから構成される口鼻呼吸・いびきセンサ 170、胸部呼吸センサ 180 及び体位測定部 190 である。

10

【0017】

心電図電極 150 は被検者の胸部に取り付けられ、心電図信号を出力する。パルスオキシメータ 160 は被検者の指に取り付けられ、血中酸素飽和度 (SpO_2) を表す信号を出力する。口鼻呼吸・いびきセンサ 170 は、被検者の口、鼻における空気流量と、いびき音を表す信号を出力する。胸部呼吸センサ 180 は、胸部呼吸に伴う胸囲の変化を表す信号を出力する。体位測定部 190 は、例えば静加速度センサを用いて被検者の体位（姿勢）を表す信号を出力する。

【0018】

記録部 195 は、例えば半導体メモリカードを記録媒体とするリーダライタであり、制御部 110 から供給される測定データを順次、記録媒体に記録する。

20

【0019】

本実施形態においては、携帯型の睡眠ポリグラフィーを想定しているため、脳波の測定や眼球運動の測定のための構成は図示していないが、本実施形態の体位測定装置は携帯型、据え置き型を問わず任意の睡眠ポリグラフィーに適用可能である。また、上述した生体情報の全てを記録することは必須でないし、また他の生体情報を記録してもよい。

【0020】

次に、体位測定部 190 について説明する。本実施形態において、体位測定部 190 は機械的なスイッチではなく、加速度により電気的な特性変化、具体的には電気抵抗又は出力電圧が変化する加速度センサを用いて体位測定を行う。

【0021】

30

本実施形態において好適に用いることが可能な加速度センサは、いわゆる静加速度を測定可能な加速度センサ（静加速度センサ）である。このような静加速度センサとして入手可能なものとしては、例えばピエゾ抵抗型 3 軸加速度センサがある。ピエゾ抵抗型 3 軸加速度センサは、複数の、薄い梁（ビーム）により錘を支持する基本構造に加え、各梁上にピエゾ抵抗素子が設けられたものである。

【0022】

シリコン基板をエッチングすることにより基本構造を得ることができるため、半導体製造技術を用いて小型の加速度センサを実現できる。また、機械的接点を用いないため、寿命も半永久的である。

【0023】

40

加速度がセンサに加わり錘が移動すると、加速度の方向と大きさに応じて梁上のピエゾ抵抗素子に歪みが加わり、その抵抗値が変化する。この抵抗値の変化を電圧の変動として検出することで、XYZ の直交軸方向の加速度を検出することができる。梁上のピエゾ抵抗素子により抵抗回路網を形成し、一定の電位を入力しながら出力電位の変化を検出することにより、静的な加速度（重力に対する傾斜や遠心加速度など）を連続して検出することができる。このようなピエゾ抵抗型 3 軸加速度センサの具体例としては、日立金属社製 H48 シリーズや、沖電気社製の ML8950 などがある。

【0024】

本実施形態において、加速度センサは、図 2 に示すように、被検者の体幹、具体的には胸部に配置して用いるものとする。そして、XYZ の直交軸がそれぞれ、図 2 に示す方向

50

となるようにして用いるものとする。

【0025】

なお、図2は加速度センサの可能な配置例に過ぎず、XYZ軸方向の静加速度量に基づいて被検者の体位が測定できさえすれば、加速度センサの配置位置や被検者の体幹とXYZ軸の方向との相対的な関係などは任意に決定することが可能である。

【0026】

図3は、本実施形態における体位測定部190の具体的な構成例を示す図である。

体位測定部190は、加速度センサ200と、温度センサ210と、温度補正回路220と、増幅器231～233と、比較器241～246とから構成される。加速度センサ200は便宜上、Z、X、Y軸方向の加速度を独立して測定する加速度センサ202、204、206を有するものとして記載しているが、上述した3軸加速度センサを用いた場合には1つの加速度センサから各軸方向の加速度を表す出力が得られる。

