

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 登録実用新案公報(U)

(11) 実用新案登録番号

実用新案登録第3132458号
(U3132458)

(45) 発行日 平成19年6月7日(2007.6.7)

(24) 登録日 平成19年5月16日(2007.5.16)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/0404 (2006.01)

A 6 1 B 5/04 3 1 O H

A 6 1 B 5/16 (2006.01)

A 6 1 B 5/16

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 D

評価書の請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 実願2007-2208 (U2007-2208)
(22) 出願日 平成19年3月30日(2007.3.30)(73) 実用新案権者 590002389
静岡県
静岡県静岡市葵区追手町9番6号
(73) 実用新案権者 507104049
有限会社ローム理研
静岡県湖西市新所原2丁目6-7
(74) 代理人 100098936
弁理士 吉川 晃司
(74) 代理人 100098888
弁理士 吉川 明子
(72) 考案者 岡田 慶雄
静岡県静岡市葵区牧ヶ谷2078 静岡県
静岡工業技術センター内

最終頁に続く

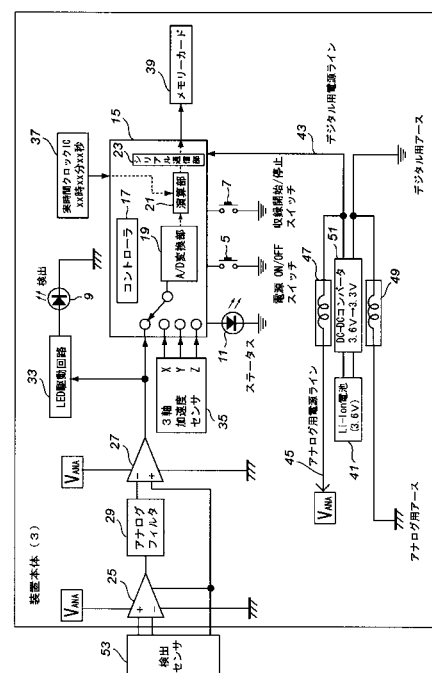
(54) 【考案の名称】 携帯型微弱信号収録装置

(57) 【要約】

【課題】 ストレスなどを評価するのに有用な精度の高い生体信号などのデータを、被験者に極力負担を掛けずに収録できる装置の提供。

【解決手段】 生体信号を検出すると表示する生体信号表示手段、アナログの生体信号が入力されると、発光ダイオード(LED)がパルス変調駆動回路33により駆動されて点灯するものであり、検出LED9は心電図のパルス波形をオン時間の短い発光で表示する。従って、表示が省電力型であり、しかもマイクロプロセッサ15のコントローラ17に余分な仕事をさせずに済む。そのため、従来の収録装置よりサンプリング周波数を高く設定できる上に、装置本体の小型・軽量化、24時間以上の連続収録を可能とする。

【選択図】 図3



【実用新案登録請求の範囲】

【請求項 1】

アナログの生体信号を検出する生体信号検出手段と、生体信号を検出した際表示する生体信号表示手段と、検出した生体信号をデジタル化する手段と、デジタル化された生体信号を記録する記録手段と、装置全体に電力を供給する電源と、装置全体を制御する制御手段と、操作手段とを備えた装置本体とで構成されてなる携帯型微弱信号収録装置において、

前記表示手段は、アナログの生体信号が入力されると、発光ダイオードがパルス変調駆動回路により駆動されて点灯するものであることを特徴とする携帯型微弱信号収録装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載した携帯型微弱信号収録装置において、
さらに、制御手段からの制御信号により発光ダイオードが電源 ON 状態下のスタンバイモードで点灯し、収録モードで消灯するステータス表示手段を有することを特徴とする携帯型微弱信号収録装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載した携帯型微弱信号収録装置において、
アナログ用電源とデジタル用電源を共用し、アナログ用電源ラインに干渉ノイズのフィルタ回路を設けたことを特徴とする携帯型微弱信号収録装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれかに記載した携帯型微弱信号収録装置において、
記録手段と電源は装置本体から着脱により取替え可能なものであることを特徴とする携帯型微弱信号収録装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれかに記載した携帯型微弱信号収録装置において、
制御手段は、デジタル化された信号をファイル化して収録開始から終了までを 1 ファイルとして記録手段に記録させることを特徴とする携帯型微弱信号収録装置。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれかに記載した携帯型微弱信号収録装置において、
さらに、3 軸加速度センサからのアナログの X, Y, Z 軸方向の加速度信号を検出する加速度信号検出手段を有し、
各信号はチャンネル切替により順次取り込む構成になっていることを特徴とする携帯型微弱信号収録装置。

