

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4863422号
(P4863422)

(45) 発行日 平成24年1月25日(2012.1.25)

(24) 登録日 平成23年11月18日(2011.11.18)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/04 (2006.01) A 6 1 B 5/04 R

請求項の数 64 (全 34 頁)

(21) 出願番号	特願2001-576129 (P2001-576129)	(73) 特許権者	390009597
(86) (22) 出願日	平成13年4月17日 (2001.4.17)		モトローラ・インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2004-503266 (P2004-503266A)		アメリカ合衆国イリノイ州シャンバーグ、
(43) 公表日	平成16年2月5日 (2004.2.5)		イースト・アルゴンクイン・ロード130
(86) 国際出願番号	PCT/US2001/012562		3
(87) 国際公開番号	W02001/078831	(74) 代理人	100059959
(87) 国際公開日	平成13年10月25日 (2001.10.25)		弁理士 中村 稔
審査請求日	平成19年11月15日 (2007.11.15)	(74) 代理人	100067013
(31) 優先権主張番号	09/551,719		弁理士 大塚 文昭
(32) 優先日	平成12年4月18日 (2000.4.18)	(74) 代理人	100082005
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 熊倉 禎男
		(74) 代理人	100065189
			弁理士 穴戸 嘉一
		(74) 代理人	100074228
			弁理士 今城 俊夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 遠隔計測モニタリング用の無線システムプロトコル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ベースユニットと、患者の身体に接続させるための少なくとも1つの無線センサーとを有する医療モニタリング用の無線システムにおいて、

前記ベースユニットとの無線通信を送受信するための、前記無線センサーの一部を形成するトランシーバアセンブリを備え、

前記センサーとの、命令を含む無線通信を送受信するための、前記ベースユニットの一部を形成する無線トランシーバを備え、

前記ベースユニット内で実行可能な一式の指令を備え、前記ベースユニットは、前記指令の実行に応じて前記トランシーバアセンブリに前記命令を出し、前記トランシーバアセンブリは、前記トランシーバアセンブリ内に記憶されている指令に従って前記命令に回答するように構成され、

前記ベースユニットからの前記命令と、前記トランシーバアセンブリからの前記命令への回答は、前記トランシーバアセンブリが前記患者からの生理的信号を捕捉し、前記生理的信号に対応するデータを前記ベースユニットへ送る前、又は送る間の何れかにリアルタイムで、前記ベースユニットが、前記トランシーバアセンブリを遠隔管理及び構成できるようにし、

前記ベースユニットからの前記命令、及び前記トランシーバアセンブリからの前記命令への回答は、前記無線センサーに用いられることになる解剖学的位置を割り当てるように作動できることを特徴とする無線システム。

【請求項 2】

前記命令はデータ捕捉サンプル速度命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリは、前記データ捕捉サンプル速度命令に応じて、前記無線センサーから捕捉されるデータをサンプリングする前記トランシーバアセンブリ内の回路を構成することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 3】

前記命令は増幅器利得構成命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリは、前記増幅器利得構成命令に応じて、前記トランシーバアセンブリ内の増幅器の利得を調整することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 4】

前記命令はフィルター帯域選択命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリは、前記フィルター帯域選択命令に応じて、前記トランシーバアセンブリ内の偽信号防止フィルターを選択することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 5】

前記命令は搬送波信号選択命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリは、前記搬送波信号選択命令に応じて、前記トランシーバアセンブリから前記ベースユニットへ前記データを送信するための搬送波周波数を選択することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 6】

前記命令は、前記トランシーバアセンブリが前記データを前記ベースユニットへ送ることになるタイムスロットを時分割多重化データ送信フォーマットに割り当てる送信タイムスロット構成命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリは、前記送信タイムスロット構成命令に応じて前記タイムスロットを選択することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 7】

前記命令はバッテリー状態検査命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリは、前記バッテリー状態検査命令に応じて、バッテリー状態情報を前記ベースユニットに提供することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 8】

前記トランシーバアセンブリは、バッテリーを更に備えており、前記バッテリーのレベルが所定の閾値まで低下した場合、前記トランシーバアセンブリは、前記ベースユニットに低バッテリー検知メッセージを送ることを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 9】

前記命令は電力節約モード命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリは、前記電力節約モード命令に応じて、前記トランシーバアセンブリのバッテリー消費状態を電力節約モードに変更することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 10】

前記命令はデータ捕捉開始命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリは、前記データ捕捉開始命令に応じて、前記患者から生理的データの捕捉を開始することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 11】

前記命令はデータ送信開始命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリは、前記データ送信開始命令に応じて、前記データの前記ベースユニットへの送信を開始することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 12】

前記データは、前記ベースユニットから前記トランシーバアセンブリに割り当てられているタイムスロット及び周波数チャネルで前記ベースユニットへ送信されることを特徴とする、請求項 11 に記載の無線システム。

【請求項 13】

前記命令はデータ捕捉停止命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリは、前記

10

20

30

40

50

データ捕捉停止命令に応じて、前記生理的信号の捕捉を停止することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 1 4】

前記ベースユニットは、前記トランシーバアッセンブリから送信された前記データのエラー検査を実施し、前記ベースユニットは、前記無線トランシーバへ再送信データ命令を出し、前記無線トランシーバは、前記再送信データ命令に応じて、先に送信されたデータを前記ベースユニットへ再送信することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 1 5】

前記命令は診断試験開始命令を含んでおり、前記トランシーバアッセンブリは、前記診断試験開始命令に応じて、所定の診断試験ルーチンを開始して、診断試験のデータを前記ベースユニットへ送信することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

10

【請求項 1 6】

前記ベースユニットは前記トランシーバアッセンブリに接続要求メッセージを定期的と同報通信し、前記トランシーバアッセンブリは、前記接続要求メッセージに応じて、接続確認メッセージを前記ベースユニットへ返送することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 1 7】

前記命令は検査要求命令を含んでおり、前記トランシーバアッセンブリは、前記検査要求命令に応じて、前記トランシーバアッセンブリの現在の構成パラメータに関する検査を送信することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

20

【請求項 1 8】

前記トランシーバアッセンブリは、ベースユニット検査命令を前記ベースユニットへ送信し、前記ベースユニットは、前記ベースユニット検査命令に応じて、前記ベースユニットの少なくとも 1 つの構成パラメータに関する検査を送信することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 1 9】

前記命令は、データ捕捉サブシステム検査命令を含んでおり、前記トランシーバアッセンブリは、前記データ捕捉サブシステム検査命令に応じて、現在のデータ捕捉サブシステム構成パラメータに関する検査を送信することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

30

【請求項 2 0】

前記命令は、前記トランシーバアッセンブリの前記ベースユニットへの登録を確立する一式の命令を含んでいることを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 2 1】

前記一式の命令は、前記無線トランシーバの識別番号の割り当てを含んでいることを特徴とする、請求項 2 0 に記載の無線システム。

【請求項 2 2】

前記一式の命令は、前記トランシーバアッセンブリへの周波数チャンネル及びタイムスロットの割り当てを更に含んでいることを特徴とする請求項 2 0 に記載の無線システム。

【請求項 2 3】

前記一式の命令は、前記トランシーバアッセンブリへのベースユニット識別の割り当てを更に含んでいることを特徴とする、請求項 2 0 に記載の無線システム。

40

【請求項 2 4】

前記命令は信号損失回復手順を確立する一式の命令を含んでおり、前記信号損失回復手順により、前記ベースユニットは、前記トランシーバアッセンブリからの全信号損失の場合には、前記トランシーバとの通信を再確立できるようになっていることを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 2 5】

前記信号損失回復手順に関する一式の命令は、接続要求命令と、検査命令と、データ捕捉サブシステム検査命令とを含んでいることを特徴とする、請求項 2 4 に記載の無線シス

50

テム。

【請求項 26】

前記無線センサーは複数の独立無線電極を備えており、前記複数の独立無線電極の内の1つの電極が前記トランシーバアッセンプリと関連付けられており、前記複数の独立無線電極の他の電極がそれぞれ、1つの対応するトランシーバアッセンプリと関連付けられており、前記複数の無線電極、前記トランシーバアッセンプリ、前記対応するトランシーバアッセンプリ及び前記ベースユニットは、無線心電図データ捕捉システムを構成していることを特徴とする、請求項1に記載の無線システム。

【請求項 27】

前記無線センサーは複数の独立無線電極を備えており、前記複数の独立無線電極の内の1つの電極が前記トランシーバアッセンプリと関連付けられており、前記複数の独立無線電極の他の電極がそれぞれ、1つの対応するトランシーバアッセンプリと関連付けられており、前記複数の無線電極、前記トランシーバアッセンプリ、前記対応するトランシーバアッセンプリ及び前記ベースユニットは、無線脳波図データ捕捉システムを構成していることを特徴とする、請求項1に記載の無線システム。

10

【請求項 28】

前記無線センサーは複数の独立無線電極を備えており、前記複数の独立無線電極の内の1つの電極が前記トランシーバアッセンプリと関連付けられており、前記複数の独立無線電極の他の電極がそれぞれ、1つの対応するトランシーバアッセンプリと関連付けられており、前記複数の無線電極、前記トランシーバアッセンプリ、前記対応するトランシーバアッセンプリ及び前記ベースユニットは、無線筋電図データ捕捉システムを構成していることを特徴とする、請求項1に記載の無線システム。

20

【請求項 29】

無線心電図データ捕捉システムにおいて、

患者の身体に取り付けるため一式の無線電極であって、それぞれが無線通信を送受信するためのトランシーバアッセンプリと連結されている電極と、

前記トランシーバアッセンプリとの無線通信を送受信するための無線トランシーバを備えているベースユニットであって、前記無線通信は前記トランシーバアッセンプリへの一式の命令を含んでいるベースユニットと、を備えており、

前記ベースユニットは、記憶装置と、一式の指令を実行する計算プラットフォームとを更に備えており、前記ベースユニットは、前記指令の実行に応じて、前記命令を個々の前記トランシーバアッセンプリに出し、

30

前記トランシーバアッセンプリのそれぞれが、記憶装置と、該記憶装置に記憶されている指令に従って前記命令に応えるための計算プラットフォームとを備えており、

前記ベースユニットからの前記命令と、前記トランシーバアッセンプリからの前記命令への応答とは、前記トランシーバアッセンプリが前記患者からの生理的心電図信号を捕捉し、前記生理的心電図信号に対応するデータを前記ベースユニットへ送る前、又は送る間の何れかにリアルタイムで、前記ベースユニットが、前記トランシーバアッセンプリのそれぞれを遠隔的且つ個別的に管理及び構成できるようにし、

前記ベースユニットからの前記命令、及び前記トランシーバアッセンプリからの前記命令への応答は、各無線電極に用いられることになる解剖学的位置を割り当てるように作動できることを特徴とするシステム。

40

【請求項 30】

前記命令はデータ捕捉サンプル速度命令を含んでおり、前記トランシーバアッセンプリは、前記データ捕捉サンプル速度命令に応じて、前記無線電極から捕捉されたデータをサンプリングする前記トランシーバアッセンプリ内の回路を構成することを特徴とする、請求項29に記載のシステム。

【請求項 31】

前記命令は増幅器利得構成命令を含んでおり、前記トランシーバアッセンプリはそれぞれ、前記増幅器利得構成命令に応じて、前記トランシーバアッセンプリ内の増幅器の利得

50

を調整することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 32】

前記命令はフィルター帯域選択命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリはそれぞれ、前記フィルター帯域選択命令に応じて、前記トランシーバアセンブリ内の偽信号防止フィルターを選択することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 33】

前記命令は搬送波信号選択命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリはそれぞれ、前記搬送波信号選択命令に応じて、前記トランシーバアセンブリから前記ベースユニットへ前記データを送信するための搬送波周波数を選択することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

10

【請求項 34】

前記命令は、前記トランシーバアセンブリそれぞれが前記データを前記ベースユニットへ送信することになるタイムスロットを時分割多重化データ送信フォーマットで割り当てる送信タイムスロット構成命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリはそれぞれ、前記送信タイムスロット構成命令に応じて、異なるタイムスロットを選択することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 35】

前記命令はバッテリー状態検査命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリはそれぞれ、前記バッテリー状態検査命令に応じて、バッテリー状態情報を前記ベースユニットへ提供することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

20

【請求項 36】

前記トランシーバアセンブリはそれぞれバッテリーを更に備えており、前記バッテリーのレベルが所定の閾値まで低下した場合、前記トランシーバアセンブリはそれぞれ、前記ベースユニットに低バッテリー検知メッセージを送ることを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 37】

前記命令は電力節約モード命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリはそれぞれ、前記電力節約モード命令に応じて、前記トランシーバアセンブリのバッテリー消費状態を電力節約モードに変更することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 38】

前記命令はデータ捕捉開始命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリはそれぞれ、前記データ捕捉開始命令に応じて、前記患者からの生理的データの捕捉を開始することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

30

【請求項 39】

前記命令はデータ送信開始命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリはそれぞれ、前記データ送信開始命令に応じて、前記データの前記ベースユニットへの送信を開始することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 40】

前記データは、前記ベースユニットから前記トランシーバアセンブリに割り当てられたタイムスロット及び周波数チャンネルで、前記ベースユニットへ送信されることを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

40

【請求項 41】

前記ベースユニットは、前記トランシーバアセンブリから送信された前記データのエラーチェックを実施し、前記ベースユニットは、前記トランシーバアセンブリへ再送信データ命令を出し、前記トランシーバアセンブリは、前記再送信データ命令に応じて、先に送信されたデータを前記ベースユニットへ再送信することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 42】

前記命令は診断試験開始命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリは、前記診断試験開始命令に応じて、所定の診断試験ルーチンを開始して、診断試験のデータを前記