【0027】

上述したような、半導体ピエゾ抵抗型加速度センサは、感度とゼロG（重力加速度）時の出力電圧が温度によって変化（ドリフト）する特性がある。そのため、本実施形態では、温度特性を補償するため、温度センサ210及び温度補正回路220を設けている。温度補正回路220は予め測定した加速度センサ200の温度ドリフト特性と逆の特性を有する増幅器により実現される。具体的には、センサ出力を増幅する増幅器のゲインを、温度センサ210の出力に応じて補償テーブルを参照した値に従って調整する。

【0028】

なお、加速度センサの中には、温度補償機能を有するものも存在する。このような加速度センサを用いる場合には、温度センサ210や補正回路220を設ける必要はない。温度補償機能を内蔵した加速度センサとしては、例えば日立金属社製の3軸加速度センサH48Cがある。

【0029】

図3に戻って、温度補正回路220の出力するZ、X、Y軸方向の加速度に対応した電圧信号は、増幅器231～233で増幅された後、比較器241～246において2つの閾値Th（+）及びTh（-）と比較される。

【0030】

閾値Th（+）及びTh（-）は、正方向及び負方向の加速度に対する閾値である。そして、基準電圧として閾値Th（+）が入力される比較器241、243及び245は、加速度センサ200（アンプ231～233）の出力がTh（+）以上の場合にのみ所定レベルの電圧を出力する。また、基準電圧として閾値Th（-）が入力される比較器242、244及び246は、加速度センサ200（アンプ231～233）の出力がTh（-）以下の場合にのみ所定レベルの電圧を出力する。

【0031】

睡眠時の体位は基本的に側臥位、仰臥位もしくは伏臥位のいずれかで安定すると考えられるため、本実施形態ではこれらの体位が検出できるように閾値Th（+）及びTh（-）の電位を定めている。すなわち、加速度センサが検出するX、Y、Z軸方向のいずれかが重力の方向と略平行になった状態、換言すればX、Y、Z軸方向のいずれかにおける静的加速度が図4に示すように略+1G、-1Gとなる状態を検出できるようにそれぞれ決定する。

【0032】

比較器241～246の出力はA/D変換部140で1又は0のデジタルデータに変換された後、制御部110へ入力される。制御部110は、このデジタルデータに基づいて被検者の体位を図5に示すようテーブルを参照して決定する。図5の例では、6ビットのうちどの位置に1が立ったかに応じて、仰臥位、伏臥位、右側臥位、左側臥位、立位、逆立位のいずれかに判定される。

【0033】

なお、ある体位から他の体位へ遷移している状態など、全ての比較器出力のA/D変換

後の値が0である場合には、遷移状態であると判定する。判定された体位を表すデータは、他の測定値と同様に、記録部195に渡され、記録される。

【0034】

なお、本実施形態の体位測定部190においては、比較器241～246を用い、X、Y、Z軸方向における静加速度が±1Gとなったかどうかという結果のみを制御部110に与える構成であった。しかし、閾値の数をより多くし、X、Y、Z軸方向の静加速度の大きさを多値化して出力するように構成してもよい。

また、上述の実施形態では複数の比較器に共通した閾値Th(+)及びTh(-)を用いた例を示したが、Th(+)、Th(-)が比較器によって異なってもよい。すなわち、比較器の数だけ異なる閾値を用いてもよい。

10

【0035】

また、比較器241～246を体位測定部190に設けず、X、Y、Z軸方向の静加速度の大きさを表す電圧値をそのまま(A/D変換して)制御部110へ入力する構成であってもよい。この場合、制御部110において比較器241～246と同等の処理を行った後、体位の判定を行えばよい。

【0036】

或いは、制御部110が、A/D変換後の各比較器241～246の出力値(6ビットデータ)を、体位の種別を表すデータとして取り扱ってもよい。この場合、体位の判定は実質的に体位測定部190が行っているとみなすことができる。

【0037】

このように、本実施形態では、電気的な特性変化により静加速度を検出可能な静加速度センサを用い、静加速度の方向と大きさに基づいて被検者の体位を測定する。これにより、高精度でかつ信頼性の高い体位測定を実現することができる。ただし、本発明は特定の体位測定手法に限定されるものではなく、その他の公知の体位測定手法を用いてもよい。

