

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 513693

(P2003 - 513693A)

(43)公表日 平成15年4月15日(2003.4.15)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	ターコード* (参考)
A 6 1 B 5/044		A 6 1 B 5/04	314 H 4 C 0 2 7
5/0402			312 U
5/0452			310 M
			312 C

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 86数)

(21)出願番号 特願2001 - 536038(P2001 - 536038)

(86)(22)出願日 平成12年11月8日(2000.11.8)

(85)翻訳文提出日 平成14年5月9日(2002.5.9)

(86)国際出願番号 PCT/IB00/01761

(87)国際公開番号 W001/034023

(87)国際公開日 平成13年5月17日(2001.5.17)

(31)優先権主張番号 09/436,908

(32)優先日 平成11年11月9日(1999.11.9)

(33)優先権主張国 米国(US)

(81)指定国 E P (A T , B E , C H , C Y , D E , D K , E S , F I , F R , G B , G R , I E , I T , L U , M C , N L , P T , S E , T R) , J P

(71)出願人 オルティファス アーベ
スウェーデン, エス - 183 25 タービー
, ニュトルプスファーゲン 5, ボックス
513

(72)発明者 カールソン, ペール
スウェーデン, エス - 187 67 タービー
, トレファルディゲツファーゲン 27

(72)発明者 ルンダール, グニラ
スウェーデン, エス - 181 61 リディン
ゴ, ソルロスファーゲン 1

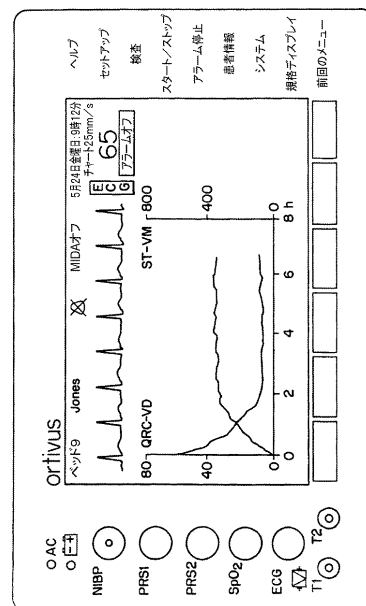
(74)代理人 弁理士 山田 行一 (外1名)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 心筋分析とモニタリングの方法及び装置

(57)【要約】

心筋の分析とモニタリングの方法であって、該方法は、少なくとも1名の患者の心拍に関する複数個のECG信号を受信する段階と、受信した複数個のECG信号を3つの垂直ECG信号に変換する段階と、ECG信号から平均心拍数を決定する段階と、複数個のECG信号から各々の患者の状態に関する複数のパラメータを算出する段階と、各々の患者の状態に関する複数のパラメータの数値を表わす情報を記憶させる段階と、ECG信号が受信され続けるかぎり又は記憶容量がいっぱいになるまで、平均心拍数を決定する段階、複数のパラメータを算出する段階、及び情報を記憶させる段階を反復する段階と、記憶させた情報の少なくとも一部を、複数のパラメータの少なくとも1つのトレンドを表わすグラフィックディスプレイとして表示する段階と、複数のパラメータの少なくとも1つの表示されたトレンドを解析する段階と、解析結果の少なくとも1つを表示する段階とを含む。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 少なくとも1名の患者の心拍に関する複数のECG信号を受信し、

受信した数のECG信号を3つの垂直ECG信号に変換し、

ECG信号から平均心拍数を決定し、

上記の数のECG信号から各々の患者の状態に関する複数のパラメータを算出し、

各々の患者の状態に関する上記の複数のパラメータの数値を表わす情報を記憶させ、

ECG信号を受信し続けるかぎり又は記憶がいっぱいになるまで、上記の平均心拍数を決定し、上記の複数のパラメータを算出し、そして上記の情報を記憶させる段階を反復して、

記憶情報の少なくとも一部を、複数のパラメータの少なくとも1つのトレンドを表わす図形ディスプレイとして表示し、

複数のパラメータの少なくとも1つの表示されたトレンドを解析して、

解析の少なくとも1つの結果を表示する

段階を含む、心筋分析とモニタリングの方法。

【請求項2】 上記解析段階がエピソードを検出することを含み、各々のエピソードが、互いに予め決定された期間内に発生する、予め決定された上限レベルより上又は予め決定された下限レベルより下の、予め決定された数のトレンド値を含む、請求項1に記載の心筋分析とモニタリングの方法。

