

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 5/04		A 6 1 B 5/04	R 2 F 0 7 3
5/0428		5/08	2 F 0 7 6
5/08		G 0 1 D 21/00	A 4 C 0 2 7
G 0 1 D 21/00		G 0 8 C 19/00	V 4 C 0 3 8
G 0 8 C 19/00		A 6 1 B 5/04	310 B
審査請求 未請求 予備審査請求 (全 41数)			

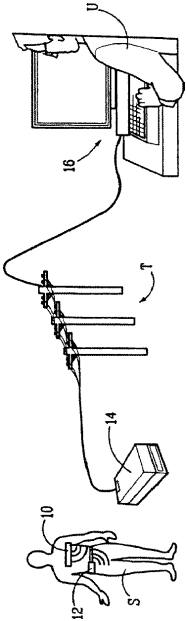
(21)出願番号	特願2000 - 611805(P2000 - 611805)	(71)出願人	ネキサン・リミテッド イギリス・ケンブリッジ・バーンウエルロード・ザクオラム
(86)(22)出願日	平成12年4月10日(2000.4.10)	(72)発明者	ニュー, ウイリアム, ジュニア アメリカ合衆国カリフォルニア州94062 - 4839ウッドサイド・スカイウッドウェイ95
(85)翻訳文提出日	平成13年10月12日(2001.10.12)	(72)発明者	ハリー, アンドレア・ジエイ イギリス・ケンブリッジ シービー5 8キユーユー・ハワードクローズ20
(86)国際出願番号	PCT/US00/09521	(74)代理人	弁理士 小田島 平吉
(87)国際公開番号	W000/062665		
(87)国際公開日	平成12年10月26日(2000.10.26)		
(31)優先権主張番号	09/292,159		
(32)優先日	平成11年4月15日(1999.4.15)		
(33)優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 生理学的センサーアレイ

(57)【要約】

本発明は、哺乳類被験体(S)に取り付ける生理学的センサー装置(1 0)であって、出力送信器(1 2)、各が被験体の生理学的要因の一つを感知する少なくとも2個の生理学的センサー、及び信号を遠隔の位置(1 6)に操作可能に送信する出力送信器(1 2)と通信するコントローラ(5 9、6 1)を備えた生理学的センサー装置(1 0)である。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 哺乳類被験体に取り付ける生理学的センサー装置であって、出力送信器、各が被験体の生理学的要因の一つを感知する少なくとも2個の生理学的センサー、及び生理学的センサーと操作可能に通信するコントローラーであって異なったサンプリング速度で前記センサーの出力をサンプルしそして双方の感知された生理学的要因のデータ表現を含む信号を、遠隔位置に信号を操作可能に送信する前記出力送信器に通信する前記コントローラーを備え、コントローラーが、生理学的センサーからサンプルされたデータを直列の出力信号内に挿入するマルチプレクサーを備える前記生理学的センサー装置。

【請求項2】 マルチプレクサーが用途特定集積回路（ASIC）において実行される請求項1による生理学的センサー装置。

【請求項3】 出力送信器が、信号を遠隔位置に無線送信できる請求項2による生理学的センサー装置。

【請求項4】 コントローラーが、生理学的センサーからアナログ信号をサンプルしそしてサンプルされたアナログ信号を出力送信器に与えるためにデジタル信号に変換する請求項1による生理学的センサー装置。

【請求項5】 前記少なくとも2個の生理学的センサーが、ECGセンサー、呼吸センサー、運動センサー、及び温度センサーからの少なくとも2個を備える請求項1による生理学的センサー装置。

【請求項6】 前記少なくとも2個の生理学的センサーが、第1の呼吸センサーと第2の呼吸センサーとよりなる請求項5による生理学的センサー装置。

【請求項7】 第1の呼吸センサー及び第2の呼吸センサーの少なくとも一方が曲がりセンサーよりなる請求項6による生理学的センサー装置。

【請求項8】 第1の生理学的センサーがECGデータを操作可能に検出し、コントローラーはECGデータの信号表現を第1のサンプリング周波数で出力送信器に操作可能に通信し、そして第2の生理学的センサーは呼吸、運動及び温度のデータの少なくとも1種を操作可能に検出しかつ前記少なくとも1種のデータの信号表現を第2のサンプリング速度で出力送信器に操作可能に通信する請求項1による生理学的センサー装置。

【請求項 9】 第1のサンプリング周波数が第2のサンプリング周波数より大きい請求項8による生理学的センサー装置。

【請求項 10】 第1のサンプリング周波数が第2のサンプリング周波数より約10倍大きい請求項9による生理学的センサー装置。

【請求項 11】 第1のサンプリング周波数が250Hzの位数である請求項10による生理学的センサー装置。

【請求項 12】 哺乳類被験体に取り付ける生理学的センサー装置であって、長い部材とその上に取り付けられかつ長い部材の曲がりの量に依存して変化する電気的特性を有する電気構成要素を有する曲がりセンサー、及び電気構成要素の電気特性の変動を検出しこれにより使用中の被験体の生理学的要因を判定するための電氣的監視装置を備える前記生理学的センサー装置。

【請求項 13】 電気構成要素が、長い部材の上に重ねられた長い抵抗体よりなる請求項12による生理学的センサー装置。

【請求項 14】 抵抗体が、導電性インキのトラック及び導電性インキ上の高導電性材料の一連の少なくとも2個の区域を備え、これにより個々の導電性センサーが高導電性材料区域なしの導電性インキのトラックより小さい組合せ抵抗を有する請求項13による生理学的センサー装置。

【請求項 15】 導電性インキが実質的にU字形トラックを形成する請求項14による生理学的センサー装置。

【請求項 16】 長い部材が可撓性基板よりなる請求項12による生理学的センサー装置。

【請求項 17】 人の胸部に取り付けようにされた請求項12による生理学的センサー装置。

【請求項 18】 曲がりセンサーが、使用時に、少なくとも部分的に被験者の胸筋の上に適用するようにされた請求項17による生理学的センサー装置。

【請求項 19】 曲がりセンサーが、使用時に被験者に取り付けられたとき、被験者の前胸部位置から腋下にいたる間を伸びる請求項17による生理学的センサー装置。

【請求項 20】 患者に操作可能に位置決めできる2個の電極センサー、電

極センサーの各に電流を駆動するための電流発生器、及び使用時に被験者に取り付けられたとき電極センサーのインピーダンスの変動を判定するインピーダンス測定装置を備え、被験者の運動の変化が、かかる動きにより生じた電極センサーにおけるインピーダンスの変動として測定される生理学的センサー装置。

【請求項21】 電流発生器が、2個の電極の各を操作可能に交互に駆動するサイン波発生器よりなる請求項20による生理学的センサー装置。

【請求項22】 インピーダンス測定装置が、2個の電極センサーの各からの入力を有する差動増幅器を備える請求項20による生理学的センサー装置。

【請求項23】 差動増幅器による信号出力が、更なる増幅段階にAC結合されるより前に濾波器及び復調器を通過する請求項22による生理学的センサー装置。

【請求項24】 電流発生器が交流を発生し、そしてインピーダンス測定装置がエリアシング防止濾波器を備える請求項23による生理学的センサー装置。

【請求項25】 2個の電極センサーが、被験者の呼吸を監視するための4個の電極センサーにおける駆動電極である請求項24による生理学的センサー装置。

【請求項26】 遠隔の位置に被験者の動きの出力信号表現の無線送信ができる出力送信器を備える請求項20による生理学的センサー装置。

【請求項27】 被験者の心電図データ及び呼吸データの測定に使用する複数の電極センサーを備え、電極センサーの少なくとも1個が心電図及び呼吸の測定の両者に使用され、更に心電図データ及び呼吸データを遠隔の位置に無線送信できるように前記電極センサーの出力に応答する出力送信器を備える携帯式生理学的センサー装置。

【請求項28】 前記複数の電極センサーの少なくとも1個からの信号が、ECG測定装置により第1のサンプリング周波数で周期的にサンプルされ、更に呼吸測定装置により第2のサンプリング周波数で周期的にサンプリングされる請求項27による生理学的センサー装置。

【請求項29】 第1のサンプリング周波数が第2のサンプリング周波数より大きい請求項28による生理学的センサー装置。

【請求項30】 第1のサンプリング周波数が第2のサンプリング周波数の約10倍大きい請求項29による生理学的センサー装置。

【請求項31】 第1のサンプリング周波数が250Hzの位数であり、そして第2のサンプリング周波数が25Hzの位数である請求項30による生理学的センサー装置。

【請求項32】 使用時に哺乳類被験体に取り付けることができ、そして被験体の心電図データと呼吸データの少なくとも一方の監視を支援するようにされた2個の電極センサーを備え、更に使用時の患者の動きの大きさを判定する2個の電極センサー間のインピーダンスの変動を操作可能に監視する運動検出器を備える携帯式生理学的センサー装置。

【請求項33】 2個の電極センサーと更なる2個の電極センサーとを有する第1の呼吸センサーを更に備え、2個の電極センサーの一方の対と2個の更なる電極センサーとが1対の駆動電極を形成しこれに駆動電流が操作可能に加えられ、更に2個の電極センサーの他方の対と更なる電極センサーとが第1の呼吸センサーへの1対の入力電極を形成する請求項32による生理学的センサー装置。

【請求項34】 第1の呼吸センサーが、2個の電極センサーの各からの入力を有する差動増幅器を備える請求項33による生理学的センサー装置。

【請求項35】 呼吸を測定する曲がりセンサーを更に備える請求項32による生理学的センサー装置。

【請求項36】 温度センサーを更に備える請求項32による生理学的センサー装置。

【請求項37】 心電図電極センサーからの出力を第1のサンプリング周波数でサンプルし、かつ別の生理学的センサーを第1のサンプリング周波数より小さい第2のサンプリング周波数でサンプルするコントローラーを更に備える請求項32による生理学的センサー装置。