50

ベースユニットへ送信することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 43】

前記ベースユニットは前記トランシーバアセンブリそれぞれに電極検知メッセージを定期的に同報通信し、前記トランシーバアセンブリは、前記電極検知メッセージに応じて、前記ベースユニットへ接続確認メッセージを返送することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 44】

前記命令は検査要求命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリはそれぞれ、前記検査要求命令に応じて、前記トランシーバアセンブリの現在の構成パラメータに関する検査を送信することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

10

【請求項 45】

前記トランシーバアセンブリは、前記ベースユニットへベースユニット検査命令を送信し、前記ベースユニットは、前記ベースユニット検査命令に応じて、前記ベースユニットの少なくとも 1 つの構成パラメータに関する検査を送信することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 46】

前記命令は、データ捕捉サブシステム検査命令を含んでおり、前記トランシーバアセンブリは、前記データ捕捉サブシステム検査命令に応じて、現在のデータ捕捉サブシステム構成パラメータに関する検査を送信することを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

20

【請求項 47】

前記命令は、前記トランシーバアセンブリの前記ベースユニットへの登録を確立する一式的命令を含んでいることを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 48】

前記一式的命令は、前記トランシーバアセンブリの識別番号の割り当てを含んでいることを特徴とする、請求項 47 に記載のシステム。

【請求項 49】

前記一式的命令は、前記トランシーバアセンブリへの周波数チャンネル及びタイムスロットの割り当てを更に含んでいることを特徴とする請求項 47 に記載のシステム。

【請求項 50】

前記一式的命令は、前記トランシーバアセンブリへのベースユニット識別の割り当てを更に含んでいることを特徴とする、請求項 47 に記載のシステム。

30

【請求項 51】

前記命令は信号損失回復手順を確立する一式的命令を含んでおり、前記信号損失回復手順により、前記ベースユニットは、前記トランシーバアセンブリからの全信号損失の場合には、前記トランシーバアセンブリの内の 1 つとの通信を再確立できるようになっていることを特徴とする、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 52】

複数の無線トランシーバの無線プログラミングのための、ベースユニットで実行可能な一式的指令を含む機械読み取り可能記憶媒体において、前記無線トランシーバはそれぞれ、患者の身体と接続するためにセンサーと連結できるようになっており、

40

前記一式的指令は、前記患者の身体からの生理的信号の捕捉と、前記無線トランシーバから前記ベースユニットへの前記生理的信号の送信とを、前記生理的信号が捕捉される前、又は捕捉の間にリアルタイムで遠隔的に構成し、管理するための命令を作成し、

前記ベースユニットからの前記命令、及び前記トランシーバからの前記命令への応答は、各センサーに用いられることになる解剖学的位置を割り当てるように作動できることを特徴とする機械読み取り可能記憶媒体。

【請求項 53】

前記無線トランシーバは、命令に応えるための一式的指令を含んでいる機械読み取り可能記憶媒体を備えていることを特徴とする、請求項 52 に記載の機械読み取り可能記憶媒

50

体。

【請求項 5 4】

前記一式の指令は、前記ベースユニットに、一式の登録命令を作成するように促し、前記無線トランシーバは、前記一式の登録命令に応えるための一式の指令を含んでいる機械読み取り可能記憶媒体を備えていることを特徴とする、請求項 5 2 に記載の機械読み取り可能記憶媒体。

【請求項 5 5】

前記一式の指令は、前記ベースユニットに、一式の信号損失回復命令を作成するように促し、前記無線トランシーバは、前記一式の信号損失回復命令に応えるための一式の指令を含んでいる機械読み取り可能記憶媒体を備えていることを特徴とする、請求項 5 2 に記載の機械読み取り可能記憶媒体。

10

【請求項 5 6】

前記一式の指令は、前記ベースユニットに、前記無線トランシーバのデータ送信特性を構成するように促すことを特徴とする、請求項 5 2 に記載の機械読み取り可能記憶媒体。

【請求項 5 7】

前記データ送信特性は、搬送波周波数と、時分割多重通信フォーマットにおけるタイムスロットとの選択を含んでいることを特徴とする、請求項 5 6 に記載の機械読み取り可能記憶媒体。

【請求項 5 8】

前記データ送信特性は、CDMA 通信フォーマットにおける通信パラメータの選択を含んでいることを特徴とする、請求項 5 6 に記載の機械読み取り可能な記憶媒体。

20

【請求項 5 9】

前記一式の指令は、前記ベースユニットが、患者の識別と取付位置情報を前記トランシーバアセンブリへプログラムするベースユニット構成ルーチンを含んでいることを特徴とする、請求項 5 2 に記載の機械読み取り可能記憶媒体。

【請求項 6 0】

前記一式の指令は、センサー初期化ルーチンを含んでいることを特徴とする、請求項 5 2 に記載の機械読み取り可能記憶媒体。

【請求項 6 1】

前記一式の指令は、センサー起動ルーチンを含んでいることを特徴とする、請求項 5 2 に記載の機械読み取り可能記憶媒体。

30

【請求項 6 2】

前記一式の指令は、センサーデータ捕捉サブシステム構成ルーチンを含んでいることを特徴とする、請求項 5 2 に記載の機械読み取り可能記憶媒体。

【請求項 6 3】

前記無線トランシーバは、コード分割多重アクセス (CDMA) 通信フォーマットで前記ベースユニットと通信することを特徴とする、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 6 4】

前記トランシーバアセンブリは、コード分割多重アクセス (CDMA) 通信フォーマットで前記ベースユニットと通信することを特徴とする、請求項 2 9 に記載のシステム。

40

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、概括的には、心電図 (ECG) 信号、脳電図 (EEG) 信号、筋電図 (EMG) 信号のような、人体によって生成される電氣的生体電位信号を計測するために使用される装置の分野に関する。より具体的には、本発明は、無線信号捕捉システムと、各々が従来のパッチ型電極へ連結されている、複数の無線式の遠隔プログラム可能なトランシーバの間で使われる無線通信プロトコル、及び関連するベースユニットに関する。ベースユニットは、患者の ECG、EEG、又は EMG の信号を無線トランシーバから取得し、その信号を表示用のモニターユニットへ供給する。この無線通信プロトコルを使えば、ベース

50

ユニットは、データを捕捉し送信する前に、無線トランシーバを遠隔構成、管理することができる。

【0002】

【従来技術】

従来のECGモニタリングでは、通常、一端が患者の身体に他端がECGモニターに取り付けられた電極の間を、電線で直接電氣的に接続する必要がある。電氣的な生体電位は電極で測定され、信号は双極リード線及び単極リード線を通して心電図に変換される。

【0003】

病院で使われる従来のECG装置では、モニタリング用に加えて、通常、最大10本までの有線電極を必要とする。各電極は、患者の身体に取り付けられ、ECGモニターへ達する数フィート又はそれ以上の長さの線を有している。従来のECG装置における長い線が付いた電極は、患者への妨げとなり、患者の自由な動きを制約する。この電極は医師や看護婦にとっても煩わしいものでもある。

10

【0004】

病院内患者用の無線ECGモニタリングのための遠隔計測システムは、現在でも存在する。このシステムはもっと高価で、広い範囲を狙って（高出力）おり、患者へ取り付ける物理的な電極線を全面的に無くすものではない。各電極は、モニターへ接続する代わりに、患者が着用する単一の送信機へ結線接続される。遠隔計測システムの中には、電極と送信機ボックスの間に必要な配線のために、12本リード線ECG（10本の線）を扱えないものもある。例えば、スペースラボ・ウルトラビュー・モジュラー・デジタル遠隔計測システムでは、最大4本のリード線（5本の線）しか扱えない。

20

【0005】

無線による医療モニタリング及び診断システムは、従来技術によっても提案されている。ベッソン他による米国特許第5,862,803号には、センサ、コントローラ、トランシーバ電子機器を電極パッチアッセンブリ内に入れた無線式電極/センサパッチシステムが記述されている。ベッソン他による特許とセガロウィッツ特許を参考文献としてここに援用する。セガロウィッツ特許では、一方向無線通信用の埋め込み型マイクロチップを備えた単一片電極パッチと、使い捨て式電極パッチに取り付けられたスナップ取付式の電子機器アッセンブリが記述されている。しかし、電極パッチは特殊な2導体式で、一般的なものではない。電極アッセンブリは送信専用又は受信専用の何れかで、両方を兼ねたものではない。基準信号（ウィルソンネットワークから生成される）は、ベースユニットから受信専用の右足電極パッチへのみ送信される。電極は、ベースユニットからの無線ではなく、電極ケース上にある手動スイッチによってのみプログラムすることができる。複数電極の実施例では、ベースユニットは複数の受信機とアンテナを有しており、これはシステムと無線信号送信に複数の送信周波数が必要なことを意味しており、ベースユニットは更に高価なものとなる。電極又はベースユニットにおける誤差補正又は検知能力については何ら触れられていない。

30

【0006】

セガロウィッツの'818特許の別の実施例には、12本リード線ECGモニタリングに必要な全ての電極を含む単一の帯状アッセンブリで、マイクロチップ回路を（個々の電極パッチにではなく）この帯状アッセンブリに組み込んだものが論じられている。この構成では、各電極からのECG信号は、多重化され、単一のデジタル的にエンコードされた周波数チャンネル上で時間多重化を経て（帯状アッセンブリ内にある）単一の送信機から送信される。しかし、単一周波数チャンネル上での時間多重化について、その複数の送信電極の実施形態に関しては論じられていない。

40

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、患者に取り付けられた電極とモニタリングシステムのベースユニットの間にある物理的な線に取って代わる無線（リード線がない）電極システムのための通信プロトコル、即ち命令手順のセットを定義することである。通信プロトコル、即ち無線によ

50

り電極をプログラミングする手順を定義するには、様々な適用部位やニーズと並んで広範な患者集団の間に存在する多様な環境条件に対し、無線電極システムを構成する際の柔軟性を与えなければならない。無線システムを使えば、患者は、電極が偶発的に外れることや、モニタリング機器から外れてしまうことを心配せずに周辺地域を可成りの程度自由に移動できるようになる。無線モニタリングシステムでは、患者はモニターと電氣的に切り離されているので、患者の安全性も改善される。このモニタリングシステムでは、データをデジタル化するプロセスが、伸びた線を通さず正に電極測定点で行われるので、ノイズアーチファクトの影響を受けにくい。ここに定義するプロトコルは、無線電極ネットワークの初期化、構成、管理について記述する。データ捕捉と、電極の機能を同期化し調整するベースユニットへの伝送についても記述する。

10

【 0 0 0 8 】**【課題を解決するための手段】**

医療モニタリング用の無線システムに改善が施されている。この無線システムは、ベースユニットと、患者身体へ取り付けられる複数の無線センサを有している。本発明では、各無線センサが、ベースユニットと双方向の無線送受信通信を行うためのトランシーバアセンブリを有している。トランシーバアセンブリは、(マイクロコントローラのような)計算用プラットフォームと、ベースユニットから受信した命令に応じて計算用プラットフォームで実行するための指令のセットを記憶するメモリとを含んでいる。

【 0 0 0 9 】

ベースユニットは、センサと無線で送受信通信するための無線トランシーバを備えている。無線通信には、他の諸々に混じって、トランシーバアセンブリ用の命令が含まれている。更に、ベースユニットマイクロコントローラ用のメモリなどベースユニットには、指令のセットが含まれており、ベースユニットは、指令の実行に応じてトランシーバアセンブリへ命令を発する。ベースユニットからの命令と、トランシーバアセンブリからのこれら命令に対する応答には、トランシーバアセンブリが生理学的な信号データを捕捉しベースユニットへ送信する度にリアルタイムで、ベースユニットがトランシーバアセンブリを遠隔的且つ自動的に管理し構成するのに使う手順、即ちプロトコルが含まれている。

20

【 0 0 1 0 】

ここに説明する無線通信手順は、人間の患者から E E G、E C G 又は E M G の信号を捕捉するシステムで使うのに特に適している。プログラム可能な無線トランシーバは、従来のパッチ型電極の形状をしたセンサと関係付けられ、電極内の導体間における生体電位信号を捕捉する。パッチ型電極は、従来型の設計で、電氣的生体電位を測定するために患者の身体の表面に取り付けられるようになっている。

30

【 0 0 1 1 】

頑強な無線モニタリングシステムでは、患者集団の間に生理学的変動要因が存在するので、構成と較正が容易にできなければならない。本発明では、様々な用途での多様な要件に適合させるために、電極システムをベースとする遠隔計測装置を柔軟に構成できるようにする無線によるプログラミング手順を説明する。本発明は、E C G に特有な手順を提供するのみならず、E E G、E M G、E O G、呼吸器系、血圧、体温及び他の無線医療モニタリングシステム等の他の用途にも同等に適用できる。更に、このプログラミング手順は、データが捕捉されベースユニットへ送信される際のリアルタイムな条件に、動的に回答する。

40

【 0 0 1 2 】

本プロトコルにより、様々な構成命令を送信できる。こうした命令の例には、登録情報、データ捕捉制御命令(起動及び停止のメッセージ)、送信頻度命令、タイムスロット命令、増幅器利得命令、送信機制御命令、電力節約モード命令、初期設定命令等がある。

【 0 0 1 3 】

無線トランシーバを遠隔的にプログラムする能力によって、電極を患者の身体上にどのように配列し配置するかに関しかなりの柔軟性が得られる。プログラム可能な無線トランシ

50

ーバは、左腕、右腕、左脚等のような患者の身体の特定位置に装着するように設計することもできる。更に好適な実施例では、遠隔プログラム可能な電極トランシーバは、患者の身体の表面上の個別の取付位置に対して包括的に使えるものとなっている。ベースユニットは、プログラミングデータを個々の無線トランシーバへ送信する。プログラミングデータには、電極識別データと並んで、個々の無線トランシーバに割り当てられる個別取付位置に関係付けられた電極位置データが含まれている。データが各無線トランシーバから捕捉されると、電極識別データ、電極位置データ、捕捉された電極信号が、無線トランシーバからベースユニットへ送られる。