【請求項3】 検出されたエピソードの数を表示する段階をさらに含む、請求項2に記載の心筋分析とモニタリングの方法。

【請求項4】 上記解析段階が、パラメータが最大値から予め決定された数値まで低下するのに要する時間量を検出することを含む、請求項1に記載の心筋分析とモニタリングの方法。

【請求項5】 検出された時間量を表示する段階をさらに含む、請求項4に記載の心筋分析とモニタリングの方法。

【請求項6】 検出される時間量が患者の治療の開始時点から始まる、請求

項4に記載の心筋分析とモニタリングの方法。

【請求項7】 患者の治療が血栓崩壊を含む、請求項6に記載の心筋分析とモニタリングの方法。

【請求項8】 上記解析段階が、予め決定された時点でのパラメータの回収量を検出することを含む、請求項1に記載の心筋分析とモニタリングの方法。

【請求項9】 検出された回収量を表示する段階をさらに含む、請求項8に記載の心筋分析とモニタリングの方法。

【請求項10】 少なくとも1名の患者の心拍に関する複数のECG信号を受信する、少なくとも1つの入力、

受信した数のECG信号を3つの垂直ECG信号に変換し、ECG信号から平均心拍数を決定し、上記の数のECG信号から各々の患者の状態に関する複数のパラメータを算出し、そして各々の患者の状態に関する上記の複数のパラメータの数値を表わす情報を記憶させるためのプロセッサであって、ECG信号を受信し続けるかぎり又は記憶がいっぱいになるまで、上記の平均心拍数を決定し、上記の複数のパラメータを算出し、そして上記の情報を記憶させるためのプロセッサ、

記憶情報の少なくとも一部を、複数のパラメータの少なくとも1つのトレンドを表わす図形ディスプレイとして表示するためのディスプレイ、及び

複数のパラメータの少なくとも1つの表示されたトレンドを解析するためのアナライザであって、ディスプレイが解析の少なくとも1つの結果を表示するアナライザを含む、心筋分析とモニタリングの装置。

【請求項11】 上記アナライザがエピソードを検出し、各々のエピソードが、互いに予め決定された期間内に発生する、予め決定された上限レベルより上又は予め決定された下限レベルより下の、予め決定された数のトレンド値を含む、請求項10に記載の心筋分析とモニタリングの装置。

【請求項12】 ディスプレイが検出されたエピソードの数を表示する、請求項11に記載の心筋分析とモニタリングの装置。

【請求項13】 上記アナライザが、パラメータが最大値から予め決定された数値まで低下するのに要する時間量を検出する、請求項10に記載の心筋分析

とモニタリングの装置。

【請求項14】 ディスプレイが検出された時間量を表示する、請求項13に記載の心筋分析とモニタリングの装置。

【請求項15】 検出される時間量が患者の治療の開始時点から始まる、請求項13に記載の心筋分析とモニタリングの装置。

【請求項16】 患者の治療が血栓崩壊を含む、請求項15に記載の心筋分析とモニタリングの装置。

【請求項17】 上記アナライザが、予め決定された時点でのパラメータの回収量を検出する、請求項10に記載の心筋分析とモニタリングの装置。

【請求項18】 ディスプレイが検出された回収量を表示する、請求項17に記載の心筋分析とモニタリングの装置。

【請求項19】 コンピュータの読取り可能媒体上に記憶されたコンピュータ実行可能ソフトウェアコードであって、心筋分析とモニタリングを実施するためのものであり、少なくとも1名の患者の心拍に関する複数のECG信号を受信するためのモニタリングシステムを制御するためのコード、

受信した数のECG信号を3つの垂直ECG信号に変換するためのコード、

ECG信号から平均心拍数を決定するためのコード、

上記の数のECG信号から各々の患者の状態に関する複数のパラメータを算出するためのコード、

各々の患者の状態に関する上記の複数のパラメータの数値を表わす情報を記憶させるためのコードであって、ECG信号を受信し続けるかぎり又は記憶がいっぱいになるまで、上記の平均心拍数の決定、上記の複数のパラメータの算出及び上記の情報の記憶が実行されるコード、

記憶情報の少なくとも一部を、複数のパラメータの少なくとも1つのトレンドを表わす図形ディスプレイとして表示するためのコード、

複数のパラメータの少なくとも1つの表示されたトレンドを解析するためのコード、

解析の少なくとも1つの結果を表示するためのコードを含むコード。

【請求項20】 解析のための上記コードがエピソードを検出するためのコードを含み、各々のエピソードが、互いに予め決定された期間内に発生する、予め決定された上限レベルより上又は予め決定された下限レベルより下の、予め決定された数のトレンド値を含む、請求項19に記載のコンピュータ実行可能ソフトウェアコード。