【請求項38】 コントローラーが、心電図センサーでない少なくとも2個の生理学的センサーからの出力を実質的に同じ第2のサンプリング周波数でサンプルする請求項37による生理学的センサー装置。

【請求項39】 第1のサンプリング周波数が第2のサンプリング周波数の

約10倍である請求項37による生理学的センサー装置。

【請求項40】 哺乳類被験体に取り付ける生理学的センサー装置であって、使用時に被験体に関する生理学的データを獲得するためのセンサー、及びセンサーから生理学的データの信号表示を受けこの信号を遠隔位置に送信する出力送信器を備え、出力送信器が、出力送信器を遠隔位置の遠隔の受信機に誘電結合させるための誘電素子を備える前記生理学的センサー装置。

【請求項41】 出力送信器が誘電素子と並列な貯蔵用キャパシターを備える請求項40による生理学的センサー装置。

【請求項42】 誘電素子が第1及び第2の端部を有し、供給線路間の誘電素子を横切る極性を逆転できるように端部の各が1対のスイッチを介して出力送信器内の信号供給線路に接続される請求項40による生理学的センサー装置。

【請求項43】 誘電素子が、出力送信器のHブリッジ回路の部分形成するコイルよりなる請求項40による生理学的センサー装置。

【請求項44】 誘電素子が長方形で実質的に平らなコイルよりなる請求項40による生理学的センサー装置。

【請求項45】 哺乳類被験体の取り付け生理学的センサー装置であって、1個又は複数個の生理学的センサー、1個又は複数個の生理学的センサーからの信号を遠隔の位置に送信する出力送信器、及び生理学的センサー装置を識別するための連続番号を記憶するためのメモリを有し、この連続番号が信号と共に出力送信器により送信される前記生理学的センサー装置。

【請求項46】 連続番号が無作為に作られる請求項45による生理学的センサー装置。

【請求項47】 乱数発生器及び乱数発生器からの無作為に作られた番号を選択しかつ選択された無作為に作られた番号を装置連続番号としてメモリに蓄積するコントローラーを備えた請求項45による生理学的センサー装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の背景】****【0002】****【発明の分野】**

本発明は、1以上の被験体の生理学的要因に関するデータを得るために、哺乳類被験体に取り付ける生理学的センサー装置又はセンサーアレイに関する。特に、本発明は、心電図データ及び呼吸データのような生理学的データを感知し得るように、人の被験者の胸に取付け可能なパッチの形式の生理学的センサー装置に関する。

【0003】**【従来技術の説明】**

従来技術は、心臓機能の観察を要する患者の治療に使用する心電図信号の感知及び送信装置を明らかにするルーイスのUS 3943918号を含む。この開示された装置は、基本的に、長方形の発泡材ブロックの片面に1対の円形電極を有する発泡パッドより構成される1回使用の使捨て式のものである。ブロックは、RF信号を、患者から約30.5m(100ft)以内にあることが必要な受信器に送信する電子回路を備える。続いて、受信器及び同等装置を備えた監視ステーションにおいて、信号の濾波及び増幅が行われる。装置は使捨て式であり、このため多少粗雑でありかつ極めて基本的なECG測定についての2個の電極を備えるだけである。

【0004】

US 4121573号は、発泡体パッドに取り作られた1対の間隔を空けられた円形電極を使用して患者の心拍を監視するための胸部センサーを明らかにする。心拍信号を獲得し送信するための電極と電子回路間の電気接続が、個別の電気リード線又は電線により提供される。回路及び電線は、発泡体の第1層の裏面に置かれそして発泡体の第2層により定位置に保持される。従って、この比較的粗雑な2電極装置においては、明らかに厚い形状の発泡体層、電子回路及び電極が設けられる。

【0005】

US4957109号は、患者用の心電図信号を作るときに使用する電極アレイを明らかにする。このアレイは、人体の種々の部位に取り付けるための（半円形電極の対を含んだ）10個の異なった電極領域を備える。電極は、信号処理装置に取り付けるための出力コネクタに接続される。電極センサー及び電極と出力導電体との間の電気導体は、標準12リード型の診断用心電図検査のために電極を人体の適切な位置に置き得るように大きいデントリティック（dentritic）又は樹状形態を有する大きな可撓性回路板に形成される。使用の際は、各ECG電極からの多重化されたデータを有するデジタル赤外線信号が遠隔位置に送信される。この配列は、明らかに洗練されているが、12リード型の心電図検査の場合に意図されただけであり、かつ使捨て式でない。

【0006】

US5634468号は、ヒドロゲル接着剤に包まれたMYLAR（商標名）で形成された中央構造部材を有する長方形パッチよりなる患者の生理学的監視用センサーを明らかにする。センサーの一方の面は、患者と接触する4個の円形電極を持つ。電極は、構造部材の反対側の面上の電子回路パッケージに接続される。電子回路パッケージは、ECGデータを受け、このデータを監視ユニットに送信する。しかし、この小さなセンサーはECG信号の測定に限定される。

【0007】

US5353793号は、患者の胸のまわりを完全に取り巻くバンドを備えたECG測定用のセンサー装置を明らかにする。胸バンドは、選択的にショルダーストラップ及び選択的な腹部バンドを持つことができる。電極は、呼吸、心拍及びECG信号を監視するためにバンドの内側周囲面のまわりに位置決めされる。ECG電極は、皮膚と電氣的に接触する簡単な導電性センサーである。心拍センサー及び呼吸センサーは、圧電素子よりなる引張りセンサーを備える。最小で7個のECGセンサーが設けられるが、バンドのまわりに空間を空けて18個まで置くことができる。1個の胸バンドに2個以上の圧電センサーを設けることができる。種々のセンサーが配線で接続され、従って全体としての装置は非常に大きい。また、センサーからのデータはコネクタを介して電線を介して遠隔位置に

転送される。ラジオリンクの可能性が述べられるが、使捨てができる経済性をいかに達成し、しかもかつ種々のセンサーからのデータ転送の精度及び効率をいかに確保するかについて詳細にされていない。

【0008】

国際特許出願WO94/01039号は、患者の胸部に取り付けるためのストリップ組立体を有する生理学的監視装置を明らかにする。このストリップは、ECGデータを得るために患者の胸の前胸部領域に取り付ける一連の9個の導電性電極センサーを備える。ストリップは、RF搬送波信号を変調する多重アナログ信号を、ストリップから50ないし100メートルまでとなし得る遠隔のデータ解析ステーションに送信するために無線送信されるECGデータを測定するだけである。ここでは、携帯用システムを使った患者の全ECG検査を提供することに力点が置かれ、従って使捨ての可能性及びECG以外の別の形式のセンサーからのデータの効率的な通信については説明されない。

【0009】

【発明の概要】

本発明の目的は、従来技術の諸問題を避け又は少なくとも軽くすることである。特に、本発明は、改良された生理学的センサー装置であって、例えば24時間にわたる1回の使用の後、経済的な問題なしに廃棄し得る比較的安価な電気システムを使用して、種々の形式の生理学的データを正確及び又は連続的に収集できる装置を提供すること探索する。本発明の更なる目的は、作るに比較的費用がかからずに、例えばECG、呼吸、動き及び/又は温度のような種々の形式の生理学的データを、収集し得る装置を提供することである。更なる目的は、1形式以上の生理学的データを獲得するために1個のセンサーを使用することである。

【0010】

従って、本発明の第1の態様は、哺乳類被験体に取り付ける携帯式かつ使捨て式の生理学的センサー装置であって、ECG又は呼吸のような被験体の生理学的要因を感知するための生理学的センサー、及び感知された生理学的要因の信号表現を信号を、遠隔位置に操作可能に転送する出力に通信するために、生理学的センサーと操作可能に通信するコントローラーを備えた前記センサー装置を提供す

る。

【0011】

好ましくは、各が被験者の異なった生理学的要因を感知する少なくとも2個の生理学的センサーが設けられる。コントローラーは、感知された生理学的要因の両者のデータ表現を、信号を遠隔位置に操作可能に送信する出力送信器に送信するために、生理学的センサーと操作可能に通信する。好ましくは、コントローラーは、両生理学的センサーからのデータを一連の出力信号に挿入する。

【0012】

好ましい実施例においては、本発明のコントローラーは、用途特定集積回路、及びセンサーと出力との間で信号を通信するように設計されたコントロール回路を備える。好ましくは、出力は、例えば受信器と誘導結合するために、低周波RF搬送波のようなデジタル変調された電磁波搬送周波数を使って遠隔位置と信号の無線通信ができる。また、コントローラーは、生理学的センサーからアナログ信号をサンプルし、そしてサンプルされた信号をアナログデジタル変換器を使ってデジタル信号に変換する。

【0013】

或いは、第1及び第2の呼吸センサーが設けられ、その一方は、例えば被験者の胸、好ましくは被験者の胸筋の上又は付近に置くことができる曲がりセンサーよりなる。

【0014】

本発明により、出力は、2個以上の生理学的センサーからのデジタル信号を含んだ送信信号を送信する。2個の生理学的センサーからの異なった信号の送信速度が変更可能であることが好ましい。好ましくは、第1の生理学的センサーは、ECGデータを操作可能に感知し、コントローラーはECGデータの信号表現を第1のサンプリング周波数で出力送信器に操作可能に通信し、そして第2の生理学的センサーは呼吸、動き及び温度のデータの少なくとも一つを操作可能に検出し、そしてこのデータの信号表現を第2のサンプリング周波数で出力送信器に操作可能に通信する。好ましくは、第1のサンプリング周波数は、第2のサンプリング周波数の大きさ又はより大きく、好ましくは第2のサンプリング周波数の約1