【0014】

ベースユニットと無線トランシーバは、捕捉された信号をベースユニットへ伝送するための通信フォーマットとして時分割多重化を使用することができる。この場合、ベースユニットは、大域時間をベースとする信号を複数の個別の無線トランシーバへ送信する。大域時間をベースとする信号は、個々の無線トランシーバで捕捉された信号を、単一周波数チャンネル内の離散的タイムスロットでベースユニットへ送信するタイミングを、同期化するために使われる。この時分割多重化によって、各無線トランシーバは、共通の周波数チャンネルを共有した状態で、その信号を離散的タイムスロット内でベースユニットへ送信するようになる。

【0015】

本発明の上記及びその他の態様と特徴は、現時点で好適とされている実施例について以下の詳細な説明で明らかになるであろう。

【0016】

本明細書において、用語「無線トランシーバ」と「プログラム可能無線トランシーバ」は、ユニットとしての無線電極トランシーバアセンブリを指し、文脈上で明らかにそうでない場合を除き、アセンブリ内の実際のトランシーバモジュールとは区別される。又「電極」という用語の使用に当たっては、生体センサをも含む広義の解釈がなされるものとする。

【0017】

【発明の実施の形態】

本発明による現下の好適な実施例を、添付図面と関連付けて以下に説明する。同様の参照番号は、種々の図における同様の要素を指すものとする。

【0018】

本発明は、無線式患者モニタリングのために従来式の使い捨てパッチ型無線センサ又は電極へ取り付けられる大きさになっている複数のスマートな無線トランシーバ装置と、標準的なECG又はEEGモニターのような既存の従来型側置きモニタリング装置へ接続可能な無線トランシーバと通信するベースユニットとから成るシステムで使うことができる。この無線トランシーバは、登録情報、送信頻度、増幅器利得、送信機制御、電力節約モード等に関する命令をベースユニットから受信し、これらの命令を処理しこれに応じて無線トランシーバを相応に構成するためのハードウェア及びソフトウェア又はファームウェアを含んでいる。これらの命令は、ベースユニット内の、例えばマイクロコントローラのような計算プラットフォーム内のプログラム指令と、無線トランシーバ内の計算プラットフォームにおける応答指令のセットとが実行された結果である。

【0019】

大域時間ベースの信号は、入力身体表面電位（例えばECG信号）の測定の際に使われる全電極に対しサンプル点を捕捉するタイミングを同期化させる役割を果たすように、ベースユニットから電極へ送信される。ECGの例では、ベースユニットは、各電極から（時分割多重化が通信プロトコルの実施例である場合、所定の時間間隔で）送信されたECG信号を受信し、復調し、デコード（誤り訂正付き）し、データをデジタル処理し、全ての必要な信号調整（増幅、フィルタ処理）をし、ECG信号を表示用の標準的ECG装置へ出力するためにアナログ形式に変換し戻す。ベースユニットは、既存の標準的ECG装置への汎用インタフェースも有しているため、電極とベースユニットの間の無線リンクはE

10

20

30

40

50

ＣＧ装置にとって意識する必要のないものとなっている。ＥＣＧ装置は、全ての必要な配線構成を作成するために個々の電極の信号を受け取る。

【 0 0 2 0 】

無線トランシーバとベースユニットは、ベースユニットと電極の間で固有の無線通信プロトコルを使用し、このプロトコルにより、システムで使われる各電極の無線プログラミング

(構成)、識別、検査、データ捕捉制御、送信機制御がリアルタイムで行えるようになっている。本発明による周波数帯域幅効率の故に、システムは、複数チャネルの信号を、ベースユニットのトランシーバと複数の電極装置の間で、単一のデジタル的にエンコードされた周波数チャネル上を時分割多重化を使って送信するように設計することができる。例えば、各電極は、同期化データをベースユニットから同一受信周波数で受信し、デジタル的にエンコードされたデータをどのタイムスロットで送信すべきかの指令も受信する。これによって、帯域幅に制限がある場合には、各々が別々の周波数チャネルを割り当てられた複数の患者が、同じ病室内で無線システムを使えるようになる。

【 0 0 2 1 】

図 1 は、現下の好適な実施例によるシステム 1 0 が患者 1 2 に使用される場合を概略的に示している。システム 1 0 は、ＥＣＧ、ＥＭＧ、ＥＥＧ、又は他のタイプの信号を、患者 1 2 から捕捉しモニター 1 4 へ供給する。本例ではＥＣＧシステムを例にとって論じるが、本発明は他のタイプの医療モニタリングにも直接適用できる。

【 0 0 2 2 】

システム 1 0 は、複数の電極アッセンブリ 1 6 が命令（例えば同期化命令と制御命令）をベースユニット 1 8 から無線送信法を使って受信し、ＥＣＧ信号を同様に無線送信法を使ってベースユニット 1 8 へ供給する無線システムである。従って、図示の実施例では、電極アッセンブリ 1 6 用の煩わしい配線が無い。

【 0 0 2 3 】

図 1 の電極アッセンブリ 1 6 は、複数の独立した遠隔プログラム可能無線トランシーバアッセンブリ 2 0 から成り、各トランシーバアッセンブリは、ＥＣＧモニタリングに使われる従来のパッチ型電極 2 2（例えば 3 M レッド・ドット電極）上に取り付けられるように設計されている。無線トランシーバアッセンブリ 2 0 を、図 2 と図 3 に関連付けて更に詳しく説明する。ベースユニット 1 8 は、複数の独立した無線トランシーバに対してメッセージを送受信するための無線トランシーバを含んでおり、図 4、6、8、9 と関連付けて更に詳しく説明する。ベースユニットは、無線トランシーバアッセンブリ 2 0 から受信されたアナログ ＥＣＧ 信号を従来型の ＥＣＧ 表示モニター 1 4 へ提供するためのインタフェースも有している。

【 0 0 2 4 】

ベースユニット 1 8 と無線トランシーバアッセンブリ 2 0 との間で無線通信するための好適な通信フォーマットは、トランシーバとベースユニットとの間の、アップリンク方向の共通周波数チャネルでの時分割多重化である。各無線トランシーバ 2 0 は、図 5 に示すように、ＥＣＧ信号を、特定のタイムスロット内にそのチャネルで送信する。ダウンリンク方向の場合、ベースユニットは、制御命令及びその他の情報を、全無線トランシーバが同調されている共通チャネルで送信する。タイムスロットの割当、周波数割当、及び他の送信制御情報は、後に詳しく述べるが、ベースユニット 1 8 により管理、制御される。別の実施例では、ベースユニット 1 8 と無線トランシーバ 2 0 との間で無線通信するのに、コード分割多重アクセス（ＣＤＭＡ）通信フォーマットが使われる。

【 0 0 2 5 】

ベースユニット 1 8 により送信されるメッセージは、無線トランシーバアッセンブリ 2 0 のための構成命令も含んでいる。この構成命令は、例えば、データ捕捉サンプル速度、増幅器利得設定、チャネル搬送波設定を変更又は設定することができ、送信タイムスロットを同期化するためのタイミング信号を構成することもできる。ベースユニット 1 8 は、大域時間ベース信号を全ての無線トランシーバへ送信するのが好ましい。大域時間ベース信

10

20

30

40

50

号は、図5に示すように、送信が単一周波数チャンネル内の離散的タイムスロット内に入るように、全ての無線トランシーバ20によって捕捉されるECG信号の送信タイミングを同期化する。

【0026】

メッセージと情報をベースユニットと無線トランシーバの間で交換するための無線プログラミングプロトコルの詳細事項は、本発明の精神の範囲内で多くの方法で到達し得るものであり、本開示に基づいて当業者の能力の範囲内で考案されるものである。1つの考えられる実施例では、データの packets はベースユニットと無線トランシーバの間で送信される。packet 内の特定フィールド(データのバイト)は、既知の無線送信プロトコル、IP又はイーサネット(登録商標)のような従来型データ送信技法、又は類似の技法に従って、制御データ、ペイロードデータ、CRC又は誤り訂正データ等のために留保される。現下の好適なプロトコル及びメッセージ構造を、図11から図30と関連付けて本文書で後に説明する。

10

【0027】

図2は、図1に示した、パッチ型電極22即ちセンサの内の1つと、付帯する遠隔プログラム可能無線トランシーバ20とのアッセンブリ16の詳しい斜視図であり、図1の全てのパッチ型電極と無線トランシーバは、図2に示すものと同じ構造であると理解されたい。パッチ型電極22は、患者の身体12の表面に従来の方法で接着される。パッチ型電極22は、ECG又は他の信号をピン26に供給する導体24を含んでいる。ピン26は、無線トランシーバ20の相補的ピン収容構造28内に収容され、2個の部品である20と22が(スナップ嵌合として)係止される。

20

【0028】

ピン収容構造28は、局所接地基準に対する電気パルス無線トランシーバ20内の電子回路へ伝える。局所接地基準は、トランシーバ20に接続され導電性材料から作られたチップ即ち皮膚接点21Aを有する柔軟な帯片21から成り、この皮膚接点21Aは、皮膚に接触しパッチ型電極22の下側に配置される。この目的は、信号接点26と局所接地基準21/21Aとの間の生体電位差をトランシーバで測定できるようにすることである。帯片21に使う材料としては、トランシーバ20から皮膚接点21Aへの内部導電性通路又はリード線を備えたプラスチックのような薄く柔軟な材料であればよい。皮膚接点21Aは、一方の側が導電性の塩化銀(AgCl)材21Bで被覆されているのが好ましい。

30

【0029】

図3は、図1及び2の無線トランシーバのブロック図である。トランシーバアッセンブリ20は、使い捨て式の従来のパッチ型電極のポストピン26上へ取り付けられる。電極22から提供された電気信号は、無線トランシーバ20内の低ノイズ可変利得増幅器30へ供給される。増幅器30は前置増幅器を含んでもよい。アナログ信号はフィルタ処理された後、サンプリングされ、A/D変換器32でデジタル信号に変換される。デジタル信号は、マイクロコントローラ/デジタルシグナルプロセッサ34として図示されている計算プラットフォームへ供給される。マイクロコントローラは、A/D変換器によって供給されたデジタル信号に対して信号処理を行う。信号処理機能には、デジタルECG信号に対するノイズフィルタ処理と利得制御が含まれる。好適さの点で若干劣る別の実施例の場合、トランシーバアッセンブリ内の利得制御は、アナログ信号パス内で増幅器30の利得を調整することで実行することができる。マイクロコントローラは、更に、ベースユニットから受信した命令とメッセージを処理し、メモリ36に記憶されているファームウェアの指令を実行する。メモリは、更に、後に詳しく述べるが固有の電極識別子を記憶している。メモリは、配置箇所識別子又は患者に取り付けられている電極の位置に関連付けられたデータを記憶する。配置箇所識別子又はデータは、ベースユニットから動的にプログラム可能である。

40

【0030】

処理済のデジタルECG信号はバッファ38に一時的に記憶され、エンコーダ/デコーダ40へ供給され、低出力内臓型RFアンテナ経由でベースユニットへ送信するために、R

50

Fトランシーバモジュール42へ送られる。トランシーバ42は、変調器/復調器、送信器、パワーアンプ、受信器、フィルタ、アンテナスイッチを含んでいる。周波数発生器46は、RF送信用の搬送波周波数を生成する。周波数はマイクロコントローラ34で調整することができる。陰極端子が局所接地基準に接続されたバッテリー45は、直流電源を各構成要素へ供給する。マイクロコントローラ/DSP34は、データを無線送信するための周波数を選択しベースユニットへのメッセージを制御するように、周波数発生器46を制御する。計算プラットフォーム34内のマイクロコントローラは、受信機がベースユニットからの命令用のデフォルト受信チャンネルをスキャンする初期化ルーチンも実行し、命令が受信されている場合は、送信器は識別情報を割当てられた周波数とタイムスロットでベースユニットへ送信する。

10

【0031】

図3に示されている個々のブロックの全体又はその一部は、スナップ取付式無線トランシーバアッセンブリ20のサイズを小さくするために、1個又は複数のマイクロチップ内に組み込むことができる。

【0032】

図4には、ベースユニット18が、これもブロック図の形で示されている。ベースユニット18は、命令を全ての無線トランシーバへ送信し、各トランシーバに、ECGデータを個別に(例えば時分割多重化で)送信するよう指示する。ベースユニットは、電極(最大10個まで)から送信されたECG信号を順次受信し、続いて復調し、デコードし、誤り訂正を行い、デマルチプレクスし、バッファに記憶し、信号調整し、各電極データを標準的ECGモニター14へインタフェースするためにアナログ信号へ再変換する。ベースユニットは、更に、周波数選択、電力制御等のため、プログラミング情報を電極へ送信する。

20

【0033】

ベースユニット18は、低電力RFアンテナ50、搬送波周波数を生成するための周波数発生器52、RFトランシーバ54を含んでいる。トランシーバ54は、変調器/復調器、送信器、パワーアンプ、受信器、フィルタ、アンテナスイッチを含んでいる。ベースユニットは、更に、エンコーダ/デコーダ56、マイクロコントローラ/デジタルシグナルプロセッサ(DSP)58のような計算プラットフォーム、マイクロコントローラ/DSPで実行されるコードを記憶するためのメモリ60、実行中のシステムの診断やベースユニットアップグレードのための試験ポートとして使用されるパソコン接続用のI/Oインタフェース59、ユーザインタフェース61を含んでいる。ユーザインタフェース61は、以下のもの、即ち、電極プログラミング情報又はエラー/警告状態を表示するためのディスプレイ、ユーザ要求入力用のキーボード又はボタン、エラー/警告状態(例えば、外れたり弱ったりしたバッテリー、又は故障した電極)を音声表示するための警告ユニット、エラーや警告やプログラミング状態を視覚的に表示するためのLEDから構成されている。