20

【0038】

以上のようにして、各種センサからの被検者の睡眠に関連する生体情報としてのデータと、その生体情報の取得時に体位測定部190により得られた体位の情報とが、相互に関連付けられて、測定データとして、記録部195により記録媒体に記録されていく。

【0039】

測定完了後、操作部130を介した特定の操作により、記録媒体から測定データを読み出して各種センサからのデータの波形を表示させることができる。図6に、表示部120に表示される波形表示画面の例を示す。図6の例では、波形表示部61には便宜的に2種類の波形が表示されているが、ここには各センサからの全ての波形が各段に表示されてもよい。また、各センサからの波形を解析してSASの型判定(例えば、OSAS/MSASの判定)の結果をグラフで表示するようにしてもよい。また、表示される波形の時間軸スケールや振幅スケールはユーザの操作により任意に変更することができる。

30

【0040】

波形表示部61の下部には、上述の体位測定によって得られた体位情報を表示する体位情報表示部62が設けられている。本実施形態では、波形表示部61に表示された波形の時間スケールと同期して、体位の種別がアイコンによって表示される。例えば、アイコン63は仰臥位を、アイコン64は左側臥位を、アイコン65は伏臥位を、アイコン66は右側臥位を示している。

40

【0041】

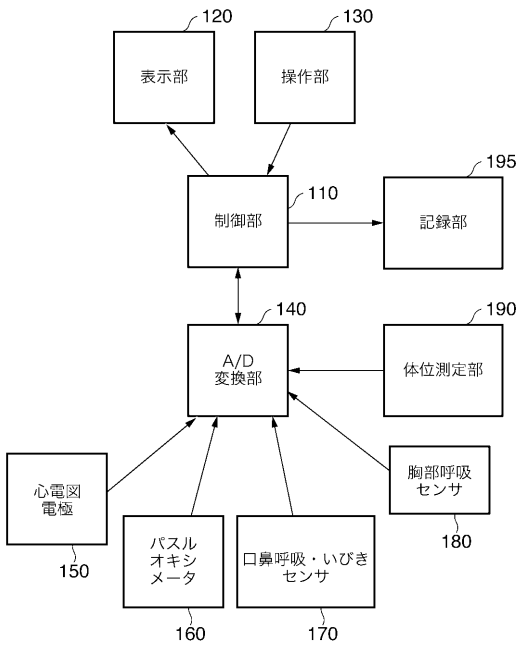
図7に体位情報表示の従来例を示す。図7は、体位の種別をカラーバーで表示したものである。しかし、このようなカラーバーによる表示ではその体位の種別が一目では分からない。各色が何を表すかを知るには、72で示されるような凡例を参照する必要がある。また、そのような凡例72を表示する領域を設ける必要があるから、そのぶん波形表示部の領域が狭められることになる。表示されているカラーバー上にマウスカーソルを持っていくことで体位の種別をツールバー等に表示するよう構成することもできるが、その場合は、マウスを操作する手間が必要となる。

50

【 0 0 4 2 】

これに対し、本実施形態に係る図 6 の例によれば、アイコンによって体位の種別が一目で分かる。また、凡例を設ける必要もないから、そのぶん、波形表示部の領域を従来と比べ広くとることができる。