0倍である。例えば、第1のサンプリング周波数を250Hzとし、第2のサンプリング周波数を25Hzとすることができる。

【0015】

本発明の別の態様により、哺乳類被験体に取り付ける生理学的センサー装置であって、24時間以上、又は実際はもっと長く、例えば48時間の連続使用に適し、そして、生理学的センサー、生理学的センサーと操作可能に通信してECG又は呼吸のような被験体の生理学的要因の信号表現を作るコントローラー、及び遠隔位置に信号を送信するための出力を備えた前記生理学的センサー装置が提供される。従って、装置は、一般に1回の連続使用後に廃棄される。装置に2個以上の生理学的センサーが設けられることが好都合である。

【0016】

本発明の更なる態様により、哺乳類被験体に取り付ける生理学的センサー装置であって、長い部材とその上に取り付けられかつ長い部材の曲がりの量に依存して変化する電気的特性を有する電気構成要素とを有する曲がりセンサー、及び電気構成要素の電気特性の変動を検出しこれにより使用中の被験体の呼吸のような生理学的要因を判定するための電氣的監視装置を備える生理学的センサー装置が提供される。好ましくは、電気構成要素は、長い部材の上に重ねられた長い抵抗体よりなる。抵抗体は、導電性インキのトラック及び導電性インキ上の金属材料のような高導電性材料の連続した2個以上の区域を備え、これにより個々の導電性センサーは高導電性材料の連続区域なしの導電性インキのトラックより小さい組合せ抵抗を持つ。好ましくは、長い抵抗体又は導電性インキのトラックは実質的にU字形トラックである。長い部材は、MAYLAR（商標名）のような可撓性基板より構成できる。本発明の装置は、使用時に、好ましくは人の胸部、例えば被験者の胸筋の上、より好ましくは被験者の前胸部位置から腋下の間に取り付けられ、これにより、例えば被験者の呼吸を監視できる。

【0017】

本発明の更なる態様は、生理学的センサー装置であって、患者に操作可能に位置決めできる2個の電極センサー、電極センサーの各に電流を駆動するための電流発生器、及び使用時に患者に取り付けられたとき電極センサーのインピーダンス

スの変動を判定するインピーダンス測定装置を備え、これにより被験者の運動の変化が、かかる動きにより生じた電極センサーにおけるインピーダンスの変動として測定される。好ましくは、電流発生器は、2個の電極の各を操作可能に交互に駆動するサイン波発生器より構成される。インピーダンス測定装置は、2個の電極センサーの各からの入力を有する差動増幅器より構成することができる。差動増幅器からの信号出力は、更なる増幅段階にA C結合されるより前に、濾波器及び復調器を通過することができる。好ましくは、電流発生器は交流を発生し、そしてインピーダンス測定装置は、インピーダンス信号の適正な検出を確保するために、更なる増幅段階の後にエリアシング防止用濾波器を備える。好ましくは、2個の電極センサーが、被験者の呼吸を監視するため4個の電極センサー配列における駆動電極である。

【0018】

本発明のなお別の態様は、携帯式生理学的センサー装置であって、被験者の心電図データ及び呼吸データの測定に使用する複数の電極センサーを備え、電極センサーの少なくとも1個が心電図及び呼吸の測定の両者に使用され、更に心電図データ及び呼吸データを遠隔の位置に無線送信できるように電極センサーの出力に応答する出力送信器を備える携帯式生理学的センサー装置を提供する。好ましくは、少なくとも1個の電極センサーからの信号がE C G測定装置により第1のサンプリング周波数で周期的にサンプリングされ、更に呼吸測定装置により第2のサンプリング周波数で周期的にサンプリングされる。第1のサンプリング周波数が第2のサンプリング周波数より大きいことが好ましい。好ましい実施例においては、第1のサンプリング周波数は、第2のサンプリング周波数の約10倍であり、例えば、第1のサンプリング周波数は、第2のサンプリング周波数25Hzと比較して250Hzとすることができる

本発明の更なる態様は、使用時に哺乳類被験体に取り付けることができる携帯式生理学的センサー装置であって、被験体の心電図データの一つ及び呼吸データの監視を支援するようにされた2個の電極センサーを備え、更に使用時の患者の動きの大きさを判定する2個の電極センサー間のインピーダンスの変動を操作可能に監視する運動検出器を備えた携帯式生理学的センサー装置を提供する。好ま

しくは、装置は、2個の電極センサーと更なる2個の電極センサーとを有する第1の呼吸センサーを更に備え、2個の電極センサーの一方の対と2個の更なる電極センサーとが1対の駆動電極を形成しこれに駆動電流が操作可能に加えられ、更に2個の電極がセンサーの他方の対と更なる電極センサーとが呼吸センサーへの1対の入力電極を形成する。好ましくは、第1の呼吸センサーは入力電極の各からの入力を有する差動増幅器を備える。また、装置は、例えば曲がりセンサーを有する第2の呼吸センサーを備える。装置は、温度センサーを更に備える。

【0019】

本発明の別の態様は、哺乳類被験体に取り付ける生理学的センサー装置であって、使用時に被験体に関する生理学的データを獲得するためのセンサー、及びセンサーから生理学的データの信号表示を受けこの信号を遠隔位置に送信する出力送信器を備え、出力送信器が、遠隔位置の遠隔の受信機に出力送信器を誘電結合させるための誘導素子を備える生理学的センサー装置を提供する。誘導結合は装置からのデータの転送を低電力で行わせることができる。

【0020】

好ましくは、出力送信器は、貯蔵用キャパシターと誘電素子とを備え、これらは送信の電力効率を一緒に改善する。誘電素子は、第1及び第2の端部を有し、誘電素子を横切る極性を逆転できるように端部の各が1対のスイッチを介して出力送信器内の信号供給線路に接続される。誘電素子は、出力送信器のHブリッジ回路の部分形成するコイルよりなることが好ましい。好ましい実施例においては、誘電素子は、長方形で実質的に平らなコイルよりなる。

【0021】

本発明のなお別の態様は、哺乳類被験体の取り付け生理学的センサー装置であって、1個又は複数個の生理学的センサー、1個又は複数個の生理学的センサーからの信号を遠隔の位置に送信する出力、及び生理学的センサー装置を識別するための連続番号を記憶するためのメモリを有し、この連続番号は信号と共に出力送信器により送信される生理学的センサー装置を提供する。連続番号は無作為に作られる。装置は、乱数発生器及び乱数発生器からの無作為に作られた番号を選択しかつ選択された乱数番号を装置連続番号としてメモリに蓄積するコントロ

ーラーを備える。

【0022】

本発明のいずれの態様による生理学的センサーの各は、恐らくは可変増幅段階を含む第1増幅器；濾波器、例えば帯域通過濾波器；及びいかなる搬送周波数も除去する復調段階の1個以上を備えることができる。信号がASIC及び制御回路とを備えたコントローラーを通過するより前にエリアシング防止段階及び続くスイッチトキャパシターローパスフィルターの前に、同様に恐らくは可変増幅段階を含んだ更なる増幅段階を設けることができる。このコントローラーは、予め選定されたセンサーからの信号をアナログデジタル変換器に駆動し、この変換器はデジタル信号を予め選ばれた搬送周波数を変調するために使用される。

【0023】

【現在の好ましい実施例の詳細な説明】

さて、本発明の好ましい実施例の説明が、付属図面を参照し例示の方法で説明されるであろう。

【0024】

図1は、人の被験者又は患者Sの胸部に取り付けられた本発明による生理学的センサー装置又はアレイ10を示す。装置10は、被験者の生理学的状態に関するデータを発生する（後で説明される）センサーのアレイ10aを備える。このデータは携帯式信号転送ユニット12に送られる。一方、信号転送ユニット12は、測定された生理学的諸要因の信号表示を基地ステーション14に送り、基地ステーションは、適切にプログラムされたコンピューター16bを備え得る遠隔の監視ステーション16と操作可能に通信する。この通信は、例えばモデム14c及び16aを使用して、例えば陸上電話システムのような電信又は電話回路ネットワークTを介して行われる。

【0025】

システムの種々の構成要素の基本的な構造が、図2の図式的なブロック図に示される。見られるように、装置10は、生理学的データを処理しかつ信号転送ユニット12と通信するためのコントローラーを形成する適切な電子回路と通信するセンサーのアレイ10aを備える。この例においては、装置10は、用途特定

集積回路（ASIC）59、及び少なくとも1個のマイクロコントローラ61cを備える。電子回路の好ましい形式の更なる詳細及びセンサーの詳細は以下説明される。ただし、装置10の構造及び製造方法の更なる詳細は、参考文献としてここに取り入れられた出願人の同時係属出願の米国出願09/292157号「生理学的センサー装置」において与えられる。

【0026】

このシステムは、更にプロセッサ12bと通信する受信器12aを有する携帯式信号転送ユニット12を備え、一方、ラジオモジュール12cを介して基地ステーション14とデータ及び命令の双方向転送ができる。ユニット12の好ましい形式の更なる詳細は、参考文献としてここに取り入れられた出願人の同時係属出願の米国出願09/292158号「携帯式信号転送ユニット」において与えられる。

【0027】

基地ステーションユニット14は、信号転送ユニット12からデータ信号を受け取るためのラジオモジュール14a、生理学的データを操作しかつモデム14cと回路網Tとを介して基地ステーション14から遠隔の監視ステーション16に転送できるように適切にプログラムされたプロセッサ14bを備える。遠隔の監視ステーション16は、例えば、モデム16a、及びプログラム可能なコンピューター16bを備えることができる。基地ステーション14及び遠隔監視ステーション16並びに全体としてのシステムの、装置10と信号転送ユニット12との間の送信データのフォーマット及び送信プロトコールの詳細を含んだ更なる詳細は、参考文献として内容全体がここに取り入れられた出願人の米国同時係属出願09/292405号「携帯式遠隔患者用遠隔監視システム」に与えられる。

【0028】

図3は、本発明による生理学的センサー装置10の好ましい実施例の正面図であり、使用時に被験者に取り付けられる装置の前面を示している。装置10は、前胸部に置くための第1のセンサー領域20、及びヨーク又はウェブ24により連結された第2のセンサー領域22を備える。装置10は、更に被験者の左腕の