30

【0034】

無線トランシーバから受信したタイムスロットECGデータは、デマルチプレクサ62の中でデマルチプレクスされ、バッファ64へ供給される。D/Aフィルタバンク66は、無線トランシーバからの複数チャンネルのデジタルデータをアナログ形式に変換する。アナログ信号は、増幅器68で増幅され、OEM(相手先商標製造会社)による標準的なECGモニターインタフェース70へ供給される。インタフェース70は、標準的コネクタ経由でECGディスプレイ装置14へ直接接続できるようにベースユニット18アッセンブリの一部としても、或いはディスプレイ装置へのケーブル接続装置の一部としても、何れでもよい。OEMインタフェース70についての考え方は、複数のアナログECG信号を、病院内で既に使われている従来型ECGディスプレイ装置へ、互換性があり意識の必要がない方式で供給し、ディスプレイ装置が、信号を従来の有線電極から生成されたかのように処理できるようにすることにある。アナログ信号捕捉ハードウェア又はECGディスプレイ装置14のための電子機器に精通することが明らかに必要であり、OEMインタフェース回路は、ディスプレイ装置の製造業者により様々である。OEMモニターインタフ

40

50

エースの詳細な設計は、当業者の能力内で考案できる。

【0035】

図5に示すように、無線トランシーバ20とベースユニット18の間で可能な通信スキームは時分割多重化である。これによって、ECGシステム内の全ての電極で、単一の信号送信周波数を使うことができるようになる。全ての電極が、割当てられた受信周波数(ダウンリンク)チャンネル上で、ベースユニット18から命令と同期化データ(時間ベース信号、基準信号、制御信号76)とを受信する。電極受信チャンネルは、スロット化(時間多重化)されていてもいなくてもよい。電極1の20/22Aは、割当てられた送信周波数(アップリンク)チャンネルで、タイムスロット1の72(電極2の20/22Aはタイムスロット2の72で、など)でデータを送信する。ベースユニット18は、電極20/22からの送信を受信し、デマルチプレックスし、バッファに記憶し、個々の電極データを再構築する。

10

【0036】

図1のシステム10は、ベースユニット18と無線トランシーバ20の間でメッセージと情報を交換するために、無線によるプログラミング機構を利用する。様々なタイプの情報が交換できる。例えば、ベースユニット18は、無線トランシーバ内のマイクロコントローラにデータ捕捉を開始又は停止するように通告するデータ捕捉制御メッセージを、無線トランシーバへ送信する。別の命令は、無線トランシーバへ送られる周波数選択命令のメッセージであることもあり、その場合、無線トランシーバは、これに応じて、捕捉されたECG信号を離散的タイムスロットでベースユニットへ送信するための共通周波数チャンネルを選択する。

20

【0037】

ベースユニットと無線トランシーバの間で送ることのできるプログラミング命令とメッセージの一部を以下に掲げる。

a. 電極20/22をベースユニット18へ登録する。登録には、ベースユニットによる電極タイプ及び付帯する固有の電極識別子の検出が含まれる。更に、登録には、固有のベースユニット識別子の電極への送信(例えば、複数のベースユニットが電極のRF範囲内に存在する場合)及び電極によるベースユニット識別子の検出が含まれていてもよい。更に、患者の参照番号を各電極内に記憶させ、電極が、個々の患者に割当てられたベースユニットからの命令のみを受信するようにすることもできる。各電極の参照番号もベースユニットに記憶されるので、該当電極から来るデータのみが受信されるようになる。追加登録の場合には、特定の電極機能(例えば、患者の身体上の位置)を割当てることになる。これは、後に詳しく説明する。上記の各命令とメッセージでは、受信ユニットは、通常、命令を受信したことを示し且つ全ての必要な情報を送信ユニットへ送り返すという応答メッセージを折り返し送信する。

30

b. データ捕捉サンプリング速度の構成。

c. 増幅器30の利得設定の構成。

d. 前置増幅器のフィルタ帯域設定の構成。

e. 搬送波チャンネルの構成、即ち、トランシーバ内の周波数発生器46によって生成される搬送波周波数。

40

f. 送信タイムスロット用のタイミング信号の構成。これはデータ捕捉速度と同期化する必要がある。

g. バッテリ45の利用に関する休止/起動モード。

h. バッテリ45の低電圧レベルの検出。

i. データ捕捉を始動/停止に関するシナリオ。

j. データ送信手順。

k. エラーのサンプルデータを回復/再送信するシナリオ。

l. システムを試験診断するシナリオ。

m. 電極電流チャンネル設定手順のスキャン。

n. 電極検出手順。

50

- o . 電極状態の検査。
- p . ベースユニット状態の検査。
- q . データ捕捉サブシステムの検査。

【 0 0 3 8 】

電極の固有識別子

図 1 のシステム 1 0 は、各無線トランシーバと電極アッセブリのための登録機構を提供し、電極識別子が、患者の電極機能位置（例えば、ECG 実施例における LA、RA、LL、V1、V2、V3、V4、V5、又は V6）と同様にベースユニット内へプログラムされる。電極シリアル識別子（ESI）は、トランシーバに固有の一連番号をエンコードする。各無線トランシーバには、各登録シナリオ（電源オン又は再構成に関する）に倣って、電極暫定識別子（ETI）が割当てられる。暫定識別子は、例えば、電極番号とランダム番号で構成することができる。ESI は、各電極からベースユニットへ送られる各メッセージ又はデータランザクションの中に含まれる。電極識別子は、二つのモニタリングシステムが同じ周波数チャンネルで送信しているか、又は干渉が検出された場合に、登録された電極の入力信号だけが関連するベースユニットに受け取られることを保証するための役割を果たす。

10

【 0 0 3 9 】

ベースユニットの固有識別子

システムは登録機構を提供し、それによりベースユニット識別子が、現に使用されている無線トランシーバアッセブリの中へプログラムされる。ベースユニットシリアル識別子（BUSI）は、ベースユニットの一連番号をエンコードする。電源オン又は再構成の間、ベースユニット暫定識別子（BUTI）が、無線トランシーバアッセブリに割当てられ登録される。ベースユニット識別子は、ベースユニットから各無線トランシーバアッセブリへの各メッセージ又はデータランザクションの中に含まれる。ベースユニット識別子は、二つのモニタリングシステムが同じ周波数チャンネルで送信しているか、又は干渉が検出された場合に、登録されたベースユニットの入力信号（命令）だけがアッセブリに受け取られることを保証するための役割を果たす。

20

【 0 0 4 0 】

電極システムの初期化

図 6 は、ベースユニットと無線トランシーバ 2 0 の間での送信スキームが時分割多重化である場合に使用できる（ベースユニット 1 8 と電極 2 0 / 2 2 の両者用の）初期化手順のフローチャートを示す。本手順では、ECG システム内の各電極は固有の識別子と固有の機能位置 ID（例えば、LA、RA、LL、V1、V2、V3、V4、V5、又は V6）を有していると仮定する。図 6 の手順は、図 4 に示されているような、マイクロコントローラ 5 8 によって実行するためにベースユニットのメモリ 6 0 に記憶されている指令のセットと、無線トランシーバ 2 2 のメモリと図 3 のマイクロコントローラとに記憶されている応答指令のセットとに還元される。

30

【 0 0 4 1 】

ステップ 8 0 で、ベースユニットに電源が入れられる。ベースユニットは、ECG システムで使用されるリード線の数、例えば 3、5、1 2、に応じて構成される。この構成は、図 9 に示すディスプレイ及びボタンのようなベースユニット 1 8 上の適切なユーザインタフェースにより容易に行うことができる。ステップ 8 2 で、ベースユニットは、その受信チャンネルをスキャンし、そのリストがベースユニットへプログラムされる。ステップ 8 4 で、ベースユニットは、他の何れかのベースユニットの送信が検知されているか否かが判定する。検知されている場合、ステップ 8 6 で、ベースユニットは、所定の周波数チャンネルのリストから次の未使用の周波数を送信チャンネルとして選択する。送信が検知されていない場合は、ステップ 8 8 で、ベースユニットは、所定の周波数チャンネルのリストから最初の周波数を送信チャンネルとして選択する。次いで、プロセスはステップ 9 0 へ進む。

40

【 0 0 4 2 】

ステップ 9 0 で、ベースユニットは、ステップ 8 6 又は 8 8 で決定されたデフォルト・プ

50

プログラミングチャンネルで電極登録データとメッセージの送信を開始する。登録データとメッセージには、ベースユニット識別コード又は一連番号が含まれている。登録データとメッセージは、以前に説明した通りである。これにより、現に初期化されつつある特定のベースユニットに関連付けられることになる無線トランシーバが、他のベースユニットではなくこのベースユニットからの命令に応答することが保証される。ステップ92で、ベースユニットは、全ての必要な電極に、所定の周波数チャンネルで送信するように指令し、各電極にタイムスロットを割当てる。ベースユニットは、次いで、登録を完了するために電極と通信する。特定の単数又は複数の電極が登録を完了してない場合、ベースユニットは、どの電極が登録されていないかを、ステップ96で、ユーザインタフェース経由で表示する。全ての電極の登録が完了している場合、ベースユニットは、ステップ98で、全ての電極に、命令を新たな所定の周波数チャンネルで受信するように指令する。ステップ100で、ベースユニットは、全ての電極に、ECGデータの捕捉を開始し、割当てられた周波数で且つ割当てられたタイムスロットで送信するよう指令する。ステップ100は、ベースユニットユーザインタフェース経由のユーザプロンプトに応じて始まってよい。データ捕捉の間、ステップ102で、ベースユニットは、受信用データチャンネル（アップリンク方向）上に干渉があるか否かを連続的にモニターする。過度の干渉（ベースユニットのマイクロコントローラ内で検出される高いビット誤り率のようなもの）が起きると、ベースユニットは、電極が送信に利用できる周波数のリストから新たなチャンネルを選択し、送信周波数の変更を命令する。

【0043】

図7は、使用される電極初期化手順のフローチャートである。ステップ110で電極に初めて電源が入る時、電極は、受信専用モードになる。ステップ112で、電極は、ベースユニットが何らかの命令信号及び同期化信号を現に送信中であるか否かを調べるため、デフォルト受信チャンネルを自動的にスキャンする。ステップ114で命令と同期化命令が何ら受信されなければ、電極はステップ112へ戻り、デフォルト周波数のリストから別の受信周波数を選び出す。命令と同期化データが受信されている場合、ステップ116で、電極は、固有の識別データ（患者の身体上の位置に関する情報を含んでいる）を割当てられた周波数上で割当てられたタイムスロットでベースユニットへ送り返し、電極は、ECG信号を捕捉する準備ができており作動状態にあることをベースユニットへ知らせる。

【0044】

本発明の別の実施例では、複数の独立した、遠隔プログラム可能無線トランシーバ20は、患者身体表面上の特定の取付位置に関し、最初は何の制約もない。更に、電極は、事前プログラムされた機能的な位置識別子を付けずに製造することができる。これは、機能的な位置（例えば、LA、RA、LL、V1、V2など）に基づいて個々の電極の在庫を病院やユーザが持たなくてもよいので、好都合である。全ての電極アセンブリは、何処にでも使えるものと考えられ、ユーザがECGシステムをセットアップする時に、身体上の位置を示す固有の識別子でベースユニットによりプログラムすることができる。図8の手順は、ECGシステムを初期化する際、各電極をプログラミングするために使用することができる。電極アセンブリを一度プログラミングしておけば、システムは、再度電源を入れる時には、図6の初期化プログラムを通しさえすればよい。

【0045】

図8は別の実施例での初期化手順を示す。図9は、ユーザがベースユニットと対話するのを支援するための、ディスプレイ132と複数のボタン又はキー133から成るユーザインタフェース61を持ったベースユニット18を示す。一群の何処にでも使える無線トランシーバ20が、初期化に備え準備されている。ユーザは、事前印刷されたラベル135のセットを有しており、このラベルが、プラスチックの裏張りから外され、図10に示すように無線トランシーバに張り付けられる。

【0046】

図8と図9を説明すると、ステップ140で、ユーザは、例えばディスプレイ132上のプロンプトに応え一つのボタン又はキー133でモードを選択することにより、ベースユ

10

20

30

40

50

ニットを電極プログラミングモードに設定する。ベースユニットプログラミングモードは低電力送信で行うことができるが、プログラミングする無線トランシーバ20をベースユニットに接近させておく必要があり、そうしておけば、複数のトランシーバを同時にプログラミングするのを避けることができる。代わりに、図9に示す通り、ベースユニットは、プログラミング初期化インタフェース136を有しているのので、これを、初期化中にトランシーバをプログラミングする目的で、トランシーバ内のソケット又は他の造形部に接触させてもよい。トランシーバがプログラミング初期化インタフェース136と接触状態に置かれると、ベースユニットは、自動的にプログラミングモードになり、或いは電源投入するだけでプログラミングモードへ入ることになる。

【0047】

何れの場合も、ステップ142で、第一の電極アッセンブリ20/22に電源が投入され、ベースユニットの近くに置かれるか、又はプログラミング初期化インタフェース136と接触状態に置かれる。電極の初期化は、電極トランシーバ20をベースユニットプログラミング初期化インタフェース136へプラグ接続するような機械的手段によって行うこともできる。