【請求項21】 解析のための上記コードが、パラメータが最大値から予め決定された数値まで低下するのに要する時間量を検出するためのコードを含む、請求項19に記載のコンピュータ実行可能ソフトウェアコード。
タリングの装置。

【請求項22】 解析のための上記コードが、予め決定された時点でのパラメータの回収量を検出するためのコードを含む、請求項19に記載のコンピュータ実行可能ソフトウェアコード。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

本出願は、1996年5月28日付けで発行された現在の米国特許第5,520,191号である、1994年10月7日出願の米国特許出願番号第08/320,511号の一部継続出願である、1998年10月13日付けで発行された現在の米国特許第5,819,741号である、1996年5月24日出願の米国特許出願番号第08/653,448号の一部継続出願である、1998年3月3日出願の米国特許出願番号第09/040,876号の一部継続出願である。

【0002】

(発明の背景)

(1) 発明の分野

本発明は、心臓モニタリングと遠隔医療 (telemedicine) システム、より特定すると、虚血患者の状態に関する1つ又はそれ以上のパラメータの分析と表示を提供する心臓モニタリングシステムに関する。

【0003】**(2) 関連技術の説明**

過去数年の間に製薬工業によってもたらされた多くの新しい血栓溶解剤は、心臓学者達に化学的血栓崩壊療法を通して急性心筋虚血を直ちに治療する能力を与えた。しかし、心筋虚血の急性期にそのような療法を適切に制御し、調節することはしばしば困難である。既知の方法は、高価であるか若しくは心筋虚血の時間と結果の表示までの時間的ずれが大きすぎる(数時間までに及ぶ)かのいずれかである。

【0004】

また一部の心臓モニタリングシステムと方法は、心電図(ECG)信号がリアルタイムでモニターに直接表示される既知の12リード心電図を利用する。そのような12リードのECG配置は、主として心筋層の前面部分をおおう位置で患者に多数の電極を設置しなければならないという難点がある。また、電極からのすべてのECG信号を記録するためには大きな記憶能力が必要である。しかしな

から、多くの医師は12リードECGの形式に精通している。

【0005】

さらに、重大な疾病の場合の通常手順は、疾病の診断と治療のために患者を病院に搬送する。しかし、看護又は救急車のスタッフが診断を行い、患者を救急車に乗せたその場所で既に治療を開始するように手配するのが有益であることは証明されている。そのような手配はまた、特殊な専門家の資格能力や特別の装置等が必要であるか否かを早い段階で確認することを可能にし、その後患者をそのような資格能力、装置等々が入手できる場所に直接搬送することができる。

【0006】

看護スタッフが、ECG及びベクトル心電図(VCG)ユニットからの信号を記録するように適合されたポータブル遠隔医療装置及び同様の検出装置を携行する可能性を与えられれば、そのような早期診断と治療がかなり容易になるであろう。ドッキングすることができ、従って固定通信網(LAN)に接続することができて、それに外部測定機器を接続することが可能であり、さらに測定結果を視覚化するためのディスプレイ装置を含むこの種のポータブルユニットが米国特許第5,375,604号に開示されている。

【0007】

しかしながら、この先行技術の装置は単なる受動ユニットであり、測定機器からの信号の受信と視覚化だけのために設計されている。診断手順においてならびに正しい治療措置の実行のために役立つであろう1つの可能性である、患者の治療スタッフ及び他の人達との及びその間での能動的連絡及び情報の交換を確立するためには使用できない。これは、上記のポータブルユニットをドッキングせずに使用するとき、すなわち他の機器との連絡が存在しない場合に特に当てはまる。

【0008】

さらに、米国特許第5,441,047号は、患者に関する選択されたデータが自動的に収集され、その後かかるデータが、ケーブルテレビネットワークのような固定遠隔通信網を通して、診断、モニタリング又は同様の操作を実施しうる施設へと送られるシステムを記述している。言及されている装置は、しかしなが

ら、ポータブルではなく、その上複数の独立した構成要素を含んでおり、従ってこの装置は着装携行式使用及び車内、例えば救急車内での設置には適合しない。患者側の看護スタッフと施設ユニットの人員の間での能動的情報交換にも適合しない。