下で被験者の腋窩のすぐ下に置くための第3のセンサー領域26を備える。第3の領域26は、ウェブ28により第1の領域20に取り付けられる。第1の領域20は、3個の電極30、32及び34を備え、第2の領域22は2個の電極36及び38を備える。第3のセンサー領域26の底部に電極40の形式の第6の電極が設けられる。電極センサーは、心拍、呼吸及び、又は以下説明されるような運動のような生理学的要因を監視するために使用され、導電性ゲルの使用により被験者の皮膚と電気接触して機能することができる。

【0029】

ウェブ28に近い第1のセンサー領域20に、従って使用中の被験者の胸に隣接し又は少なくとも近接して更なる生理学的センサー42が設けられる。センサー42は、例えば被験者の胸の運動量を決定でき、従って呼吸を監視するために使用することができる。センサー42は、表面にインキのような導電性材料のストリップが取り付けられた可撓性の非導電性基板を有する曲がりセンサーより構成することができる。一方では、これは、導電性ストリップの上に取り付けられた一連の高導電性区域、例えば金属を持つ。導電性材料の抵抗は可撓性基板の曲がり量に従って変化する。かかるセンサーは、例えば、ニューヨークのAbrams/Gentile Entertainment Inc.より入手可能である。曲がりセンサー42は、胸のどこに置くこともできるが、胸筋の上方又はこれに隣接するように前胸部と腋窩との間に置かれることが好ましい。例えばサーミスターを備えた温度センサー44の形式の更なる生理学的センサーが設けられる。

【0030】

導電性トラック48を介して種々のセンサーと操作可能に通信するASIC59のような適切な電子回路及びマイクロコンピューター61を有するオンボード電気システムのために印刷回路板46が設けられる。このシステムは、PCB46のまわりに具合よく適合し得るように実質的に平らでかつ長方形となし得るコイルアンテナ50を介して信号転送ユニット12と通信できる。センサー領域20及び22を通過する一連のスロット52、54及び56が図3に示される。これらスロットは、隣接した電極間に分離空隙を提供し、従ってこれらを非導電的

に分離し、更にセンサー領域20及び22に更なる可撓性を与える。印刷回路板46に取り付けられる適切な電池を受け入れるために装置10の複数の層を通過する開口部58も図3に図式的に示される。

【0031】

使用時には、装置10は、第1のセンサー領域20が胸の前胸位置に置かれ、ウェブ24が胸骨を横切り、そして第2のセンサー領域22が胸の右側で領域20と実質的に水平方向で揃うように置かれるように患者に取り付けられる。ウェブ28は被験者の胸筋の上を横切り、そして第3の領域26は、患者の左腋窩又は左腋の下に置かれることが好ましい。

【0032】

印刷回路板46に取り付けられたASIC59への種々のセンサーの接続が図4に示される。好ましい実施例においては、電極30は、ECG基準電極として作用し、電極40及び36は、それぞれ正及び負のECG電極として作用する。3個の電極センサーが標準ECGリードII信号に近似した作用をすることが好ましい。基準電極、正と負のECG電極として電極30、32、34、36、38及び40のその他の組合せを使用し得ることは勿論である。この場合、基準電極は正と負の電極からできるだけ離すことが好ましい。この配列は、呼吸センサー及びECGセンサーの部分として電極の一つを共通使用するために特に適している。

【0033】

電極36は電極センサー32、34及び38と同様に呼吸センサーとしても作用し、その利用は以下詳細に説明される。加えて、曲がりセンサー42は、電圧分割器及び抵抗器R4とキャパシターC8とを有するフィルター構成を経てASIC59に接続される。温度センサー44は、抵抗器R5を有する電圧分割器を経てASIC59に接続されたサーミスターTH1を備える。

【0034】

電子システムへの電力は電池により供給され、電池は、この実施例においては、DA675電池のような1.4Vの亜鉛空気電池を3個備え、これらは直列で、PCB46の電力レール間の最大で約4.2Vを提供する。事実、構成要素の

大部分は2.5V電源を必要とし、システムに対する約24時間の所要作動継続時間に対して、3個の1.4V電池の使用が適切な電源を提供することが見いだされた。

【0035】

図4に示された種々のピンの更なる記述が表1に与えられ、ASIC59の機能的構成要素及び外部構成要素の更なるブロック図が図5に与えられる。

【0036】

図4及び5に示されたECGセンサー又は回路は、大きい共通モード信号を排除しつつ(ASIC59のECGINP/RespINP及びECGINNピンで感知される)2個の胸電極36、40からの小さい電圧差を増幅することが要求される。ECGRefピンに接続された第3の電極30は、接地基準電極として作用する。信号は、オフチップRC回路網を使用してASIC59内にAC結合される(図4)。ASIC59は、入力信号を増幅し濾波し、更に調整可能な利得及びオフセットのための設備を持つ。濾波されたECG信号は、好ましくは250Hzでサンプリングされ、A/D変換器120によりデジタル信号に変換される。

【0037】

より詳細には、ECG回路は、図5に示されるように電極センサー36及び40に接続された差動増幅器又は演算増幅器60を備える。増幅器60は、例えば増幅度54dBを提供する。次いで、信号は、0ないし10.5dBの可変増幅度62に送られる。ECG信号は、続いてスイッチトキャパシタフィルタにおける適正なサンプリングを容易にするためにエリアシング防止装置64を通過する。次いで、出力信号は、スイッチトキャパシターローパス回路66に通過し、マルチプレクサー70に送られる。

【0038】

スイッチトキャパシターローパス回路66により85Hzの高周波カットオフを与えることができるが、これは、例えば水晶発振器116の水晶の周波数を変えてこれにより高周波カットオフを85Hzから100Hzに増加させることにより変更することができる。

【0039】

温度の感知は、オフチップサーミスター / 抵抗式電圧デバイダーを使用して行われる。温度センサー44にインターフェースするためにASIC59の1個のピンTempが使用される。無信号条件付けは行う必要がない。代わりに、電圧は直接多重化され、A/D変換器120内に入る。A/D変換器120は、電池電圧の変化を相殺し得るため、基準電圧として V_{DD} を使用することが好ましい。このデジタル値の温度値への変換は、ASIC59と無関係に行われる。皮膚温度データは25Hzで集めることができる。好ましくは、サーミスター44により監視される温度範囲は、精度が約 ± 0.5 で25から45の間である。

【0040】

呼吸数測定の一方法は、身体の胸腔のインピーダンスの変化を検出するように4極電極を使用する。1対の電極38、32がRespDrvPピン及びRespDrvNピンから往復する電流により駆動され、これが、身体のインピーダンスに比例して身体を横切る電圧を生ずる。例えば、50kHzサイン波発生器72を使うことができる。電極34と36とが電圧の感知に使用される。一方の電極36はECG入力(ピンEcginP/RespInP)に割り当てられ、他方の電極34はASIC59に至るピンRespInNに接続される。これら入力は、例えば増幅度34dBを与える第1段増幅器90に供給され、信号は、これから、更に例えば0から10.5dB増幅できる可変増幅器92に通過される。信号はバンドパスフィルター94を通り復調回路96に至る。復調回路96は、好ましくはローパスフィルターが続く精密整流器よりなり、これはノイズがあるときのピーク検出器型の回路よりもよい性能を与える。

【0041】

復調された呼吸信号はキャパシターC7を介してピンRespACInに容量結合され、更に、例えば34dB増幅器98と可変増幅器100(この場合も好ましくは0から10.5dB)とよりなる第2段階増幅を経てエリアシング防止装置102に通過する。最後に、信号は、マルチプレクサー70に行く前にスイッチトキャパシターローパスフィルター回路104を通過する。復調器96と第2の利得段階及びフィルター(98から104)は、必要がなければ(例えば、

別の方法の呼吸測定が使われた場合) 他と無関係に電力を断つことができる。見られるように、復調された呼吸信号を第2利得段階にAC結合させるために、オフチップキャパシターC7と共にASIC59の2個のピンRespACOut及びRespACInが使用される。

【0042】

呼吸は曲がりセンサー42を使用して測定することもできる。この方法は、呼吸測定のために抵抗曲がりセンサー42を使用し、このセンサーは、好ましい実施例においては典型的に平らなときの12kΩから90°曲げたときの40kΩの間を変化するインピーダンスを持つ。呼吸モニターに使用するときのインピーダンス変化は、一般に約500-1000Ωである。別の例においては、26kΩから200kΩの間の可変インピーダンス(0°から90°の間の曲がり)を有する曲がりセンサーが、正常な呼吸中、500Ωから2000Ωの間のインピーダンス変動を提供する。かかる曲がりセンサーを使用して約5kΩのインピーダンスの大きな変動により深い呼吸を検出することができる。曲がりセンサー42は、可撓性の非導電性基板であってその上に例えばインキのような導電性材料のストリップが取り付けられ、これが一方では導電性ストリップ上に取り付けられた金属の一連の高導電性区域を有する可撓性非導電性基板を備えることができる。かかるセンサーは、例えばニューヨークのAbrams/Gentile Entertainment Inc.より入手可能である。一実施例においては、導電性トラックはトラックのアームの各の端部に電気接点を有するU字形である。

【0043】

曲がりセンサー42は、外部抵抗R4と直列に接続される。この組合せは供給レールを横切って接続され、電圧デバイダーとして作用する。デバイダーの中間点はBendSenseピンを介してASIC59内にAC結合される。次いで、信号は増幅106(例えば26dB)及び108(例えば0-10.5dB)により増幅され、エリアシング防止装置110を通過し、そしてマルチプレクサー70内に駆動される前にスイッチトキャパシターフィルター122で濾波される。