【0048】

ステップ144で、電極は、デフォルト・プログラミングチャンネルをスキャンする。ステップ146で、ベースユニットは、低電力プログラミング命令を、デフォルト送信チャンネル又はRF干渉が最も少ない他のチャンネルで送る。ステップ148で、電極は、プログラミング命令を受信したか否かを判定する。受信していない場合、電極は、デフォルトチャンネルをスキャンし、リストされている新たなチャンネルを選択する。受信している場合、電極は、ステップ150で、応答メッセージを割当てられている送信チャンネルで送信する。ステップ152で、ベースユニットは、電極から応答を受信しているか否かを判定する。受信していない場合、ベースユニットは、ステップ146へ戻り、低電力プログラミング命令を新たな送信チャンネルで送信する。受信している場合、ベースユニットは、ステップ153で、プログラミングデータを電極へ送信する。ステップ153において、プログラミングデータには、電極位置(LA、RL、V3等)を始めとする電極固有識別子、ベースユニット固有識別子、及び上記のような他の登録命令が含まれている。ステップ154で、電極は、プログラミングエラーが検出されたか否かを判定し、エラーが検出されている場合、ステップ156で、再送信プログラムメッセージをベースユニットへ送り、ベースユニットにステップ153でプログラミングデータを再度送らせる。エラーが起きてなければ、プロセスはステップ158へ進み、ここで電極はベースユニットとのプログラミングを完了する。ステップ160で、ベースユニットは、電極に追加の命令を待つように指示する。この時点では、固有ベースユニットIDが無線トランシーバへプログラム済みなので、電極は、ECGシステム制御チャンネルをスキャンし、受信し、トランシーバをプログラムしたベースユニットからの命令のみで作動することができる。ステップ162で、ベースユニットは、電極が取り付けられた位置をユーザインタフェースディスプレイ上に表示し、ユーザに、初期化インタフェース136の中へプログラミングする次の電極を置くよう促す。

【0049】

全ての電極のプログラムが済むと、ベースユニットは、ECGシステムで使われる適当な数の電極用に自動的に構成される。各電極はプログラムされているので、ユーザは、電極にプログラムされた位置を示すラベルのストック137からラベル135を取り外し、当該ラベルを図10に示されているように電極に(例えば、無線トランシーバ20の上面に)貼り付ける。

【0050】

今までの説明から理解頂けるように、各々がECGモニタリングに使われるパッチ型電極22に関連付けられた、複数の独立した遠隔プログラム可能無線トランシーバ20と、複数の独立したトランシーバ20とメッセージを送受信するための無線トランシーバ54(図4)を含むベースユニット18とを備えた、動的にプログラム可能な無線心電図(EC

10

20

30

40

50

G) 捕捉システムについて、我々は述べてきた。ベースユニットと無線トランシーバ22が、ベースユニット18と無線トランシーバ20の間で(図6と図8で示したように)メッセージと情報が交換される基となる、無線プログラミングプロトコルを実行すると、無線トランシーバの登録、構成、データ送信制御特性をベースユニットで管理することができるようになる。

【0051】

ベースユニットは、無線トランシーバで捕捉されたECG信号の送信タイミングを単一の周波数チャンネルの離散的タイムスロットに同期化する大域時間ベース信号を、無線トランシーバへ送信するのが好ましい。図1及び4に示すように、ベースユニットは、更に、ディスプレイのような従来型のECGモニタリング装置へのインタフェース70を含んでいるので、捕捉されたECG信号を表示用のECGモニタリング装置へ送信することができる。ベースユニット18と無線遠隔プログラム可能トランシーバ20から成るシステムは、標準的な従来のパッチ型電極と既存のECGモニタリング装置で使うのに非常に適しており、従って、本発明は、ECG信号を捕捉して表示用のディスプレイ装置に表示する柔軟性があり低コストで便利な手段を提供する。

10

【0052】

無線プログラミング手順

図1のシステム10は、ベースユニットと電極(無線トランシーバ20)の間でメッセージと情報を交換するために、無線(OTA)プログラミング手順を利用している。種々のタイプの情報を、登録、初期化、構成、較正、データ捕捉の制御、送信の同期化、エラーの訂正又は回復、パワーモードの制御、検査状態等多方面にわたる目的のために処理することができる。

20

【0053】

ここに説明するプログラミング手順は、ベースユニットの(図4の記憶装置のような)メモリに記憶され、無線通信経路で複数の無線電極へ送信される命令を生成するためにマイクロコントローラ58のような計算プラットフォームによって実行される、指令のセットに基づいている。同様に、電極内の無線トランシーバは、ベースユニットから命令を受信し、命令に応えるためにメモリ内に記憶されている指令を実行して(検査応答メッセージのような)応答メッセージをベースユニットへ送り返す。これらの指令を以下に説明する。こうした手順(即ち、指令のセット)の好適な実施例を、図11から図30に関連付けて以下説明する。

30

【0054】

a. データ捕捉サンプル速度の構成手順。

変動する生理学的信号(ECG、EMG、EEG等)に適合するように、可変サンプルデータ速度を設定することができる。サンプル速度は、生理学的事象で誘起される周波数の性質により異なる。特定の分野における専用の試験に必要なある種の用途では、高速のサンプル速度を必要とする。

【0055】

図11のプログラミング手順は、データ捕捉サンプル速度を構成するために用いられる。ベースユニット18は、データ捕捉構成メッセージ200を電極アセンブリ16(即ち、無線トランシーバ20)へ送る。メッセージは、無線トランシーバのA/D変換器用のサンプル速度を識別するデータを含んでいる。メッセージ200が無線トランシーバで受信されマイクロコントローラで処理されると、A/D変換器用のサンプル速度は変更される。無線トランシーバは、データサンプル速度の変更が完了されたことを示すデータ捕捉構成完了メッセージ202を返送する。

40

【0056】

b. 増幅器利得設定の構成手順。

皮膚表面での生体電位信号強度の微弱さ、表面への接続不良、乾燥又は湿潤環境条件又は温度変化による皮膚抵抗の変化に適應しこれを補正するように、可変信号前置増幅器利得(デジタル化以前の)を設定することができる。合理的な信号強度が得られるまで、信号

50

増幅利得係数を動的に調節することもできる。ECG信号は、通常1 - 5 mVの範囲にあるが、EEG信号は1 - 100 μ Vの範囲にある。特定の用途に必要な感度を得るためには、異なった利得を選択できることが望ましい。

【0057】

ベースユニットが増幅器利得を調整する必要があると判定すると、図12の手順が用いられる。ベースユニットは、増幅器利得構成メッセージ204を電極16の無線トランシーバ20（図3）へ送る。マイクロコントローラ32は、メッセージを処理し、図3のA/D変換器32へアナログ信号を供給する増幅器30に対する利得設定を調整する。利得が調整されると、トランシーバは、ゲイン構成完了メッセージ206をベースユニットへ送り返す。

10

【0058】

c. 前置増幅器（偽信号防止）フィルタの帯域設定の構成手順。
モニタリングシステム10を多様な用途の要件に柔軟に適應させるには、無線トランシーバの前置増幅器内の偽信号防止フィルタ帯域を動的に再選定することが必要である。最適なフィルタは、ノイズや望ましくないアーチファクトを濾過する様々な周波数帯域にプリセットされた一連のフィルタの中から選択することができる。図13のプログラミング手順が使用される。ベースユニットは、無線トランシーバ内のアナログ信号パス内で用いられる偽信号防止フィルタ（図示せず）用の周波数帯域（又はフィルタ）を識別する設定フィルタ帯域メッセージ208を送る。

20

【0059】

d. 搬送波チャンネル設定の構成手順。
複数のユーザのモニタリングシステムが同じ物理的エリアに共存できるようにし、同時に干渉の恐れも抑えるため、複数の周波数チャンネルシステムが、ベースユニット18と全ての所与のシステム10の無線トランシーバとの間の通信における干渉の恐れをなくすことを目的に用いられる。ベースユニット18は、構成の間に、デフォルト周波数チャンネルのような特定の周波数チャンネルを聴くことによって動的に干渉を検出し、当該周波数チャンネルのノイズレベルに基づいて、モニタリングシステムを使うことの適切性を判定する。ベースユニット18は、ノイズ増加のために特定のチャンネル上で受信される信号をデコードする間、又はシステムのリセット及び再構成の手順の間に、余りに多くのエラーに遭遇する場合にも、本手順を使うことができる。

30

【0060】

図14の手順は、搬送波チャンネル設定の変更のために用いられる。ベースユニットは、設定搬送波チャンネルメッセージ212を電極へ送る。メッセージ212は、新たな搬送波を識別する。無線トランシーバの周波数発生器は、これに応じて新たな周波数で搬送波信号を生成するよう調整される。構成が完了すると、電極は、搬送波構成完了メッセージ214をベースユニットへ送り返す。

【0061】

e. 送信タイムスロット用タイミング信号の構成手順。
図15の手順は、電極の無線トランシーバ20とベースユニット18の間でデータを送信及び/又は受信するため（時分割多重アクセス（TDMA）をベースとするシステムにおける）各無線トランシーバ用に特定のタイムスロットの割当てを設定する。同一周波数チャンネル上で送信する複数の電極が互いに干渉することなくベースユニットへ情報を中継できるようにするためには、TDMAをベースとするシステムではこのような同期化が必要である。本手順は、ベースユニットが、設定されたタイムスロットメッセージ216を電極へ送信する段階と、各電極用の特定のタイムスロットを識別する段階とから構成される。電極がタイムスロットを設定すると、電極は、タイムスロット設定完了メッセージ218を送り返す。

40

【0062】

f. バッテリ利用の休止/起動モードの手順。
図16のバッテリ利用休止モードの手順は、バッテリ電力を保存するための停止プロセス

50

で使用される。本手順は、電極とベースユニットの間で信号の通信が失われた場合に、又はベースユニットからの命令に従って、開始することもできる。バッテリー利用の起動モードは、電極との通信が回復され次第、又は新たな電極が登録された時の初期化の間に開始される。本手順は、ベースユニットがバッテリー検査要求メッセージ 220 を電極へ送る段階を含んでいる。メッセージ 220 は、基本的には、電極に、バッテリー寿命と現在のバッテリーモード情報を提供するように要求する。本情報は、バッテリー検査応答メッセージ 222 でベースユニットに送り返される。

【 0 0 6 3 】

g . バッテリーの低電圧レベル検出手順。

図 17 に示すバッテリー状態検査手順は、ベースユニットが検出する無線トランシーバ 20 内の低バッテリー電圧の条件に関するものである。本手順によりベースユニットは、電極バッテリーを充電するか又は交換するようにユーザに警告することができる。図 3 のバッテリー 46 の電圧が (マイクロコントローラによってモニターされる際に) 閾値レベル以下に下がっていると、電極は低バッテリー電圧検出メッセージ 224 をベースユニットへ送る。

【 0 0 6 4 】

h . 電力節約モード設定。

図 18 に示す手順により、ベースユニットは、無線トランシーバを電力節約モードに変更して、バッテリー寿命を保持し、より経済的にすることができる。様々なレベルの電力節約モードを、作動ニーズに基づいて選択できる。メモリ保持休止モードを無線トランシーバに実行させることもできる。システムは、目覚しタイマを有するか、又はベースユニットの命令があった時に起動モードへ変更することもできる。ベースユニットは、電力節約モード設定命令 226 を送る。電極は、これに応じてバッテリー 46 の状態を休止又は電力節約のモードへ変更し、変更が完了すると、電力節約モード完了メッセージ 228 をベースユニットへ送り返す。

【 0 0 6 5 】

i . 捕捉開始 / 停止手順。

図 19 の手順により、ベースユニットは、電極に、データ捕捉を開始しデータをベースユニットへ送信するか、又はデータ捕捉プロセスを停止するよう命令することができる。再構成が行われる場合、干渉のため周波数チャネルの再選択が必要な場合、又は電力節約 (停止) が要求された場合には、情報に関するデータをベースユニットへ連続的に流すのを中断するために、図 19 に示すタイプの複数の開始 / 停止のメッセージが必要なこともある。他の状況もあり得る。本手順は、ベースユニットがデータ捕捉メッセージ 230 を電極へ送ることから始まる。電極は、データ捕捉開始に捕捉開始済みメッセージ 232 を以って答える。次いでベースユニットは、電極に、データ送信を開始するようにメッセージ 234 により命令する。データは、電極から、データ伝送メッセージ 236 で示すように送られる。ここに図示した実施例では、単一の搬送波周波数上のタイムスロットで時分割多重化によって、そして図 14 と 15 に示す周波数によって行われる。

【 0 0 6 6 】

j . データ送信手順。

一旦データ捕捉が開始されると、データは各電極からベースユニットへ、同期又は非同期何れかの方法で送信される。これを図 19 に示す。ベースユニットでは、データがデコードされ、収集され、バッファ内に記憶され、送信中のエラー発生の有無がチェックされる。ベースユニット 18 は、更に、図 20 に示すように、データ送信の停止を制御する。本手順には、ベースユニットが捕捉停止メッセージ 238 を送る段階が含まれている。電極は、データの捕捉と送信を止め、捕捉停止済みメッセージ 240 をベースユニットへ送り返す。

【 0 0 6 7 】

k . エラーサンプルデータ回復 / 再送信手順。

電極からベースユニットへデータを送信する間にエラーが起きた場合、データの再送信を要求することができる。この手順を図 21 に示す。ベースユニットはデータ再送信メッセ

10

20

30

40

50

ージ 2 4 2 を電極へ送る。電極は、これに応じて、2 4 4 に示すように、メモリ 3 6 に記憶されている記憶データを再送信する。電極は、ノイズが多いか、又は信号送信が良くないためにエラーを回復する必要がある場合に備え、バッファ 3 8 に集められた過去データのための最低限のバッファ記憶装置を有していなければならない。

【 0 0 6 8 】

1 . システム試験診断手順。

図 2 2 の手順は、システムの最適性能を分析するために、電極に、診断試験データパターンを送信するように指令するものである。本手順は、全ての電極の局所接地基準に関する問題を解明するために較正を目的として使うこともできる。診断試験開始メッセージ 2 4 6 は、ベースユニットから電極へ送られる。メッセージ 2 4 6 を受信すると、マイクロコントローラは、ある試験を開始するか、又は診断試験パターンを、メッセージ 2 4 6 に応えるよう指定されているメモリ 6 8 内に記憶されている指令又はコードのセットに従って送信する。試験開始済みメッセージ 2 4 8 がベースユニットに送り返され、メッセージ 2 4 6 への肯定応答が行われる。本試験が終了すると、試験データが、2 5 0 で示すようにベースユニットへ送信される。全ての試験データが受信されると、ベースユニットは、試験終了メッセージ 2 5 2 を電極へ送り、このメッセージは試験完了メッセージ 2 5 4 で肯定応答される。