【考案の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本考案は、心電図などの微弱な生体（電気）信号を収録する携帯型の収録装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、高齢者や障害者にとっても快適な日常生活を送れるよう、使い易いユニバーサルデザインを住環境にも取り入れようとの考え方が浸透しつつあるが、その考えを具体化するには、先ず、実際の生活空間において高齢者などがどの程度のストレスを感じているのかを客観的に把握する必要がある。

そのため、日常生活を送っている高齢者などから発せられた生体信号、例えば心拍変動の周波数成分を収録し、それを解析することでその人のストレス度合いを客観的に把握することが提案されている。

【0003】

【特許文献 1】特開 2004-167006 号公報

【考案の開示】

【考案が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

【0004】

生体信号を記録した装置として典型的なものは、心臓の筋肉が興奮する際に生じる電気変化を記録した心電図である。正常な場合と、種々の心臓病を患っている場合には、それぞれ特有の波形パターンを示すことから、従来から医者は患者を診察する際に、心電図装置を使用しそのモニター表示から心臓病の有無や心臓病の種類を視覚的に確認していた。

例えば、特許文献1は、複数の表示素子によって、使用者に分かりやすく心電図を表示した装置が提案されている。

【0005】

ところで、リラックス状態とストレス状態では、いずれも心電図の波形パターン自体は正常であっても、そのピーク間の時間間隔が異なる。即ち、リラックス状態では、ピークの間隔が短くなったり長くなったりと変動するが、ストレス状態では、ピークの間隔は一定である。

従って、上記いずれかの状態かを正確に把握するために心電図を収録する場合には、サンプリング周波数を1kHz以上にする事で時間分解能を高くして細かい時間間隔で、しかも24時間以上の長時間にわたって心電図を収録することが求められる。

【0006】

而して、従来の心電図装置は上記したように1つの波形パターンに着目したものであるため、時間分解能についてはさほど考慮がされておらず、むしろ、波形パターンを視認し易く表示させることについて主な考慮がなされている。

また、従来の心電図装置は医師の診察の際に患者に対して短時間だけ診察室内で装着して使用されるものであり、装置本体の携帯性は考慮されておらず、比較的大きく且つ重量がある。

従って、従来の心電図装置をそのまま使用したのでは、実際の生活空間において高齢者などがどの程度のストレスを感じているのかを客観的に把握できる精度の高いデータを十分に収録することはできない。

【0007】

本考案は、上記課題を解決するために、ストレスなどを評価するのに有用な精度の高いデータを、被験者に極力負担を掛けずに収録できる装置を提供することを目的とする。

なお、上記装置で収録する生体信号は心電図に限らないことは言うまでもない。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本考案者らは、鋭意研究の結果、種々の工夫を凝らすことにより、従来の装置よりサンプリング周波数を高く設定できる上に、装置本体の小型・軽量化、24時間以上の連続収録を可能とする画期的な装置を案出するに至ったので、以下に説明する。

請求項1の考案は、アナログの生体信号を検出する生体信号検出手段と、生体信号を検出した際表示する生体信号表示手段と、検出した生体信号をデジタル化する手段と、デジタル化された生体信号を記録する記録手段と、装置全体に電力を供給する電源と、装置全体を制御する制御手段と、操作手段とを備えた装置本体とで構成されてなる携帯型微弱信号収録装置において、前記表示手段は、アナログの生体信号が入力されると、発光ダイオードがパルス変調駆動回路により駆動されて点灯するものであることを特徴とする携帯型微弱信号収録装置である。