【0044】

運動検出のためのインピーダンス測定値は、呼吸（インピーダンス）駆動電極38及び32の間、即ちRespDrvPピンとRespDrvNピンとの間の監視された電圧からも得られる。復調器及び利得／濾波段階は、呼吸（インピーダンス）チャンネルのものと同様であり、かつ独立的に非作動にすることができる。図5に示されるように、差動増幅器74、例えば16.9dB、がサイン波発生器72から電極38及び32への出力に接続される。差動出力信号は、可変増幅器76（例えば0から10.5dBの間）を通過し、続いてバンドパスフィルタ78及び復調回路80を通る。復調回路80からの出力は、キャパシタC3を経て増幅器82（例えば20dB）に、続いて可変増幅器84（例えば0から10.5dB）にAC結合される。次いで、信号は、エリアシング防止装置86及びスイッチトキャパシタローパスフィルタ88を通過する。最後に、出力信号がマルチプレクサ70に送られる。

【0045】

従って、運動の検出は、電極センサー32と38との間のインピーダンスの変動の効果的な測定である。このインピーダンス変動は、恐らくは、電極と使用者の皮膚との間の導電性ゲルの電気コンダクタンスの変動により生ずる。被験者の動きは装置10のある種の運動を生じ、従って装置10と患者との間の導電性インターフェースにおける小変動を検出することができる。検出された信号の大きさは、運動の大きさを判定するために使用することができる。或いは、閾値以下の信号は患者が実質的に安定していることを示し、一方閾値以上の信号は患者が何かの形の運動を受けていることを示すように、検出された運動の信号についての閾値を予め決定することができる。

【0046】

従って、図示された実施例においては、異なった5組の生理学的データが種々のセンサーにより集められ、適切に復調され、濾波され、そしてマルチプレクサ70に通過する。一方では、マルチプレクサ70は、所定のシーケンスで適切にサンプルされた信号をアナログデジタル変換器120の次々と送る。また、ASIC59は、ASIC59内で幾つかの演算の制御と適正なタイミングを提

供するために制御及び設定論理ユニット121を備える。

【0047】

種々のセンサーチャンネルからのアナログ信号は、オンチップのアナログデジタル(A/D)変換器120を使ってデジタル値に変換される。この場合、A/D変換器の入力は、種々のセンサーチャンネル間で多重化される。A/D変換器120は、引用文献のように電力供給を横切って接続されたオンチップ抵抗器の連鎖を使うことができる。A/D変換器120は、非作動時(サンプル間)に出力低下をさせることができ、そして例えば、分解能10ビットの逐次近似形式の変換器とすることができる。

【0048】

ASIC59は、水晶発振器回路116に従属する2個のピン(Xtal/Clk及びXtalN/C1kN)も持つ。もしオンチップ水晶発振器が使われるならば、外部水晶と2個のキャパシターを接続しなければならない。このとき、クロック信号はXtal/C1kNピンから取ることができる。外部クロック信号が使われる場合は、外部水晶及びキャパシターは除去されることが好ましく、また外部クロックはXtal/C1k入力に入れられる。

【0049】

命令及びデータは、3線リンク(ピンSD, SQ, SClk)の直列リンクインターフェース114を介してASIC59と1個の外部マイクロコントローラ61とを通過する。このマイクロコントローラは、ASIC59内の種々の構成レジスター内に書き込むことができ、かつASIC59上のA/D変換器120を使ってどのセンサーチャンネルからのデータも読むことができる。インターフェース114を形成している直列ポートは、次の3個の線から構成される。即ち、

1. SClk(直列クロック): これはASIC59への入力である。

【0050】

2. SQ(直列データ出力): この出力は、測定データ及びASIC59からマイクロコントローラ61の一つへの別の情報を運ぶ。

【0051】

3. S D (直列データ入力) : この入力は、命令及びマイクロコントローラー 61 の一つから A S I C 59 内へのデータを運ぶであろう。

【0052】

直列リンクインターフェース 114 は、3種の演算、即ち、命令、読出し、及び書込みを支持する。命令は、A S I C 59 内に8ビット演算コードをクロックすることにより実行される。レジスター読出し演算のために、データの更なるビットが A S I C 59 内にクロックされる。レジスター書込み演算のために、演算コードが受け取られた後で、データの10ビットまでが S Q ピンにおいてクロックアウトされる。

【0053】

S C l k の立上がり縁はアクティブであり、S D ピン上のデータは立上がり縁で読み取られる。立上がり縁に続いて S Q ピンにおけるデータ変化が生ずる。信号 S C l k は連続的にクロックされる必要はない。A S I C 59 は、論理1がクロックインされたときに演算コードの開始を認識する。S C l k がトリガされるが演算コードが A S I C 59 にクロックインされていないとき(例えば、読み出しデータがクロックアウトされているとき)は、S D は論理0に保持されるべきである。

【0054】

命令、読出し、及び書込み操作の例が図6に示される。

【0055】

A S I C 59 は、直列ポート 114 を介して読み取られ又は書き込み得るレジスターの集りを持つ。これらが、センサーチャンネルにおける値、構成の設定、及び状況の情報のような種々のデータを保持する。書込み命令に8ビットのデータが続き、最上位ビット(M S B)がまずクロックされる。読出し命令に対しては、S Q ピンが、演算コードを受けた後での第1のクロック縁における出力ワードの M S B の値となる。各アクティブなクロックの縁が、A S I C 59 の次の最下位ビット(L S B)をクロックする。L S B が出力された後、S Q は論理0となり、A S I C 59 が別のレジスター読出しコードを受けるまでその状態を保つ。

【0056】

水晶発振器116は(オンチップ又は外部ソースから)、スイッチトキャパシターフィルター及びA/D変換器120用のクロックを提供するためにデバイデットダウン(divided down)される。スイッチトキャパシター(SC)フィルター(66, 88, 104, 112)の出力が、それらが安定であるクロックパルス間の周期を持つことは当然であり、これは、A/D変換器120が変換を行うに最も望ましい所である。しかし、マイクロコントローラー61はASIC59正確なロックステップで走ることが保証されないため、ときどきサンプルが欠落する可能性のある危険がある。このため、ASIC59は、好ましくは、マイクロコントローラー61の一つから(直列リンク114を介して)明確に指示されたときに、センサーチャンネルの一つにおける変換をするだけである。ECG変換についての要求は、マイクロコントローラー61の一つにより、この例においては正確に250Hzの速度で出され、運動、呼吸及び体温測定についての要求は、図7に示されるように、25Hzの速度でECG測定間に挿入される。図7は、40msの繰返し時間枠における測定の可能な位置を示す。

【0057】

SCフィルターのクロックとマイクロコントローラーのクロックとは同期する必要がないため、A/D変換器120は、フィルター出力が2個の隣接サンプル間で移動中である間に変換をするように指令されることが有り得る。しかし、A/D変換器120は、2個の隣接レベル間のどこかの出力を与えるため、大きなスパイク又は偽の値はない。更に、クロックノイズは、これを除去するようにSCフィルターが出力に平滑化フィルターを有するため問題が生じない。しかし、A/D変換器120は、SCフィルター出力が設定されるまでその変換を遅らせるように(レジスタービットを使用して)構成することができる。

【0058】

電力供給電圧がある閾値以下の低下すると、SCフィルターはもはや正確に作動しない。外部マイクロコントローラー61の一つがセンサー測定の統一性を決定できるように、電池モニター回路118(図5)は、供給電圧が適正である否かを定期的に測定し、状態レジスターのビットを更新する。

【0059】

A S I C 5 9 は、好ましくは組込みの始動リセット機能を有し、この機能は、電力がまず供給されるときに装置を定義状態にする。次いで、電力供給及びクロックが定常状態になるための設定時間だけ待つ。始動リレー機能は、好ましくは最大100msの始動シーケンスの長さ（電力供給の安定後）、及び最終値の5%内への最大100msの電力供給安定化時間を含む。電力供給電圧は、単調に増加することが好ましい。始動は電池B1、B2、及びB3から空気不浸透性の膜を取り去ることにより生ずる。

【0060】

センサーアレイ、即ち装置10と信号転送ユニット12との間の通信には無線通信回路網が使用される。バックアップオプションとして有線回路網（図示せず）を介して同じ駆動回路を使うことができる。A S I C 5 9 は、この目的でHブリッジドライバー122を含むことができる。外部マイクロコントローラー61の一つがHブリッジ用のデータをHi nピン上に駆動し、外部アンテナ50がH O u t Pピン及びH O u t Nピンに接続される。A S I C 5 9 は、電池から過剰な電流が流れることを防ぐために保護回路を有し、始動時には、Hブリッジドライバーは非作動状態にリセットされ、正常運転中は、Hブリッジドライバーは、ある期間中データ伝送がない場合は作動しないようにされる。

【0061】

ドライバー122は、大きいピーク電流を送るトランジスターを備え、更にエネルギーが電源に再循環できるように双方向で電流を流す。センサー増幅回路間の結合又は干渉を最小にするために、Hブリッジドライバーは、それ自体の専用電力供給ピンH V_{DD}及びH V_{SS}を持つ。これらのピンは、良好な外部減結合を持つことが好ましい。

【0062】

好ましい実施例におけるHブリッジドライバーの仕様は次のとおりである。

【0063】

出力抵抗	最大1Ω
出力容量（1ピン当たり）	最大500pF

ドライブトランジスタターンオン時間 最大100ns

タイムアウト遅延 32μs

送信器のコイル駆動回路122の目的は、最小のエネルギー損失であり、従って供給電流を最小にした状態で（信号転送ユニット12の）受信用コイルにおける所要の磁場の強さを作るように、1次コイル内に十分な信号電流を送ることである。