【 0 0 6 9 】

m . 電極電流チャンネル設定のスキャン手順。

未知の周波数チャンネルで送信されている電極をベースユニットがスキャンできるようにするために実行される手順である。信号強度表示計を用いて、特定の送信チャンネルを判定することができる。図 1 4 の手順を使って、新たなチャンネルで送信するように、電極を再構成することができる。

【 0 0 7 0 】

n . 電極検出手順。

図 2 3 の手順は、連続的な探査及び「キープアライブ」信号を提供する手段として定期的を開始される。電極検出手順には、ベースユニットから電極へ送信される接続メッセージ 2 5 6 が含まれている。電極は、電極が「アライブ」であることをベースユニットへ知らせる接続確認メッセージに回答する。この電極検知メッセージ 2 5 6 を電極が定期的に検出しないうち、電極は、データ捕捉を停止し、電力節約モードへ移行する。信号送信は、或るインターバル毎（例えば 3 0 秒）に、直近に選択された交信チャンネルで行われる。

【 0 0 7 1 】

o . 電極状態の検査。

適当な作動条件と構成パラメータを確保することが必要な時には、図 2 4 に示す手順により、電極状態をベースユニットで検査することができる。本手順は、ベースユニットが電極検査要求メッセージ 2 6 0 を送ることを含んでいる。電極は、検査メッセージに対して、現下の作動条件と構成パラメータ、即ち、利得設定、前置増幅器のフィルター帯域、基準信号、タイムスロット、搬送波周波数、データ捕捉速度、一連番号等を示す検査応答メッセージ 2 6 2 で答える。

【 0 0 7 2 】

p . ベースユニット検査。

図 2 5 に示すように、適当な作動条件と構成パラメータを確保することが必要な時には、ベースユニットの状態を電極で検査することができる。電極が、ベースユニット検査要求メッセージ 2 6 4 をベースユニットへ送ると、ベースユニットは、チャンネル周波数のような現在の構成パラメータを示す検査メッセージ 2 6 6 を以って応答する。

【 0 0 7 3 】

q . データ捕捉サブシステムの検査。

図 2 6 に示すように、無線トランシーバ内において、前置増幅器、増幅器、D / A 変換器で構成されているデータ捕捉サブシステムは、適当な作動状態と構成設定に関して個別に検査することができる。ベースユニットが、データ捕捉 (D A Q) 検査要求メッセージ 2

10

20

30

40

50

68を電極へ送ると、DAQ検査応答メッセージ270が提供される。

【0074】

システム操作手順

a. 電極のベースユニットへの登録

好適な登録手順は、電極のタイプ及び識別子の検出を（これに限定されるものではないが）含んでいる。患者の参照番号及び/又は統計データも各電極内に記憶することができるので、個別に特定の患者と関連付けられている。このモニタリングシステム内での電極機能の割り当て（解剖組織上又は機能位置）も行われる。電極に対するあらゆる一時的識別子の割り当ても行われる。登録手順は、初期化用の専用周波数制御チャンネル上で開始することができる。図6及び図8の登録手順は、登録手順の1つの可能な実施例である。別の可能な実施例が図27に示されている。ベースユニットは、接続要求メッセージ272を電極へ送る。電極は、接続確認メッセージ274で応答する。これは、先に説明した図23の手順である。次に、電極検査メッセージ276と278が交換されるが、これは図25の手続きである。ベースユニットは、一時的なID及び身体の位置又は機能を電極に割り当てるID/機能割り当てメッセージ280を送信する。電極は、割り当てメッセージ280に応え、割り当て完了メッセージ282を送信する。ベースユニット登録メッセージ284が電極へ送られ、電極をベースユニットに登録し、ベースユニット識別を電極へ伝える。ベースユニット登録完了メッセージ286が返送される。メッセージ288、300、302及び304は図14及び図15の手順を実行して、電極にタイムスロットと搬送波チャンネルを割り当てる。

10

20

【0075】

b. ベースユニットの電極への登録

ベースユニットを電極へ登録する登録手順も実行される。この手順は、図27のメッセージ284及び286に示されている。この手順には、ベースユニットのタイプ及びベースユニットと関連付けられた識別子の検知が含まれている。図27のメッセージ284及び286は、電極が1つのベースユニットからだけ通信を受け取るよう制限するように作用する。登録手順は、初期化のための専用周波数チャンネルで開始される。

【0076】

c. 全体的信号損失回復のシナリオ

1つ又はそれ以上の電極からの全体的信号損失から回復する手順を、図28に示す。この手順は、チャンネルが衰えているか、有効送信電力が低いか、電極とベースユニットとの間の物理的距離が大きいため送信信号強度が弱い場合に開始される。連続探査及び「キープ・アライブ」の信号がベースユニットから電極へ送信される。一旦電極が検出されると、通信が再確立され、ベースユニットはデータの収集を再開する。この手順は、接続要求と確認メッセージ306、308（上記図23の手順）と、電極検査メッセージ310、312（図24の手順）と、データ捕捉サブシステム検査メッセージ314、314（図26の手順）で始まる。ベースユニットは、検査メッセージに対する応答に依って、無線トランシーバ内にデータ捕捉サブシステムを構成するDAQ構成メッセージ316のような幾つかの構成命令を開始し、電極を適切な作動状況に戻す。電極は、メッセージ316内に含まれている設定に従ってサブシステムが再構成されると、完了メッセージ318を送る。その代わりに、設定搬送波チャンネルメッセージ320及び322を交換（図26の手順）してもよい。又この他、メッセージ324、326、328、330、332、334によって示されているように、診断試験を開始し、先に述べた図22の手順を実行してもよい。更に、メッセージ338及び334により、増幅器利得を構成（図12の手順）してもよい。破線で示す何れか又は全てのメッセージが実行されることになる。電極の再構成が成功すると、メッセージ340、342、344、346、即ち上記の図19の手順によって、データ捕捉及び送信が再確立される。

30

40

【0077】

d. モニタリングシステム構成のシナリオ

図29に示す手順は、モニタリングシステム構成全体に関するものである。システム10

50

が始動すると、データ捕捉、フィルタリング及び信号調整、増幅器利得設定を含む多数のサブシステムが構成され、送信データの品質を保証するために診断試験が実施される。構成は、接続要求メッセージ及び応答接続確認メッセージ350（図23の手順）と、データ捕捉サブシステム検査メッセージ352及び358（図26の手順）と、データ捕捉サブシステム構成メッセージ356及び358と、メッセージ360及び362による前置増幅器フィルター帯域の設定（図13の手順）とによって始まる。次に、メッセージ362、364、366、368、370、372、374から構成される診断試験が交換され、図22の手順が実行される。実行された診断試験の結果次第で、オプションの増幅器構成命令が、メッセージ376として送られることもある。増幅器利得が首尾よく変更されると、利得構成完了メッセージ378がベースユニットへ送り返される。

10

【0078】

e. モニタリングシステムのデータ捕捉開始のシナリオ

本システムは、一旦システムの構成が完了すると、データ捕捉と、通信チャネルを通してのベースユニットへの送信を開始する。図30の手順は、1つの考えられる実施例を示している。構成要求メッセージ380が送られると、電極から構成確認メッセージ382が返送（図23の手順）される。データ捕捉開始メッセージ384及び386が交換（図19の手順）される。捕捉されたデータは、メッセージ388及び390を通して送信される。無線トランシーバの増幅器30の利得は、信号強度及びエラー検知次第で、増幅器利得構成メッセージ392を通して調整され、変更された場合は、利得構成完了メッセージ394がベースユニットへ送り返される。

20

【0079】

無線電極の状態マシン

図31は、図2及び3の無線電極トランシーバアセンブリ20内のマイクロコントローラ/DSP計算プラットフォーム内で作動している状態マシンの論理図である。装置に電力が供給されて作動（及び生体電位信号を捕捉）すると、状態マシンは活動モード400に入る。状態マシンは、そのときの状況に反応し、図に示すようにそれらの状況に应答する。ユーザーがトランシーバアセンブリをベースユニットのプログラミングピン又はインタフェースに差し込むと、状態マシンはリセットモード接続状態402となる。この事象が、404で示すように、ベースユニットへの登録を要求する一式のルーチンの開始を促す。登録手順（本明細書のどこかで述べている）が済んだ後、センサー初期化ルーチン406が入力される。ルーチン406は図33に示されており、後に説明する。次に、図34に示すセンサー起動ルーチン408が入力される。最後に図35に示すセンサーデータ捕捉サブシステム（DAQ）制御ルーチン410が入力される。

30

【0080】

活動モード状態の脱出を引き起す別の事象は、412で示すように、ベースユニットの「キープ・アライブ」又は接続要求信号が失われた場合である。このことは、例えば、患者が一時的にベースユニットの範囲から出るか、又はベースユニットに問題が生じたときに起こる。これが起こると、マイクロコントローラは、センサーDAQ制御ルーチン410を入力し、データの捕捉を停止する。これは、ベースユニットとの接触が中断された場合、トランシーバアセンブリ20内のメモリの記憶量が小さくて、相当量のデータを記憶できないと仮定しており、十分な記憶容量があれば、データを継続して捕捉しメモリ内に局所的に記憶することもできる。次に、バッテリー45は、ルーチン416で示されているように節電モードに切り替えられる。

40

【0081】

起こりうるもう1つの事象は、状況418で示されているように、ベースユニットの信号が回復されることである。これが起こると、状態マシンは、ルーチン420で示されているように、活動モード400へ戻る。無線トランシーバアセンブリは、ベースユニット登録手順422を入力し、トランシーバアセンブリはベースユニットに再登録される。登録を試みているベースユニットが元のベースユニットでない場合（例えば、ベースユニットのIDが元のベースユニットのIDと異なる場合）には、ルーチン424が入力され

50

、バッテリーが節電モードに切り替えられる。ベースユニットが元のベースユニットである場合、図 3 3 及び図 3 4 のセンサー起動及びデータ捕捉サブシステムルーチン 4 0 8 及び 4 1 0 が入力される。

【 0 0 8 2 】

電極が活動モード 4 0 0 状態にあるときは、電極は、一般的に、ベースユニットから定期的な接続要求「キープ・アライブ」メッセージを受け取っている。電極は、接続要求応答ルーチン 4 2 6 で示されているように、それらの接続要求メッセージに対して定期的に応答を出す。

【 0 0 8 3 】

図 3 2 は、ベースユニットの状態マシンの論理図である。ベースユニットの状態マシンも、活動モード 4 5 0 を含んでいる。ベースマシンは、センサー登録要求条件 4 5 2 を含む状態に応答する。この条件は、データ捕捉中又は初期化中に入力される。ベースユニットは、センサーの初期化、起動及びセンサー D A Q 制御ルーチン 4 0 6、4 0 8、4 1 0 を入力することによって、この条件に応答する。登録完了後、4 5 4 で示されているように、ベースユニットは、全ての登録済み無線トランシーバアセンブリへ、それらがなお作動中でありベースユニットの R F 範囲内にあることを保証するために、接続要求メッセージを送る。

【 0 0 8 4 】

条件 4 5 3 で示されているように、無線トランシーバアセンブリの 1 つから送られた信号が失われた場合、センサーは、4 5 4 で示されているようにシステムから非作動状態にされる。この段階では、ベースユニットのユーザーインタフェース上に警告又はメッセージが添えらる。

【 0 0 8 5 】

条件 4 5 6 で示されているように信号が回復された場合、受信された信号が登録済みの送信器アセンブリから出たものであることを保証するために、センサー登録済みルーチン 4 5 8 が入力される。次に、センサー起動及び D A Q 制御ルーチン 4 0 8 及び 4 1 0 が入力される。

【 0 0 8 6 】

起こりうるもう 1 つの状態は、4 6 0 で示されているノイズの多いアップリンク又はダウンリンクチャネルである。これが起こると、ベースユニットはルーチン 4 6 2 を入力し、入手可能なアップリンク又はダウンリンクチャネルがスキャンされ、低ノイズチャネルが選択される。次にルーチン 4 6 4 が入力され、全ての登録済みで活動中の無線トランシーバアセンブリに新規チャネルが割り当てられる。

【 0 0 8 7 】

起こりうるもう 1 つの事象は、ベースユニット 4 6 6 であり、ユーザーからの督促に反えて起こる。この状態が起こると、状態マシンはルーチン 4 6 8 を入力して、ユーザーに、次の無線トランシーバアセンブリに関する構成情報を入力するよう促す。センサー登録要求ルーチン 4 5 2 は、制御チャネル又はプログラミングインタフェースを通して無線トランシーバアセンブリへ送信される。次に、センサー初期化及び起動ルーチン 4 0 6 及び 4 1 0 が入力される。もっと多くのトランシーバアセンブリがプログラムされていれば、プロセスはステップ 4 6 8 へ戻る。全てのアセンブリがプログラムされ、登録済みである場合、ルーチン 4 7 0 で示すように、システムは、センサー D A Q 制御ルーチン 4 1 0 を入力し、自動的にか、又はベースユニットのユーザーインタフェースでのユーザーからの入力に応じての何れかで、データ捕捉及び送信を開始する。

【 0 0 8 8 】

図 3 3 は、図 3 1 のセンサー初期化ルーチン 4 0 6 の解説図である。このルーチンは、患者の I D をトランシーバアセンブリに割り当てるサブルーチン 5 0 0 から成る。次に、サブルーチン 5 0 2 が入力され、トランシーバアセンブリの機能位置が、ユーザーの督促に応じて、ベースユニットによって割り当てられる。次にセンサーのデータ捕捉速度割り当てサブルーチン 5 0 4 が入力される。偽信号防止フィルター帯域は、サブルーチン 5