【0009】

請求項2の考案は、請求項1に記載した携帯型微弱信号収録装置において、さらに、制御手段からの制御信号により発光ダイオードが電源ON状態下のスタンバイモードで点灯し、収録モードで消灯するステータス表示手段を有することを特徴とする携帯型微弱信号収録装置である。

【0010】

請求項3の考案は、請求項1または2に記載した携帯型微弱信号収録装置において、アナログ用電源とデジタル用電源を共用し、アナログ用電源ラインに干渉ノイズのフィルタ回路を設けたことを特徴とする携帯型微弱信号収録装置である。

10

20

30

40

50

【0011】

請求項4の考案は、請求項1から3のいずれかに記載した携帯型微弱信号収録装置において、記録手段と電源は装置本体から着脱により取替え可能なものであることを特徴とする携帯型微弱信号収録装置である。

【0012】

請求項5の考案は、請求項1から4のいずれかに記載した携帯型微弱信号収録装置において、制御手段は、デジタル化された信号をファイル化して収録開始から終了までを1ファイルとして記録手段に記録させることを特徴とする携帯型微弱信号収録装置である。

【0013】

請求項6の考案は、請求項1から5のいずれかに記載した携帯型微弱信号収録装置において、さらに、3軸加速度センサからのアナログのX、Y、Z軸方向の加速度信号を検出する加速度信号検出手段を有し、各信号はチャンネル切替により順次取り込む構成になっていることを特徴とする携帯型微弱信号収録装置である。 10

【考案の効果】

【0014】

本考案の携帯型微弱信号収録装置は、サンプリング周波数が高いので細かい時間間隔でデータを収録できるので解析に必要な時間依存性のデータを確実に収録できる上に、装置本体の小型・軽量化により携帯し易くしたため、被験者に与える収録に伴うストレスを最大限低くでき、さらに、24時間以上の長時間にわたる連続収録を可能としている。

【考案を実施するための最良の形態】

20

【0015】

本考案の実施の形態に係る携帯型微弱信号収録装置1を図面に従って説明する。なお、この収録装置1は、心電図を収録するものである。

まず、収録装置1の外観を、図1に従って説明する。

符号3は装置本体を示し、この装置本体3は、小さな箱型(3.5cm×4cm×1.5cm程度)をなしている。

この装置本体3から、アナログの生体信号検出手段としての検出センサ53(=電極)(3本のうち1本は基準用)の導線が引き出されている。

装置本体3の上面には、操作手段としての電源ON/OFFスイッチ5と、収録開始/停止スイッチ7が表出している。 30

また、スイッチ5、7の間には、生体信号を検出すると表示する生体信号表示手段としての検出LED(発光ダイオード)9と、電源ON状態下のスタンバイモードで点灯し、収録モードで消灯するステータス表示手段としてのステータスLED(発光ダイオード)11が表出している。

符号13は、ストラップ57を引っ掛けるための引掛け穴を示す。

【0016】

次に、装置本体3の内部の構造とハードウェア構成を、図2、図3に従って説明する。

装置本体3は開閉可能に構成されており、図2の開いた状態で示されているように、装置本体3には、マイクロプロセッサ(省電力タイプ)15等が収納されている。マイクロプロセッサ15には、装置全体を制御する制御手段としてのコントローラ17と、検出した信号をデジタル化する手段としてのA/D変換部(12bit、1000Hz)19と、 40
演算部21と、シリアル通信部23が備えられている。なお、演算部21はマイクロプロセッサ上のソフトウェアプログラムによって実現されたものである。

符号25、27は計装アンプ(低バイアス電流)を示し、この計装アンプ25は、ゲイン5倍であり、検出センサ53から送られてきたアナログの生体信号からコモンノイズとDC成分を除去する。計装アンプ25は、 $V_{cc} = 3V$ 、 $V_{ref} = 1.25V$ である。計装アンプ27はゲイン66.6倍であり、ここで主に増幅される。

計装アンプ25、27の間には、アナログフィルタ29としてハイパスフィルタ(カットオフ0.05Hz)とローパスフィルタ(カットオフ100Hz)が配設されている。

【0017】

50

検出センサ 53 から、上記した計装アンプ 25、27 を通って、マイクロプロセッサ 15 に至る信号ラインが生体信号の伝送ラインとなっている。

生体信号と基準信号（コモンモードノイズ）は計装アンプ 25 により差動増幅された後、アナログフィルタ 29（ローパスフィルタ及びハイパスフィルタ）により所定の帯域成分のみが残され、さら計装アンプ 27 により増幅された後、A/D 変換部 19 に入力される。