【0064】

この回路における電力を節約するには、送信器の出力段階における抵抗損失を避けることが必要である。これは、直線的な出力段階を避け、代わりにスイッチング回路を使用することにより達成することができる。スイッチング装置は、送信コイル50に電力を直接供給するために適用でき、かつオン又はオフのいずれの状態においても完全スイッチは電力を消費しないため、基本的に電力損失なしをもたらすであろう。実際のスイッチは、デジタル集積回路の出力段階にあるようなトランジスタを使用して実行することができる。スイッチング回路段階は、直接スペクトル拡散デジタル変調を含んだ位相変調又は周波数変調のような一定振幅を有する信号を駆動するために、より容易に応用することができる。振幅変調を達成することができるが、パルス幅変調の複雑性があり、出力のデューティサイクルが変動することがある。

【0065】

コイルに加えられる各電圧サイクル中、磁場を強化するために使用されたエネルギーをリサイクルするために二つの方法がある。狭帯域送信システムの場合は、コイル50は、これを横切って接続されたキャパシターを使用する送信周波数において共振することができる。コイル50における磁場が消滅する度に、解放されたエネルギーはキャパシター内に通過し、ここに電荷として蓄えられる。磁場が完全に消滅したとき、キャパシター内に蓄えられていたエネルギーは、コイル50に戻り始め、逆方向に磁場を作り、原理的に損失のないシステムを与える。実際は、コイル50の直列抵抗による残留損失があることは勿論であり、従って駆動回路が必要である。直列共振回路を駆動するために電圧駆動を使用するか、又は電流駆動を並列共振回路と共に使用するかのいずれかである。典型的な回

路インピーダンスレベルにおいて、電子装置における電力供給は、通常は電圧電源の方がよいと考えられ、従って直列共振回路への方形波電圧駆動のスイッチング回路が適切であろう。

【0066】

効果的な限定周波数帯域とは別に共振を使うことによる欠点は、コイル50のインピーダンスレベルが変動することである。例えば、直列共振回路の場合は、共振の際の回路のインピーダンスは単純にコイルの自己共振の周波数であり、これは損失を減らすように意図的に低くされるであろう。与えられた電力供給電圧に対しては、これはコイルにおける不適切な大電流の結果を招くであろう。例えば、5Ωのコイル抵抗は、5V供給電源から供給されたとき、1Aの電流となるであろう。

【0067】

共振回路の欠点を克服する別の技法は、図8に示されるようなブリッジ構成のスイッチを使ってコイル50を駆動することである。この構成においては、消滅する磁場からのエネルギーは電源に戻され、次のサイクルに備える。この技法を成功させるには、電源は、戻ってきたエネルギーを蓄積できなければならないが、これは貯蔵用キャパシター124の使用により容易に解決できる。得られた回路は、コイル50の自己誘導が出力電流を定める便利な方法として作用するが、(原理的に)適宜の周波数で使うことができる。スイッチは、ASIC59の出力段階の個別トランジスタのような電子デバイスとすることができる。

【0068】

この回路の作動が図9に与えられた波形により示される。この図は、連続方形波駆動信号であってかつ抵抗損失を示さない完全回路の場合にコイルに加えられる電圧 $v(t)$ 及び結果として生じた電流 $i(t)$ を示す。区間A及びBにおいては、印加電圧は正であり、電流は直線的に増加し、一方、区間C及びDにおいては、印加電圧は負であり、電流は直線的に減少する。区間B及びDにおいては、電流は印加電圧と同じ極性を有し、エネルギーがコイルに加えられていること及び磁場が強化されていることを示している。区間A及びCにおいては、電流は印加電圧と逆の極性を有し、エネルギーがコイル50から電源の送られているこ

と及び磁場が弱くされていくことを示している。

【0069】

上述のブリッジ駆動回路においては、コイル50には、供給電圧と常に同じ大きさであるが極性が交互に変わる電圧が加えられる。このため、この回路は、低周波波形を表しているパルス変調信号を形成できる2値の駆動信号についてのみ適している。駆動信号を2個のプッシュプルブリッジ出力段階に分離することにより、コイル50に、ゼロ電圧の第3の駆動レベルに供給することができる。この場合は、コイル50の磁場は、理想的に損失なしに維持される。結論は、第3の信号値を使い得ることであり、これが、パルス変調による信号のより良い表現を許すことができる。

【0070】

異なった電圧レベルの追加の供給線路であって、その各がエネルギー貯蔵用キャパシターに適合しかつスイッチング装置の手段により1次コイル50の両端に接続された前記供給線路を使用することにより、回路を更に広げることができる。各キャパシターを出入するエネルギーの長期にわたる平衡を確保するために、スイッチング信号選定に注意しなければならない。この配列の使用により、ADC120からのデジタル多重化された信号は、コイル50の誘電結合により、予め選定された搬送周波数で信号転送ユニット12の遠隔式受信器コイルに送信される。

【0071】

関連して、50kHzから150kHzの間、好ましくは54kHzから144kHzの間の基本搬送周波数の変調のための種々のプロトコールが、本願出願人の同時係属出願の米国出願09/292405号「携帯式遠隔患者遠方監視システム」に説明される。この中で説明されるように、好ましい実施例においては、横軸位相偏移変調(QPSK)が使用され、これにより2進データはビット対で送信され、各連続ビット対は固定された搬送波に関して送信信号の0、90、180又は270°の異なった位相オフセットに相当する。好ましい実施例においては、上の周波数範囲内で6kHz分離したチャンネルにおける4kHz帯域のデジタル変調が好ましい。

【0072】

各装置10について不作為に作られた特有の連続番号が作られて送信用データに挿入され、これにより個々の装置10の追跡を容易にする。製造された装置10の各について順序通りの連続番号を使うことができるのは勿論であるが、好ましい形式においては、プレプログラムされたマイクロチップのような乱数発生器が、マイクロコントローラ61の一つに記憶される連続番号の割り当てに使用される。好ましい実施例においては、マイクロコントローラ61の一つは、それ自体の乱数発生器を備える。従って、不作為に作られた番号が、与えられた装置10のための連続番号を表すようにマイクロコントローラ61の一つにより選定される。

【0073】

本発明の例示実施例が以上詳細に説明されたが、本技術熟練者は、本発明の新規な教示及び利点から具体的に離れることなく、例示実施例に多くの追加の変更が可能であることを容易に認めるであろう。かかる変更のすべては、特許請求の範囲に定められた本発明の範囲内に含まれることが意図される。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明によるセンサー装置を適切に使用し得る生理学的監視システムの図式的な図である。

【図2】

図1に示されたシステムの図式的なブロック図である。

【図3】

本発明による装置の図式的な正面図である。

【図4】

種々のセンサー及びその他の外部装置を本発明のASICへの接続の図式的な線図である。

【図5】

本発明の装置又はアレイを形成している電子システムの図式的なブロック図である。

【図6】

A S I C とマイクロコントローラーとの間を直列リンクを介して通信するためのタイミングシーケンスのパルスダイヤグラムである。

【図7】

40ms間の時間フレームにわたる好ましい250HzのECGサンプル周波数及びその他の生理学的要因についての25Hzサンプル周波数を示しているパルス線図である。

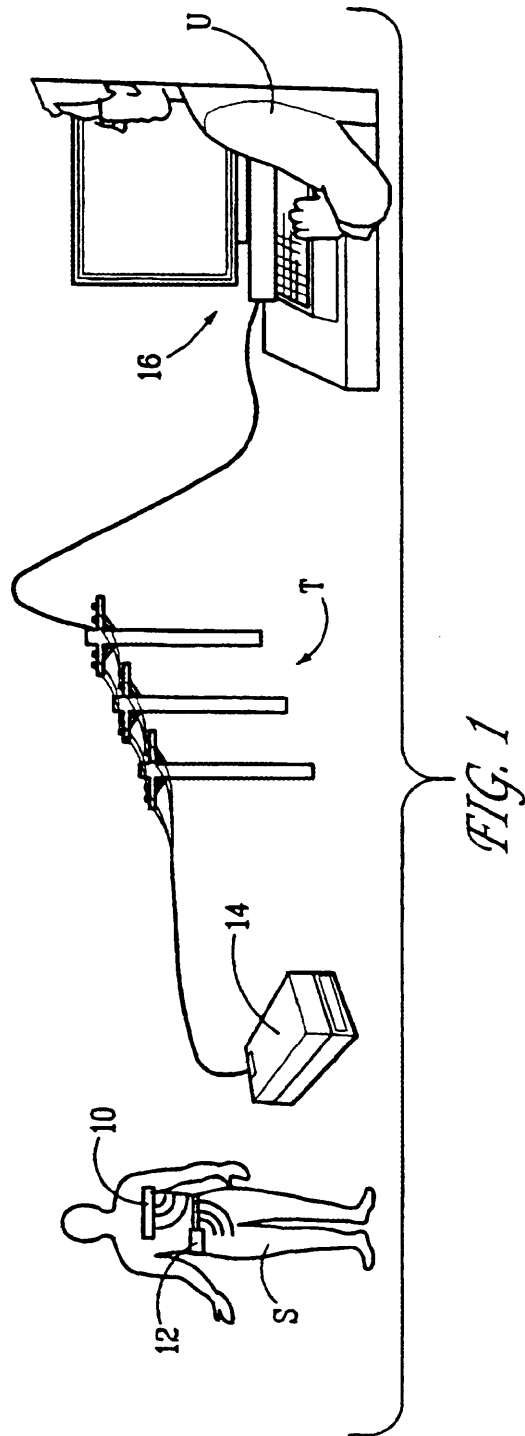
【図8】

送信コイルについての駆動配列の図式的な線図である。

【図9】

図8に示された駆動回路の作動のための図式的な波形図である。

【図1】



【図 2】

(32)