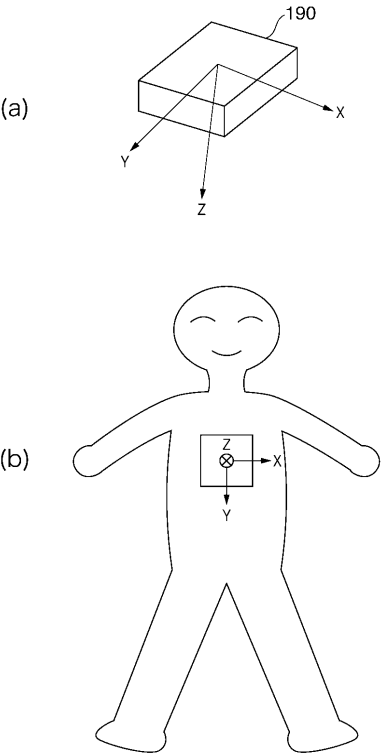
【 図 1 】



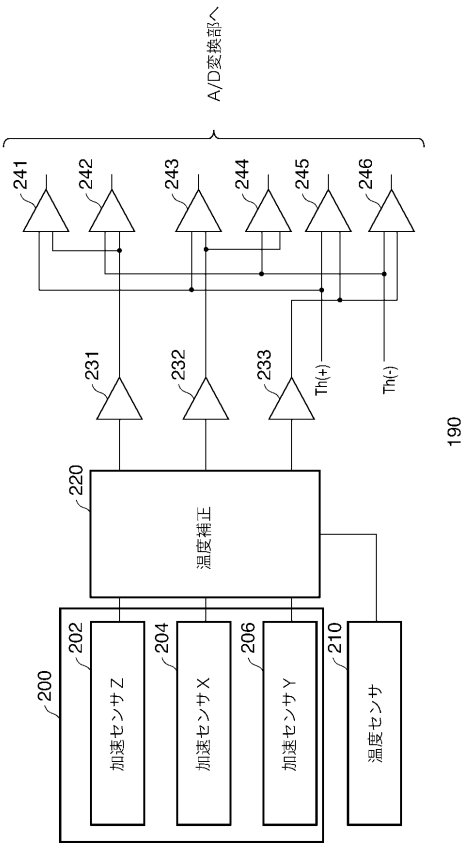
【 図 2 】

比較器	241	242	243	244	245	246	判定される体位
A / D 変換後の 値	1	0	0	0	0	0	仰臥位
	0	1	0	0	0	0	伏臥位
	0	0	1	0	0	0	右側臥位
	0	0	0	1	0	0	左側臥位
	0	0	0	0	1	0	立位
	0	0	0	0	0	1	逆立位