【0018】

符号 33 は LED 駆動回路を示し、検出 LED（点灯部）9 と接続されている。これらは検出センサ 53 からの生体信号の信号伝送ラインから分岐したラインと接続されており、検出（生体）信号表示手段を構成している。

10

LED 駆動回路 33 はパルス変調駆動回路により構成されており、検出 LED 9 は心電図のパルス波形をオン時間の短い発光で表示する。

なお、LED 駆動回路 33 は生体信号に基づいて駆動されるものであり、コントローラ 17 は表示制御していない。

【0019】

符号 35 は加速度信号検出手段としての 3 軸加速度センサを示し、この 3 軸加速度センサ 35 の X、Y、Z 軸方向の加速度信号と、上記した生体信号は、それぞれマイクロプロセッサ 15 の A/D 変換部 19 に入力される。

生体信号の他に、3 軸加速度センサからのアナログの X、Y、Z 軸方向の加速度信号を受ける場合には合計で 4 チャンネルになるが、各信号はチャンネル切替により順次取り込まれる。

20

この収録装置 1 では、加速度信号も収録されるので、被験者の動作や活動量などに関連付けて、ストレス度合いを把握できる。

【0020】

符号 37 は実時間クロック IC を示す。演算部 21 はこの実時間クロック IC 37 から実時間データを取得し、検出信号と実時間を関連付けてファイル化する。従って、収録された信号のデータは、後で、パソコン上のソフトウェア処理により任意の時間で取り出すことができる。

符号 39 は記録手段としてのメモリーカードを示し、このメモリーカード 39 は図 2 に示すように、ホルダー 40 に着脱自在に収納される。このメモリーカード 39 にはマイクロプロセッサ 15 のシリアル通信部 23 からデータが転送されて記録される。なお、マイクロプロセッサ 15 はパソコンとのインターフェース、即ちコネクタを備えてはいない。

30

上記ファイル化されたデータは収録開始から終了まで 1 ファイルとしてメモリーカード 39 に記録される。メモリーカード 39 にはその容量限界まで複数ファイルを保存することができる。

【0021】

符号 41 は電源としての大容量のリチウムイオン電池（3.6V）を示し、この電池 41 は図 2 に示すように、装置本体 3 に着脱自在に収納される。電池 41 はアナログ用電源およびデジタル用電源として共用されており、デジタル用電源ライン 43 と、アナログ用電源ライン 45 とに接続されている。アナログ用電源ライン 45 には、干渉ノイズのフィルタとしてコイル 47、49 が設けられている。また、安定な電圧供給のために、ライン中には DC-DC コンバータ 51 が設けられている。

40

【0022】

次に、信号処理の内容を、図 4 のタイムチャートに従って説明する。

電源 ON/OFF スイッチ 5 が長押しされて ON になると、コントローラ 17 は表示制御してステータス LED 11 を点灯させてステータスモードに入ったことを知らせる。検出センサ 53 で検出された生体信号が常時マイクロプロセッサ 15 に入力される状態になっており、検出 LED 9 は、生体信号が所定の電圧より大きいときには点灯し、小さいときには消灯することで、常時点滅する。

収録 ON/OFF スイッチ 7 が押されて ON になると、コントローラ 17 は表示制御し

50

てステータスＬＥＤ１１を消灯させて収録モードに入ったことを知らせると共に、収録処理を開始する。即ち、チャンネル切替により生体信号や加速度信号を順次取り込み、取り込んだ信号をＡ／Ｄ変換部１９でアナログからデジタルに変換させ、演算部２１でその信号データを実時間クロックＩＣ３７から受け取った実時間データと関連付けてファイル化する。さらに、コントローラ１７は、そのファイル化したデータをシリアル通信部２３からメモリーカード３９に順次伝送して１ファイルとして記録させる。メモリーカード３９はファイル化したデータを複数ファイル記録する。