特表 2003 - 525653

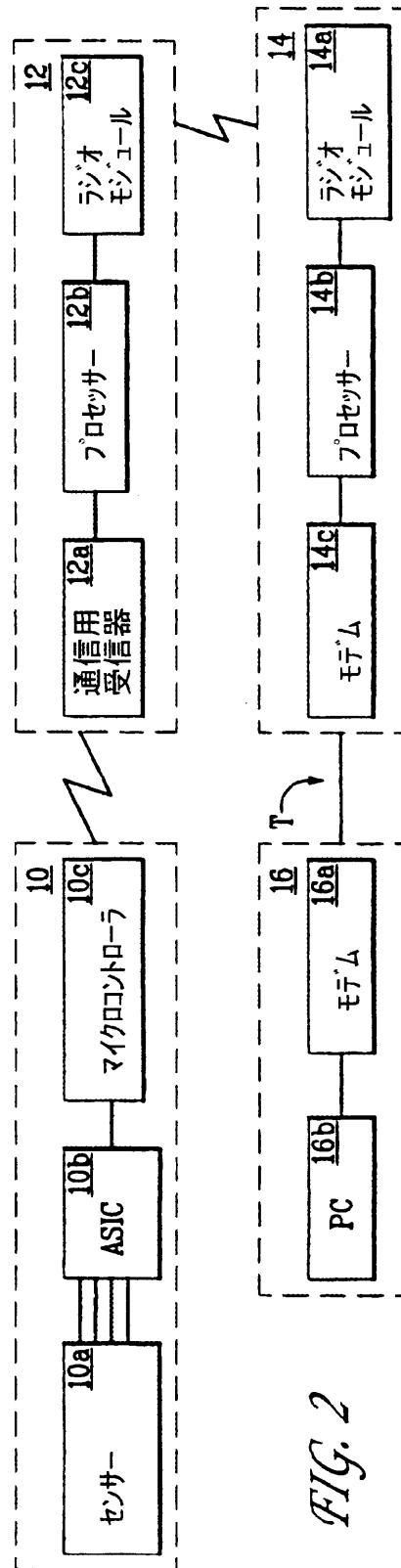
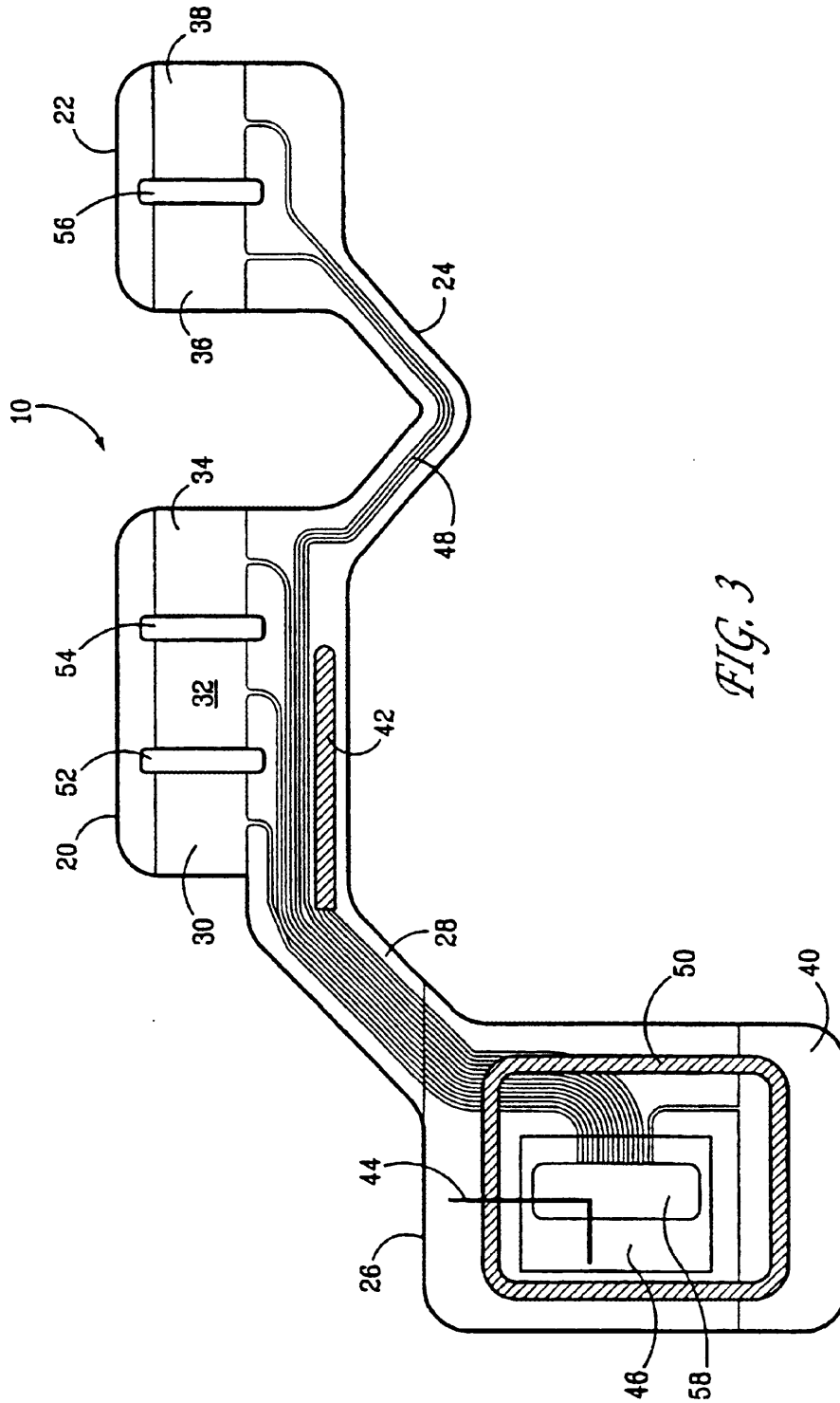