10

20

30

40

50

06によって割り当てられる。次に、トランシーバアセンブリは、サブルーチン508でダウンリンクチャンネル上で同報通信される大域時間ベース信号により同期化される。次に、ベースユニットのIDが、サブルーチン510によってトランシーバアセンブリに割り当てられ、電極ID値が、サブルーチン510でベースユニットに登録される。モジュール500、502、504、506、508、510、512の実行順序は、厳格ではない。

【0089】

図34は、図31及び図32のセンサー起動ルーチン408を示している。このルーチンは、現在のデータチャンネルを無線トランシーバアセンブリに割り当てるサブルーチン514を含んでいる。サブルーチン516は、各無線トランシーバにセンサーベースユニットグループ/送信IDを割り当てる。トランシーバの増幅利得は、サブルーチン518で割り当てられる。次に、無線トランシーバアセンブリに診断試験を行い、それに従ってユニットを較正するサブルーチン520が入力される。

10

【0090】

センサーデータ捕捉制御ルーチン410を図35に示している。このルーチンは、データ捕捉開始サブルーチンとデータ捕捉停止サブルーチンの2つの部分から構成されている。データ捕捉開始サブルーチンは、登録済み無線トランシーバアセンブリへ命令を送りデータ捕捉を開始させる第1モジュール522と、前記アセンブリへ命令を送ってデータ送信を開始させる第2モジュール524とを含んでいる。データ送信停止サブルーチンは、無線トランシーバに命令してデータの送信を停止させる第1モジュール526と、データ捕捉サブシステムに命令してデータ捕捉を停止させる第2モジュール528とを含んでいる。

20

【0091】

電極システムの初期化/作動の管理

以下は、図6及び図8の手順の代替実施例である、ベースユニット及び電極のシステム初期化及び作動管理ルーチン擬似コードリストである。

【0092】

電極の電力供給/再起動(バッテリーの取り付け)

事前に記憶されているチャンネルが選択されない(初回の電力供給で)か、又は、接続がりセットモードである場合、

30

電極は、ベースユニットから送られる入力信号送信に関して事前設定された専用チャンネルをスキャンする。

そうでなければ、

事前に記憶されている一時的な送受信チャンネルを使ってメッセージ送付を開始する
終了

【0093】

ベースユニットの電力供給 再起動

事前に記憶されているチャンネルが選択されない(初回の電力供給で)か、又はリセットモード接続が要求されているか、又は現在の通信である場合、

40

チャンネル干渉が大きい場合、

ベースユニットはスキャンし、全ての電極が信号を送信できる、低ノイズの一時的な送信通信チャンネルを選択する。

ベースユニットはスキャンし、全ての電極が信号を受信できる、低ノイズの一時的な受信通信チャンネルを選択する。

そうでなければ、

事前に記憶されている送受信チャンネルを使う

終了

【0094】

ベースユニットは、電極が登録又は切断されなければ、事前設定された専用チャンネルで信号を定期的に送信し、電極の応答を聴く、即ちスキャンする。他の全送信は、一時的な通

50

信チャンネルで行われる。

「キープ・アライブ」信号を送り、電極からの応答をスキャンし、次に、現在の構成設定に必要な各電極では、一旦検知される（接続が確立される）と電極には一時的な識別子が割り当てられる。

電極は患者の統計的情報と関連付けられる。

電極には、モニタリングシステムでの機能又解剖組織上の位置が割り当てられる。

電極は、新規の一時的な送信通信周波数チャンネル及びタイムスロットに移動するように要求される。

電極は、新規の一時的な受信通信周波数チャンネル（及び必要に応じてタイムスロット）に移動するように要求される。

10

終了

終了

【0095】

全ての要求された電極が登録され、接続される場合、

電極には（デフォルト／選択済み）データ捕捉速度が割り当てられる。

電極には（デフォルト／選択済み）増幅利得設定が割り当てられる。

電極には（デフォルト／選択済み）フィルター帯域設定が割り当てられる。

記録の品質を保証するため診断システム試験を実行する。

適切な信号強度が獲得されるまで、電極の増幅利得を調整する。

良好なSN比が獲得されるまで、フィルター選択を調整する。

20

データ試験パターンの伝送に関して、システムが適切に同期化されているのを保証できるようにするまで同期化試験を実行する。

終了

データ捕捉及びモニタリングを開始する。

終了

【0096】

ベースユニットは、作動モニタリングの間に、以下の何れを行ってもよい。

現在のチャンネル設定における干渉及びビット誤り率をモニターして追跡し、エラーが多い場合は、

干渉によってエラーが起こったデータの再送信を要求するか、エラーが多すぎる場合は、

30

新規の一時的な送信及び／又は受信チャンネルを選択し、それに移動し、

測定された信号のデータ捕捉を停止／再開する。

信号の強度を感知し、A/Dチャンネルで良好な分解能が可能となるように信号増幅利得を動的に再調整する。

再構成又は再初期化手順に対しデータ捕捉を中断する。

電極を節電モードに切り替えるか、電極の作動を再起動させる。

【0097】

当業者には理解頂けるように、本明細書に記載されている現下の好適な実施例の詳細は、本発明の精神及び範囲から逸脱することなく、変更及び修正が可能である。システム10は、体温、血圧、グルコース、呼吸器官パラメータなどのような他のタイプの生理的、化学的、物理的又は電氣的プロセスを捕捉するのに容易に適用することができる。無線センサーは、患者の身体上に配置することもできるし、身体に埋め込むこともできる。この場合、無線トランシーバは、測定されたパラメータを電圧に変換（又はこの機能が無線トランシーバアッセンブリ内に組み込まれていてもよい）して、その信号をベースユニットへ送る、異なるタイプの生理的センサーに接続されることになる。本発明の真の精神及び範囲は、上記特許請求の範囲に述べる事項を参照して決定されるべきものである。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】 ECG信号を患者から捕捉しECGモニターへ送るために患者に取り付けられた、本発明によるシステムの概略図である。

【図2】 図1の、パッチ型電極の内の1個と、付帯する遠隔プログラム可能無線トラン

50

シーバとの詳細な斜視図であり、図1のパッチ型電極と無線トランシーバは、全て図2に示したものと同様の構造を有している。

【図3】 図2の無線トランシーバアセンブリのブロック図である。

【図4】 図1のベースユニットのブロック図である。

【図5】 図1に示した複数の無線トランシーバでのアップリンク方向（無線トランシーバからベースユニットへ無線送信する方向）における送信フォーマットの時分割多重化と、同期化データ、基準データ及び制御データを共通のチャンネルでベースユニットから無線トランシーバへダウンリンク方向へ送信する様子とを示す図である。

【図6】 ベースユニットの初期化ルーチンを示すフローチャートである。

【図7】 無線トランシーバの初期化ルーチンを示すフローチャートである。

【図8】 図1のECGシステムを初期化する時に図1の無線トランシーバをプログラミングするためのプログラミング手順のフローチャートである。

【図9】 図4のベースユニットと、図8の手順に従って初期化進行中の一群の無線トランシーバとの斜視図である。

【図10】 図8の手順が完了した後の、3個の無線送信機の斜視図である。

【図11】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図12】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図13】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図14】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図15】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図16】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図17】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図18】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図19】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図20】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図21】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図22】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図23】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図24】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図25】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図26】 本発明の好適な実施例による、各種のプログラミング手順の間の、ベースユニットと電極アセンブリの間におけるメッセージフローを示す。

【図27】 ベースユニットを電極アセンブリへ登録する登録手順を示す。

【図28】 図1の電極アセンブリの内の1つからの信号が失われた場合、ベースユニットにより実行される、信号喪失及びエラー回復のための手順を示す。

10

20

30

40

50

- 【図29】 モニタリング構成手順を示す。
- 【図30】 モニタリング開始手順を示す。
- 【図31】 無線電極トランシーバアセンブリ内の状態マシン及びソフトウェアモジュールを表す論理図である。
- 【図32】 ベースユニット内の状態マシン及びソフトウェアモジュールを表す論理図である。
- 【図33】 図32に示したリセット接続ルーチンによる電極初期化の線図である。
- 【図34】 図32に示した電極を起動するルーチンの線図である。
- 【図35】 図32の電極データ捕捉及び送信制御ルーチンの線図である。

【図1】

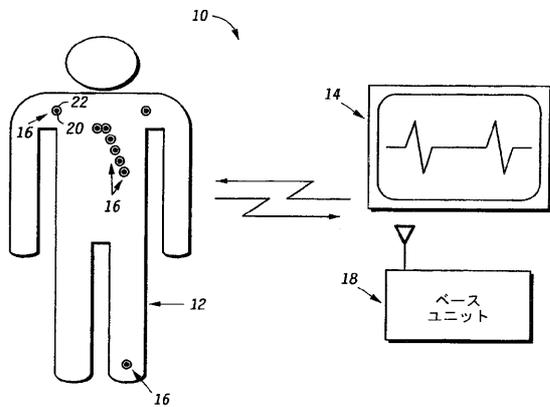


FIG.1

【図2】

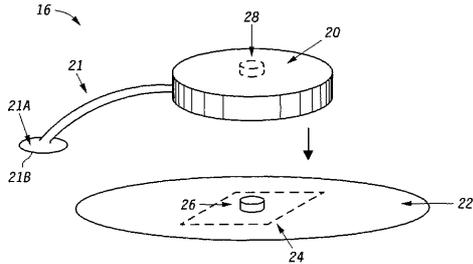


FIG.2

【図3】

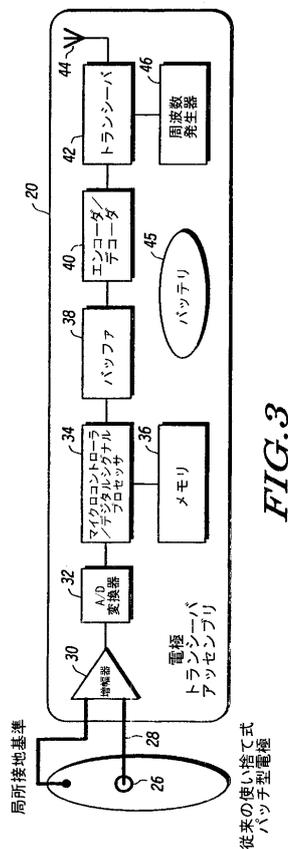
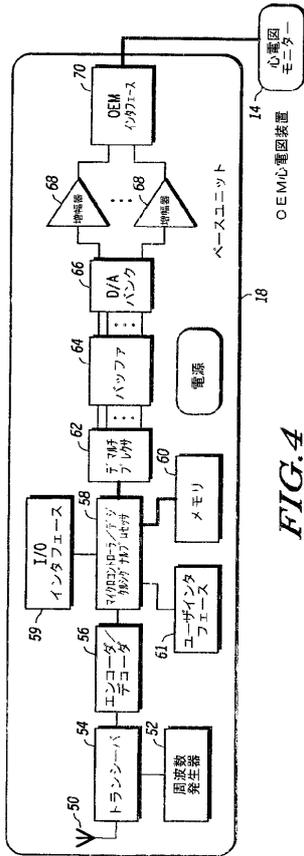
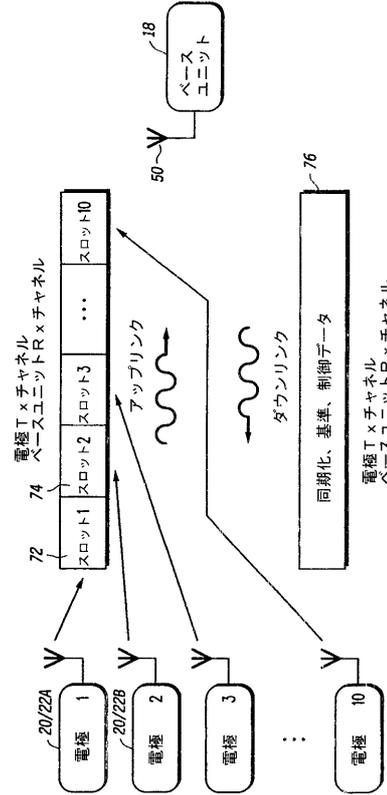