【0009】

さらに、患者側の看護スタッフと中央ユニットの人員の間でメッセージの交換が必要であり、その他にも患者側が初期段階で既に、患者の症例記録ファイルのようなある種のあらかじめ規定された書式に記入できることも必要である。先行技術の装置ではこれらの必要は満たされない。

【0010】

さらに、手動で、そして好ましくは片手だけで、簡便に、迅速且つ簡単にデータを入力することが望ましいであろう。同様に、ポータブル装置を不必要にかさばらせ、取り扱いにくくすることがないように、十分に小さな入力手段を構築することが望ましいであろう。

【0011】

(発明の開示)

本発明は、心臓モニタリングシステムの実質的な改善、特に虚血患者の状態に関するパラメータの分析と表示を提供する心臓モニタリングシステムの改善を構成する。

【0012】

心筋分析及びモニタリング方法は、少なくとも1名の患者の心拍に関する複数のECG信号を受信し、受信した数のECG信号を3つの垂直ECG信号に変換し、ECG信号から平均心拍数を決定し、ECG信号の数から各々の患者の状態に関する複数のパラメータを算出し、各々の患者の状態に関する複数のパラメータの数値を表わす情報を記憶させ、ECG信号を受信し続けるかぎり又は記憶がいっぱいになるまで、平均心拍数を決定し、複数のパラメータを算出し、そして上記の情報を記憶させるというステップを反復する段階を含む。記憶情報の少なくとも一部を図形ディスプレイとして表示し、かかる図形ディスプレイは複数のパラメータの少なくとも1つのトレンドを表わす。複数のパラメータの少なくと

も1つの表示されたトレンドを解析することができ、解析の少なくとも1つの結果を表示することができる。

【0013】

解析段階はエピソードを検出することを含みうるが、各々のエピソードは、互いに予め決定された期間内に発生する、予め決定された上限レベルより上又は予め決定された下限レベルより下の、予め決定された数のトレンド値を含む。検出されたエピソードの数を表示することができる。

【0014】

解析段階は、パラメータが最大値から予め決定された数値まで低下するのに要する時間量を検出し、検出された時間量を表示することを含みうる。検出される時間量は、患者の治療の開始時点から始まりうる。

【0015】

解析段階は、予め決定された時点でのパラメータの回収量を検出し、検出された回収量を表示することを含みうる。

【0016】

(好ましい実施形態の詳細な説明)

本発明の最初の実施形態のシステムを図7に示す。これは、少なくとも1つの中央モニタリングユニット10、中央モニタリングユニット上のディスプレイを含めて、システムを制御するため及びデータを記憶させるための中央ワークステーション11、レーザープリンター12、及び各々の患者に1台ずつ割り当てられる複数のベッドサイドモニターから成る。すべてのユニットは、エテルネット(Ethernet)ネットワーク14のようなネットワークを通して接続される。

【0017】

処理機能は中央ワークステーション11と各ベッドサイドモニター13の間で分割される。情報(intelligence)の分配はシステムの最大の信頼性を保証し、強力な従来のモニタリングと進んだ虚血モニタリングの両方を提供する。

【0018】

ベッドサイドモニター13の各々は、多リード不整脈分析に新しい、進んだ虚血モニタリング特性をもたらし、ECG分析のためのすべての演算を行って、ディスプレイ上に情報を表示し、それをエテルネットネットワーク14を通してワークステーション11内の中央処理ユニットへと送信する。さらに、ベッドサイドモニター13は、不整脈事象のような過去の事象を検討するために使用できる、3つの垂直リード、X、Y及びZを継続的に記憶させ、それらは不整脈事象のような過去の事象を検討するために使用できる。検討できる過去の事象は、患者がシステムに接続されているときのオンラインモード、若しくは患者がシステムに接続されておらず、モニタリングシステムから開放されているときのレビューモードでの、12リード及び/又はVCGからのものである。図12は、例示的なベッドサイドモニター13の前面を示す。ECG分析に加えて、各々のベッドサイドモニター13はまた、非侵襲的血压、パルス酸素測定、二重侵襲圧(dual invasive pressure)及び二重温度のような多くの選択肢と共に使用可能であり、単にモニターの前面の自主指示メニューに触れることによって操作される。ベッドサイドモニター15のアナログECG出力は他の医療装置に接続することができる。