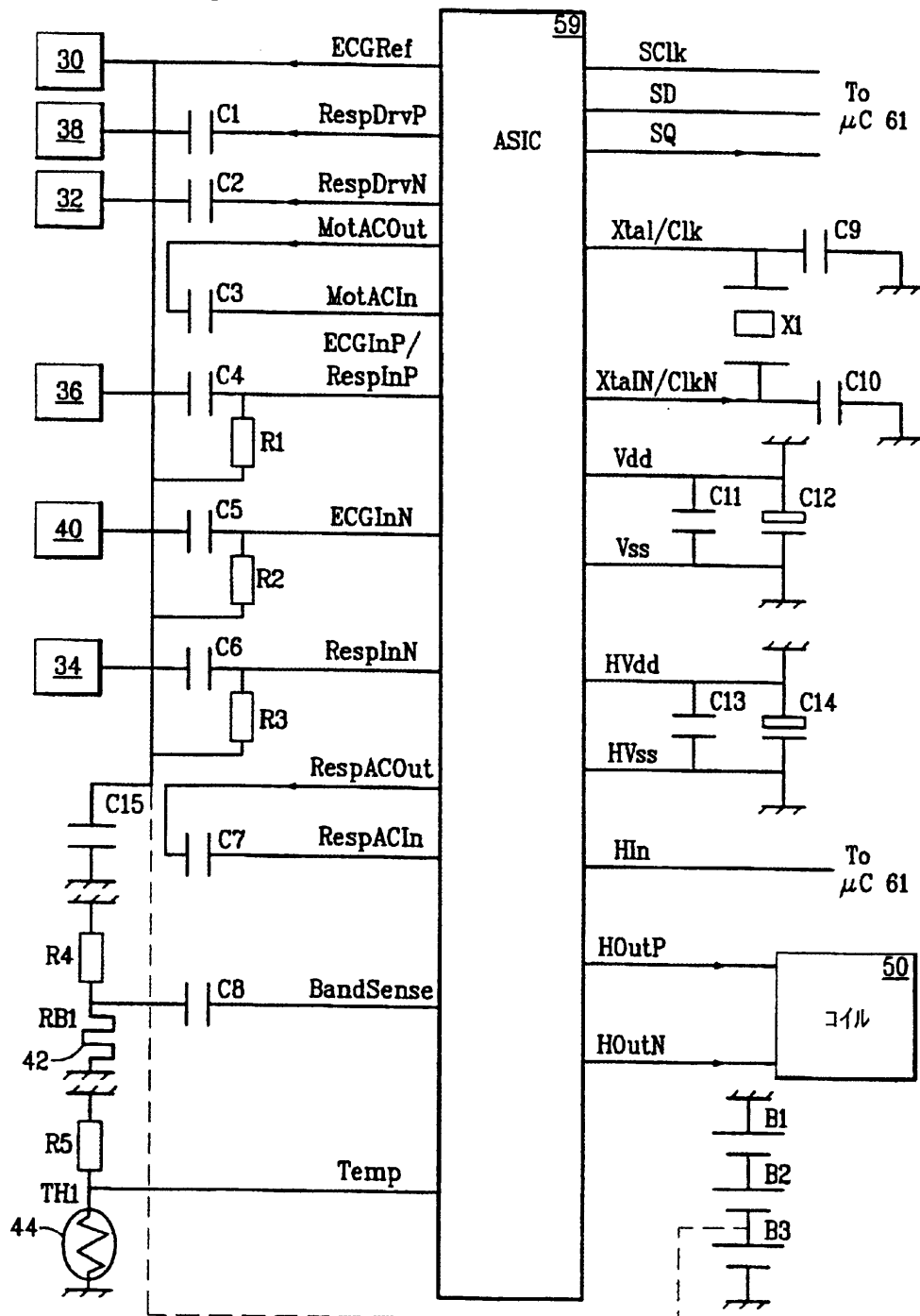
FIG. 2

【図3】



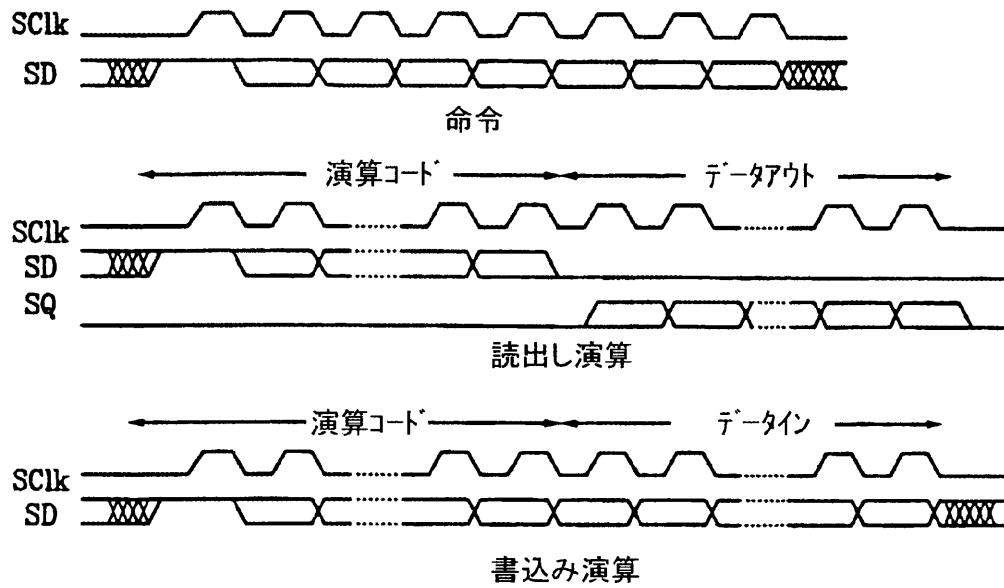
【図4】

FIG. 4



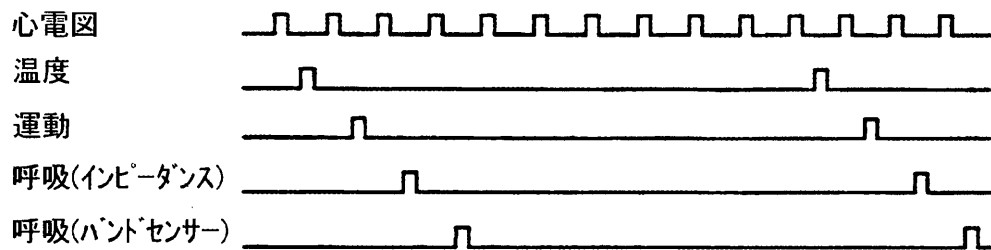
【図6】

FIG. 6



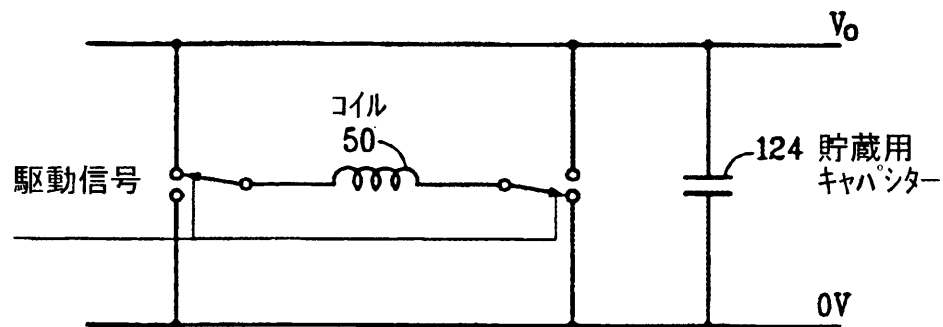
【図7】

FIG. 7



【図8】

FIG. 8



【図9】

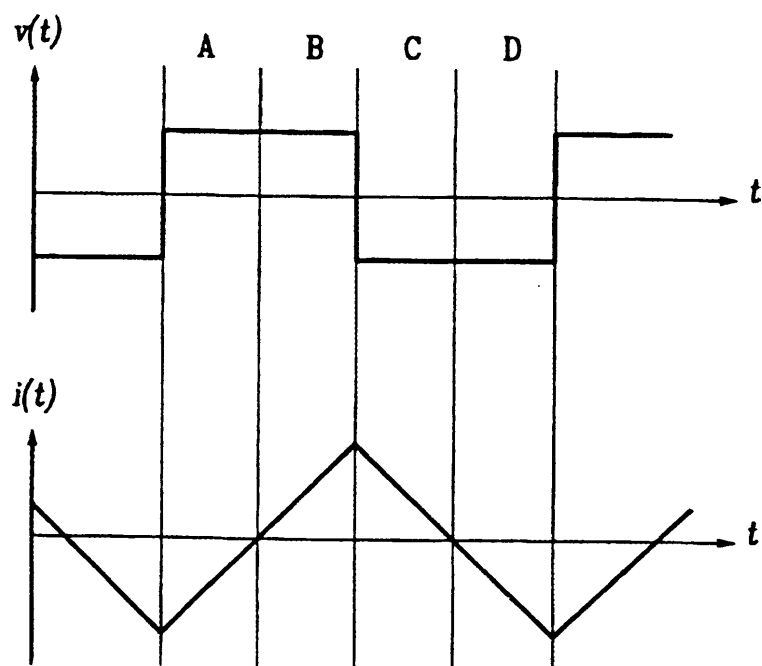


FIG. 9

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US00/09521
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 5/00 US CL : 600/300 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) U.S. : 128/903, 904; 600/300, 301 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched NONE Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) WEST 2.0		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X — Y	US 5,652,570 A (LEPKOFKER) 29 July 1997, entire document.	40, 45-47 — 1, 4, 5, 12, 20, 26, 41
X — Y	US 5,579,775 A (DEMPSEY et al.) 03 December 1996, entire document.	40, 45-47 — 1, 4-6, 20-22, 26- 28, 32-34, 36
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "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 "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "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 "E" earlier document published on or after the international filing date "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 "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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 04 JUNE 2000		Date of mailing of the international search report 25 JUL 2000
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer MICHAEL ASTORINO Telephone No. (703) 306-9067

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US00/09521

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X --- Y	US 5749365 A (MAGILL) 12 May 1998, entire document.	40, 45-47 ----- 1, 4-6, 20-22, 26-28, 32-34, 36
X --- Y	US 5,586,552 A (SAKAI) 24 December 1996, entire document.	40, 45-47 ----- 1, 4-6, 20-22, 26-28, 32-34, 36

 フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW

(72)発明者 ジョンソン, ポール

イギリス・オックスフォード オーエツクス5 2アールゼット・アイリツプ・キングスヘッドレーン・レーンサイドハウス

(72)発明者 クマー, ハーバル・エス

イギリス・ケンブリッジ シービー4 1
エイゼット・オークツリーアベニュー45

(72)発明者 マラーキー, ウイリアム・ジェイ

イギリス・ウィガン ダブリューエヌ2
3エイチエル・ヒンドレイ・ハーパーストリート7

(72)発明者 ニコルソン, ローレンス・ジェイ

イギリス・リバプール エル15 7エルエス・ヘイウツドロード・ヘイウツドコート・フラット10

(72)発明者 プレイス, ジョン・デイ

イギリス・サフオーク アイピー31 2
アイピー・バリーセントエドマンズ・スタン
トン・アツプソーンロード・ピカレイジフ
アーム

(72)発明者 ウイルソン, アドリアン・ジェイ

イギリス・シエフィールド エス11 9
ジェイエヌ・シルバーデイルクローズ9

F ターム(参考) 2F073 AA01 AA31 AB01 AB11 AB14
BB01 BB09 BC02 CC15 DD07
EE11 FF16 FG01 FG02 FG04
FG14 GG01 GG02 GG04 GG05
GG07
2F076 BB01 BD02 BD07 BD13 BD19
BE18
4C027 AA02 BB05 FF01 JJ03
4C038 SS08 SU00

专利名称(译)	生理传感器阵列		
公开(公告)号	JP2003525653A	公开(公告)日	2003-09-02
申请号	JP2000611805	申请日	2000-04-10
申请(专利权)人(译)	Nekisan-Rimitetsudo		
[标]发明人	ニューウィリアムジュニア ハリーアンドレアジェイ ジョンソンポール クマーハーパルエス マラーキーウィリアムジェイ ニコルソンローレンスジェイ プレイスジョンデイ ウイルソンアドリアンジェイ		
发明人	ニュー,ウィリアム,ジュニア ハリー,アンドレア・ジェイ ジョンソン,ポール クマー,ハーパル・エス マラーキー,ウィリアム・ジェイ ニコルソン,ローレンス・ジェイ プレイス,ジョン・デイ ウイルソン,アドリアン・ジェイ		
IPC分类号	G08C19/00 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/04 A61B5/0408 A61B5/0428 A61B5/08 A61B5/113 G01D21/00 H04M11/00		
CPC分类号	H04M11/002 A61B5/0002 A61B5/0205 A61B5/04085 A61B5/1135 Y10S128/903		
FI分类号	A61B5/04.R A61B5/08 G01D21/00.A G08C19/00.V A61B5/04.310.B		
F-TERM分类号	2F073/AA01 2F073/AA31 2F073/AB01 2F073/AB11 2F073/AB14 2F073/BB01 2F073/BB09 2F073/BC02 2F073/CC15 2F073/DD07 2F073/EE11 2F073/FF16 2F073/FG01 2F073/FG02 2F073/FG04 2F073/FG14 2F073/GG01 2F073/GG02 2F073/GG04 2F073/GG05 2F073/GG07 2F076/BB01 2F076/BD02 2F076/BD07 2F076/BD13 2F076/BD19 2F076/BE18 4C027/AA02 4C027/BB05 4C027/FF01 4C027/JJ03 4C038/SS08 4C038/SU00		
优先权	09/292159 1999-04-15 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明是一种用于附接到哺乳动物受试者 (S) 的生理传感器装置 (10) , 其包括输出发送器 (12) , 至少两个生理因素, 每个生理因素感测受试者的生理因素之一。 一种生理传感器设备 (10) , 包括生理传感器和与输出发送器 (12) 通信的控制器 (59、61) , 用于将信号可操作地发送到远程位置 (16) 。