【００２３】

再び、収録ＯＮ／ＯＦＦスイッチ７が押されてＯＦＦになると、コントローラ１７は表示制御してステータスＬＥＤ１１を再び点灯させてスタンバイモードに入ったことを知らせると共に、上記した収録処理を停止する。 10

さらに、電源ＯＮ／ＯＦＦスイッチ５が長押しされてＯＮになると、コントローラ１７は表示制御してステータスＬＥＤ１１を消灯させて、自らは動作停止状態となる。また、スタンバイモードが５分以上続いた場合にも、コントローラ１７は表示制御してステータスＬＥＤ１１を消灯させて、自らは動作停止状態となる。

一方、収録ＯＮ／ＯＦＦスイッチ７が再び押されてＯＮになると、コントローラ１７は表示制御してステータスＬＥＤ１１を消灯させると共に、上記した収録処理を再び開始する。

上記したように、ステータスＬＥＤ１１は、電源ＯＮのスタンバイモードで点灯し、電源ＯＦＦと収録モードでは消灯する。 20

なお、収録モード中に、電源ＯＮ／ＯＦＦスイッチ５が押されても無視される。

【００２４】

次に収録手順を説明する。

図５に示すように、被験者の身体の心電図測定用の所定の３箇所に通電端子部５５を接着し、その通電端子部５５の凸部（図示省略）に検出センサ５３の先端の検出クリップ（図示省略）を外嵌め装着させて、収録可能状態とする。

その状態では、検出センサ５３からの生体信号が常時マイクロプロセッサ１５に入力される状態になっており、通電端子部５５が正確な箇所に取り付けられていれば検出ＬＥＤ９が常時点滅する。従って、検出ＬＥＤ９の点滅状態から、通電端子部５５が正確な箇所に取り付けられているか否かを確認できる。 30

電源ＯＮ／ＯＦＦスイッチ５や収録開始／停止スイッチ７の押下やそれに伴う検出ＬＥＤ９やステータスＬＥＤ１１の点灯／消灯、ならびに信号処理は、上で詳述した図４のタイムチャートに従う。

収録中は、図５に示すように、装置本体３をポケットに入れておいてもよいし、或いは引掛穴１３にストラップを結び付けておき、そのストラップをベルトなどに取り付けてもよい。いずれにしても、装置本体３は小型且つ軽量なので、被験者は歩数計などを所持しているのと同様の感覚であり、格別負担を感じずに済む。

【００２５】

メモリーカード３９の記録量が容量限界に近づいたときや、電池切れに近づいたときには、収録開始／停止スイッチ７を押してスタンバイモードにした後に 40
電源ＯＮ／ＯＦＦスイッチ５で動作停止状態とする。次に装置本体３を開けて、メモリーカード３９や電池４１を素早く新しいものに交換する。

そして、装置本体３を閉じた後に、電源ＯＮ／ＯＦＦスイッチ５で電源ＯＮし、収録開始／停止スイッチ７を押して収録モードに戻す。

【００２６】

収録装置１で、時間間隔を細かくすると、即ちサンプリング周波数を多くすると、電力消費量が大きくなるが、コントローラとして省電力型のコントローラ１７を採用し、コントローラ１７に検出ＬＥＤ９の表示制御を行わせないこと、および収録データを１ファイルとして直接メモリーカードに渡して記録させることで、コントローラ１７のその他の処理負担を軽減させ、さらに、アンプとして省電力型のものを、検出ＬＥＤ９として省電力 50

になるパルス駆動型のものを、メモリーカードとして省電力モードに対応できるものをそれぞれ採用し、ステータス表示手段を1個のステータスLED 11で済ませることで、消費電力の増大が抑えられている。従って、収録装置1の電源は小型の電池である程度の時間は対応できる。