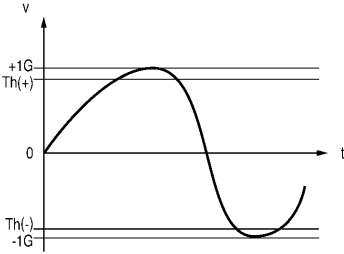
【図 3】



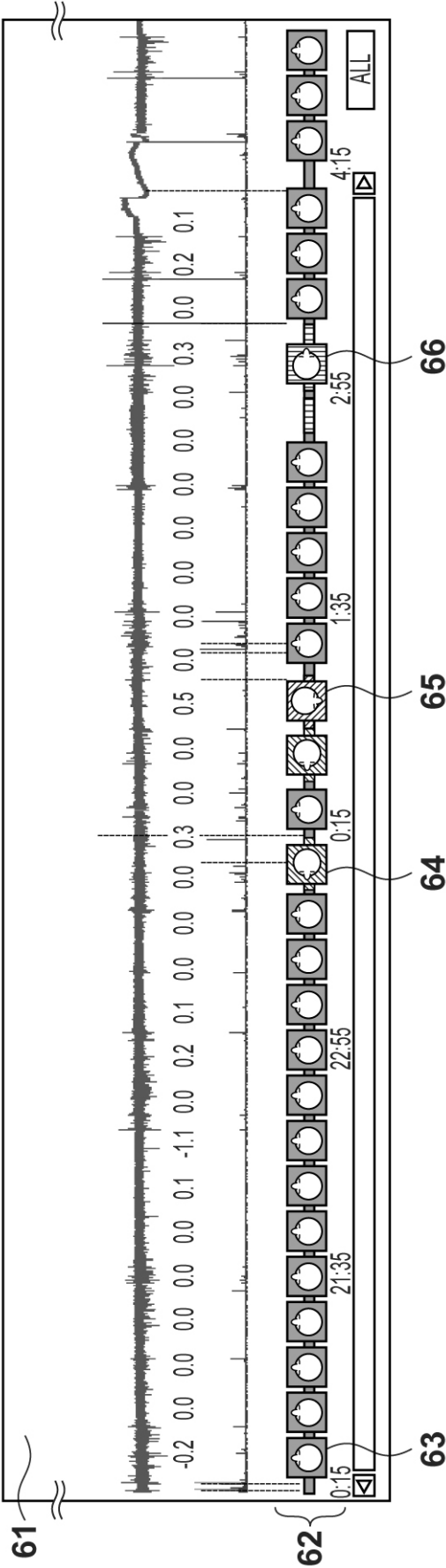
【図 4】



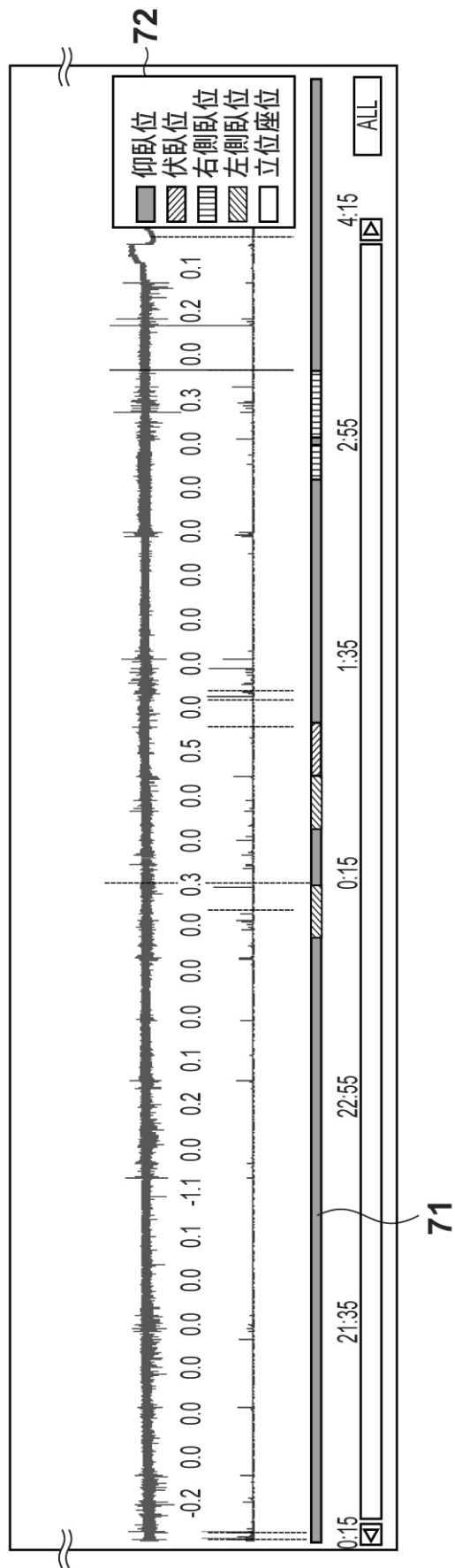
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C038 PP05 PS01 PS03 PS05 PS07 SS04 SS09 SU01 SV01 VA04
VB31 VC20
4C117 XA01 XB01 XE17 XE24 XE26 XE37 XG19 XG23

专利名称(译)	生物信息显示装置及其控制方法		
公开(公告)号	JP2013208287A5	公开(公告)日	2015-05-07
申请号	JP2012080711	申请日	2012-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
[标]发明人	藤原裕貴		
发明人	藤原 裕貴		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/107 A61B5/00		
FI分类号	A61B5/08 A61B5/10.300.D A61B5/00.D		
F-TERM分类号	4C038/PP05 4C038/PS01 4C038/PS03 4C038/PS05 4C038/PS07 4C038/SS04 4C038/SS09 4C038/SU01 4C038/SV01 4C038/VA04 4C038/VB31 4C038/VC20 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XE17 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE37 4C117/XG19 4C117/XG23		
代理人(译)	大冢康弘		
其他公开文献	JP2013208287A		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种生物信息显示装置，其允许容易地理解受试者睡眠时的姿势。解决方案：该生物信息显示装置获取与受试者的睡眠相关的生物信息，并在获取生物信息时区分受试者的姿势。获取的生物信息和关于区分姿势的信息彼此相关联并记录在存储介质中。生物信息显示装置从存储介质读取生物信息和关于姿势的信息，基于生物信息显示波形，并且在与波形在时间上同步的位置显示表示姿势种类的图标。