FIG.3

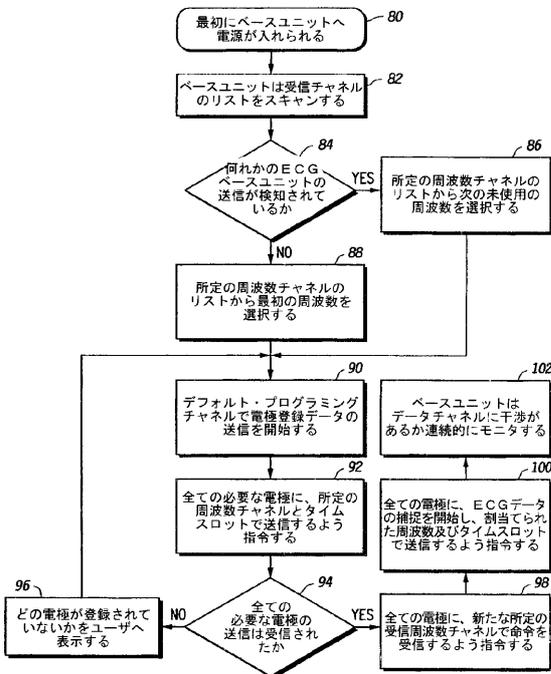
【図4】



【図5】



【図6】



【図7】

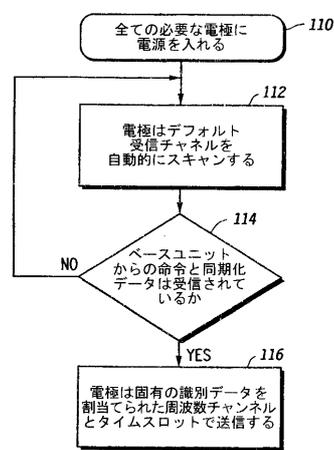


FIG. 5

FIG. 7

【図8】

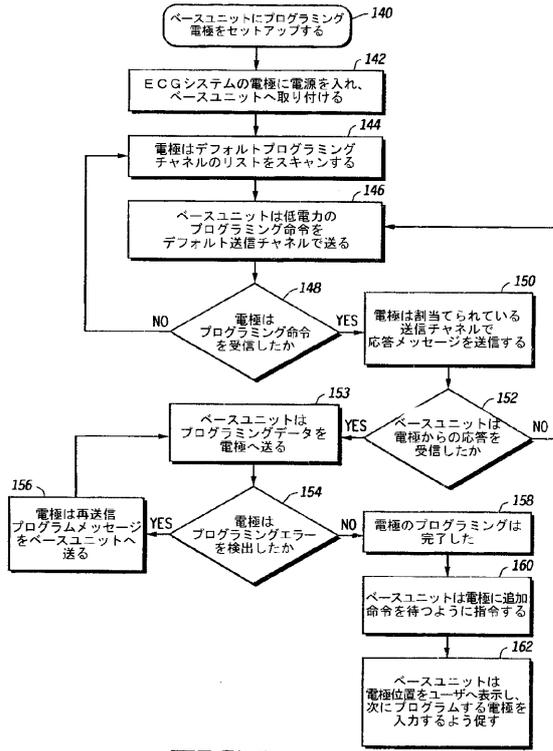


FIG. 8

【図9】

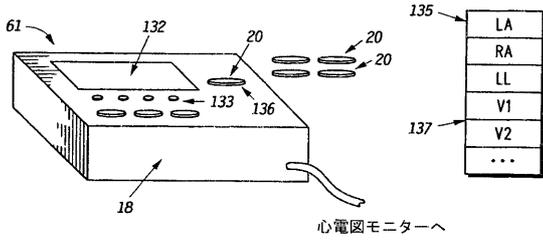


FIG. 9

【図10】

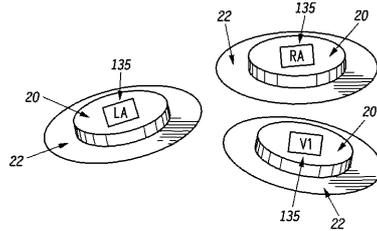


FIG. 10

【図11】

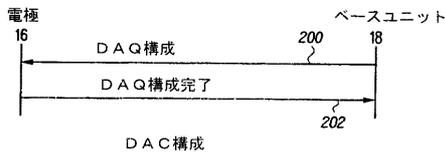


FIG. 11

【図14】

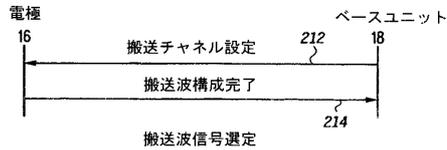


FIG. 14

【図12】

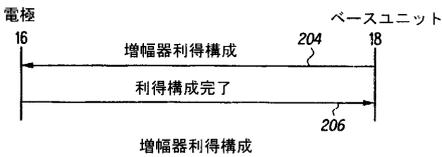


FIG. 12

【図15】

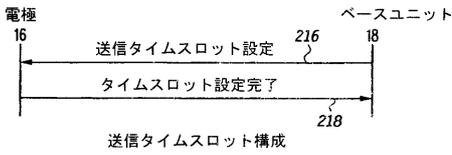


FIG. 15

【図13】

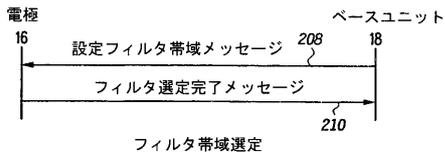


FIG. 13

【図16】

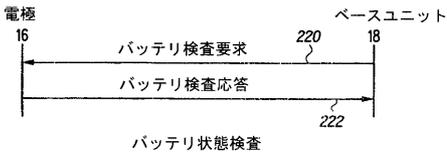


FIG. 16

【図28】

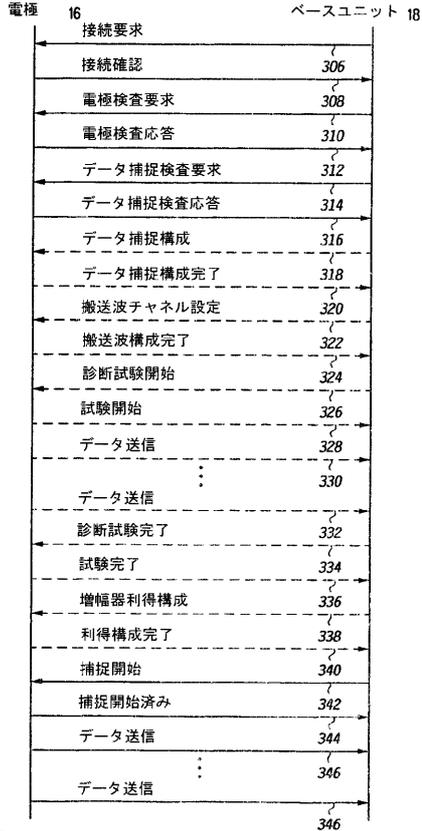


FIG.28 信号損失/チャネルエラー回復シナリオ

【図29】

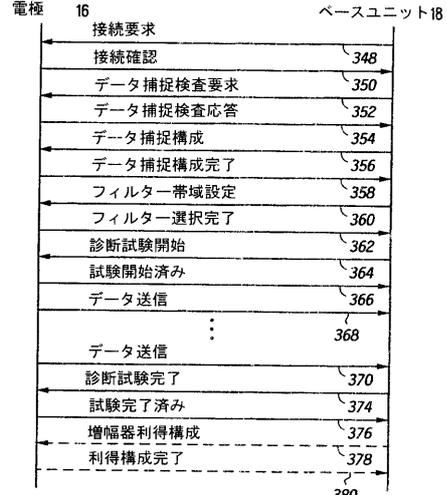


FIG.29 モニタリング構成シナリオ

【図30】

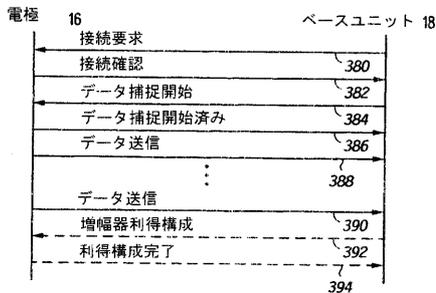
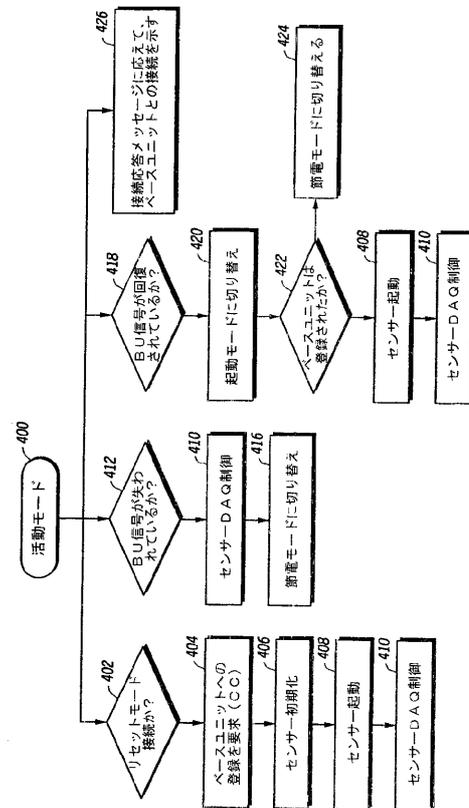


FIG.30 モニタリング開始シナリオ

【図31】



無線Eトレート論理図

FIG.31

【図 3 2】

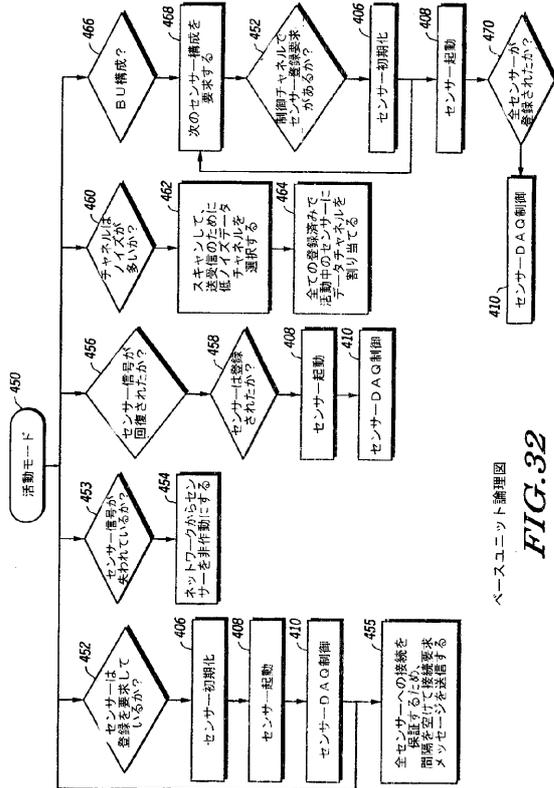
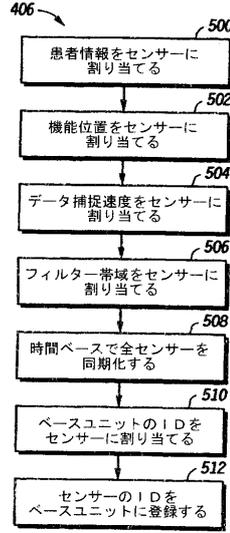


FIG.32

ベースユニット論理図

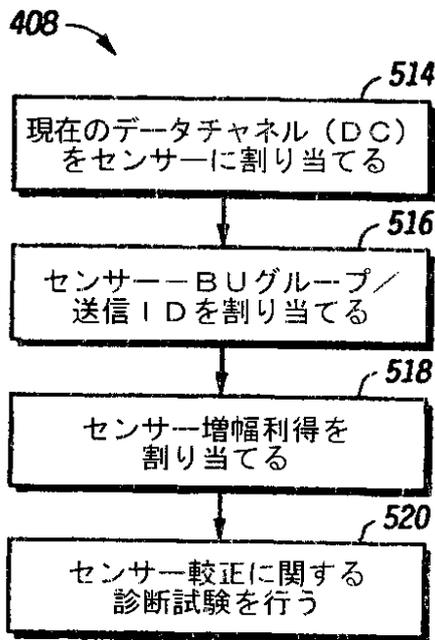
【図 3 3】



リセット接続によるセンサー初期化

FIG.33

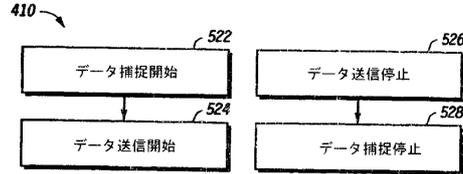
【図 3 4】



センサー起動

FIG.34

【図 3 5】



センサーのデータA/C制御

FIG.35

フロントページの続き

- (74)代理人 100084009
弁理士 小川 信夫
- (74)代理人 100082821
弁理士 村社 厚夫
- (74)代理人 100086771
弁理士 西島 孝喜
- (74)代理人 100084663
弁理士 箱田 篤
- (72)発明者 カイア モハンマド
アメリカ合衆国 イリノイ州 60195 ホフマン エステイツ ビセック ドライヴ 167
9
- (72)発明者 エヌジー リチャード
アメリカ合衆国 イリノイ州 60013 ケアリ チャンスリー レーン 979
- (72)発明者 ロベス サルヴァドール
アメリカ合衆国 イリノイ州 60068 パーク リッジ ノース ハムライン 525
- (72)発明者 ガエム サンヤー
アメリカ合衆国 ヴァーモント州 23321 チェサピーク メドウ グリーン コート 28
22
- (72)発明者 オルソン ウィリアム エル
アメリカ合衆国 イリノイ州 60046 レイク ヴィラ ウェスト レイク アベニュー 2
1585

審査官 遠藤 孝徳

- (56)参考文献 米国特許第5862803(US,A)
特表平4-505564(JP,A)
特表平7-508903(JP,A)
特許第2655204(JP,B2)
特許第2773694(JP,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/04 - 5/0496
A61B 5/00
A61N 1/00 - 1/44
G08C 17/00 - 17/06
H04B 7/00 - 7/26
H04W 4/00 - 99/00

专利名称(译)	用于遥测监测的无线系统协议		
公开(公告)号	JP4863422B2	公开(公告)日	2012-01-25
申请号	JP2001576129	申请日	2001-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	摩托罗拉公司		
申请(专利权)人(译)	摩托罗拉公司		
当前申请(专利权)人(译)	摩托罗拉公司		
[标]发明人	カイアモハンマド エヌジーリチャード ロベスサルヴァドール ガエムサンヤー オルソンウィリアムエル		
发明人	カイア モハンマド エヌジー リチャード ロベス サルヴァドール ガエム サンヤー オルソン ウィリアム エル		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/0488 A61N1/08 H04B7/26		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/061 A61B2560/0209 A61B2560/0412 Y10S128/903		
FI分类号	A61B5/04.R		
代理人(译)	中村稔 小川伸男 西岛隆义		
优先权	09/551719 2000-04-18 US		
其他公开文献	JP2004503266A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于医疗监测的无线可编程系统包括基本单元和多个单独的无线远程可编程生物传感器收发器。基本单元通过使用无线技术发出注册，配置，数据获取和传输命令来管理收发器。来自无线收发器的生理数据被解复用并通过标准接口提供给传统的监视器以供显示。还描述了无线收发器和基本单元的初始化，配置，注册和管理例程。