また、パソコンとのインターフェース、即ちコネクタは備えられていない。

さらに、アナログ用電源とデジタル用電源は共用されている。

従って、装置本体3は必要且つ十分な機能を有しながら、同時に装置本体3の小型・軽量化が実現されている。

【0027】

また、操作スイッチが2つ、確認するための表示部も2つしかないので、被験者自身が収録装置1を容易に操作することができる。 10

さらに、メモリーカード39や電池41が取替え可能になっているので、収録の途中で取り替えることで24時間以上の長時間にわたって実質的に連続的にデータを収録できる。

【0028】

以上、本考案の実施の形態について詳述してきたが、具体的構成は、この実施の形態に限られるものではなく、本考案の要旨を逸脱しない範囲における設計の変更などがある場合も本考案に含まれる。

例えば、マイクロプロセッサのプログラムを変えることにより、心電図に限定されず、筋電図、脳波、眼球電位など種々の生体信号を収録することができる。 20

【産業上の利用可能性】

【0029】

本考案の携帯型微弱信号収録装置は、データ収録機能を損なわずに、小型・軽量化により携帯し易いものとなっている。

従って、日常生活におけるストレス度などを解析する場合など、被験者に普通の日常生活を送ってもらいながら長時間にわたってデータを収録したい場合に特に有用である。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】本考案の実施の形態に係る携帯型微弱信号収録装置の外観斜視図である。

【図2】図1の収録装置を開いた状態の斜視図である。

【図3】図1の収録装置のハードウェア構成図である。

【図4】図1の収録装置のタイムチャートである。

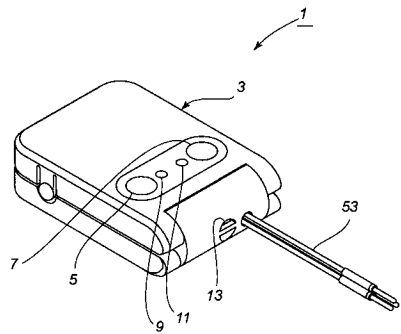
【図5】図1の収録装置の使用状態を示す図である。

【符号の説明】

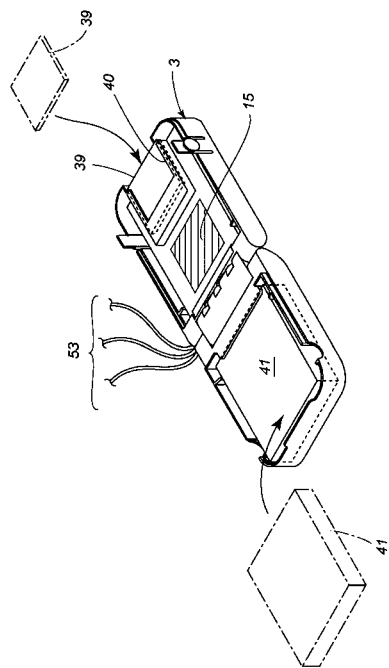
【0031】

1・・・携帯型微弱信号収録装置	3・・・装置本体	
5・・・電源ON/OFFスイッチ	7・・・収録開始/停止スイッチ	
9・・・検出LED	11・・・ステータスLED	
13・・・引掛穴		
15・・・マイクロプロセッサ	17・・・コントローラ	40
19・・・A/D変換部	21・・・演算部	
23・・・シリアル通信部	25、27・・・計装アンプ	
29・・・アナログフィルタ	33・・・LED駆動回路	
35・・・3軸加速度センサ	37・・・実時間クロックIC	
39・・・メモリーカード	40・・・ホルダー	
41・・・電池	43・・・デジタル用電源ライン	
45・・・アナログ用電源ライン	47、49・・・コイル	
51・・・DC-DCコンバータ		
53・・・検出センサ	55・・・導電端子部	

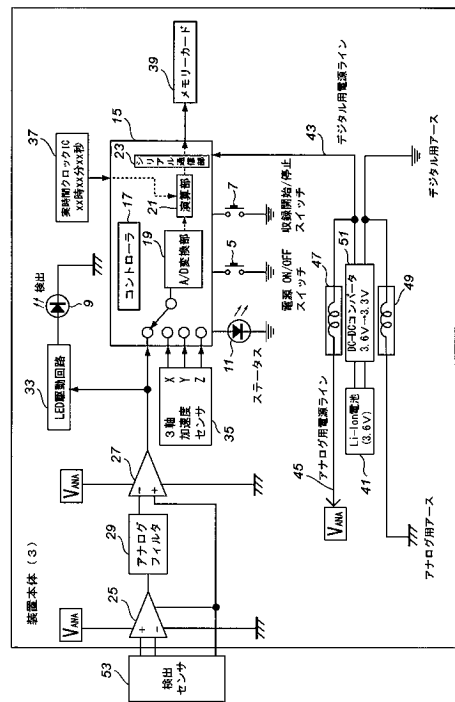
【図 1】



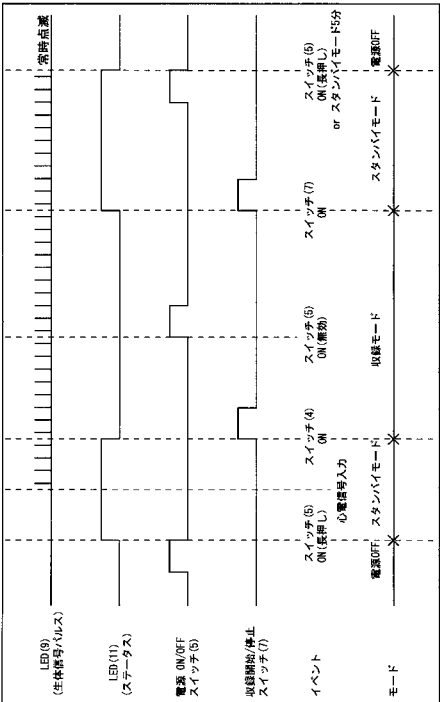
【図 2】



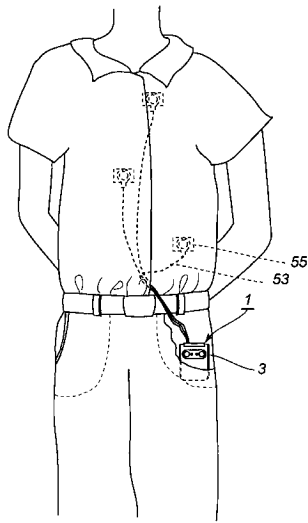
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

- (72)考案者 鈴木 敬明
静岡県静岡市葵区牧ヶ谷2078 静岡県静岡工業技術センター内
- (72)考案者 易 強
静岡県静岡市葵区牧ヶ谷2078 静岡県静岡工業技術センター内
- (72)考案者 櫻川 智史
静岡県静岡市葵区牧ヶ谷2078 静岡県静岡工業技術センター内
- (72)考案者 河合 隆宏
静岡県湖西市新所原2丁目6-7 有限会社ローム理研内
- (72)考案者 高津 幹夫
静岡県湖西市新所原2丁目6-7 有限会社ローム理研内

专利名称(译)	便携式弱信号记录装置		
公开(公告)号	JP3132458U	公开(公告)日	2007-06-07
申请号	JP2007002208U	申请日	2007-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	罗门哈斯RIKEN		
申请(专利权)人(译)	静岡県 有限公司罗门哈斯RIKEN		
当前申请(专利权)人(译)	静岡県 有限公司罗门哈斯RIKEN		
[标]发明人	岡田慶雄 鈴木敬明 易強 櫻川智史 河合隆宏 高津幹夫		
发明人	岡田 慶雄 鈴木 敬明 易 強 櫻川 智史 河合 隆宏 高津 幹夫		
IPC分类号	A61B5/0404 A61B5/16 A61B5/00		
FI分类号	A61B5/04.310.H A61B5/16 A61B5/00.D		
代理人(译)	吉川晃司		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题]提供一种能够收集数据的装置，例如用于评估压力等的高精度生物信号，同时对受试者的负担最小。 解决方案：生物信号显示装置，用于在检测生物信号时显示，发光二极管（LED）由脉冲调制驱动电路33驱动，以在输入模拟生物信号时点亮，并且检测LED 9为心电图的脉搏波形以短的导通时间显示。因此，显示器是省电的，并且微处理器15的控制器17不需要做额外的工作。因此，可以将采样频率设置得高于传统记录设备的采样频率，并且该设备可以紧凑和轻便，并且可以连续记录24小时或更长时间。 [选中图]图3