【0019】

不整脈と虚血の両方の分析の感受性を改善するために8極のECGリードを使用する。8つのリードすべてからの情報によって、虚血分析は心筋層全体からの虚血性変化を反映することができる。経時的な虚血の推移がトレンドグラフに示され、このグラフはディスプレイ上で継続的に最新化される。トレンドグラフは8日間までの継続的モニタリングを含みうる。4本の線とトレンドグラフにより、生命トレンドグラフに加えてあらゆる生理的パラメータに関して波形が表示されうる。(虚血症状のない患者については、4リードがモニタリングに使用できる。)

X、Y及びZリードの形態での平均ビート(脈動)が自動的に算出され、毎分ごとに記憶される。これらの信号から導かれた12リードECGを、モニタリング期間中いつでもベッドサイドモニター上で検討することができる。

【0020】

中央ワークステーションは、各ベッドサイドモニターの6つまでの異なる機能（例えばM I D A、H R / P V C、s p o²、N I B P、I B P及びT e m p）を自動的に識別確認することができ、ベッドサイドモニターによって獲得された生理的情報のすべてをワークステーションでの検討と記憶のために転送することができる。中央ワークステーションによって制御可能なモニタリング機能は、従って、中央ワークステーションに接続されたベッドサイドモニターの構成に依存して変化する。例えば、中央ワークステーション11は、従来のE C Gモニタリング、不整脈モニタリング、明らかなトレンドグラフにおけるE C G変化を反映するパラメータによる虚血モニタリング、平均派生（a v e r a g e d d e r i v e d）12リードE C Gディスプレイ、監視患者全員の24時間体制での完全な不整脈の開示、監視患者全員について継続的に記憶されるX、Y及びZリードから導かれる24時間の継続的12リードE C G、ならびにs p o²、N I B P、B P及びT e m pのようなベッドサイドモニター上でモニターされるありとあらゆるE C G以外の機能のモニタリングを提供することができる。

【0021】

中央ワークステーションは、好ましくは特殊メニュー推進アプリケーションソフトウェアで操作するネットワーキングパーソナルコンピュータである。中央ワークステーションの他の構成要素への例示的接続を図8に示しており、実行しうる機能の例示的表示を図13に示す。中央ワークステーションは、図形ディスプレイでの「キー」の選択を通して操作される直接的で簡単なユーザーインターフェースを提供する。各々のキーは、キーの機能を表わす指示テキスト又は記号を持つ。マウス（又は他のポインター装置）を使用して所望するキーを指定し、選択する。（検討機能においては、E C Gを拡大する、等々の指示のためにもマウスを使用する。）キーの表面は通常灰色である。但し、アクティブキーは黄色で、アクセスできない無効キー（v o i d k e y）は暗灰色である。

【0022】

図9は、本発明の好ましい実施形態においてディスプレイの上部に表示される初期メニューの例を示す。2列のキーがある。上の列のキーは、患者番号、システム、信号の状態及び保存された患者の各々1つに対応する数が表示されている

。下のキーは、好ましくは患者のファイルを検討するためのキーコマンドを含む。例えば、キーに患者情報 (Patient Info)、アラーム、レポート、トレンド、ECG & VCG、不整脈事象、ECG MIDA、ECGレビュー、全リード及びセットアップと表示することができる。キーは、中央モニターとワークステーション自体の両方で、すべての機能を選択し、制御するために使用される。

【0023】

中央モニターを使用しない場合は、ワークステーションのディスプレイ上に信号状態のメッセージが表示される。(そうでない場合には、信号状態のメッセージが常に中央モニター上に表示される。) 赤い患者キーは、何か故障が発生したこと、分析に関する信号の質の不良又は問題あるいは他のエラーが存在することを指示するために使用される。その場合には、信号状態機能でその理由がわかる。交叉キーは、分析が中止されたことを示すために使用される。その後特定患者についての実際のメッセージがワークステーションディスプレイの上部の患者名の右側に表示される。

【0024】

中央モニタリングユニット

中央ワークステーションで使用可能なすべてのパラメータが、1つ又はそれ以上の中央モニタリングユニット10上にトレンドグラフとして表示できる。中央モニタリングユニット10は、複数の患者の「生の (live) 」状況を同時に表示する。中央モニタリングユニットは、好ましくは大きく (例えば17又は21インチ)、図7に示すような高解像度コンピュータモニターである。ワークステーションのソフトウェアディスプレイドライバは高解像度グラフを利用し、ディスプレイは、好ましくは少なくとも1024×768ピクセルの解像度である。モニターは、患者数の各々についてECG波形、生命パラメータ、アラーム及び生体虚血のトレンド化を継続的且つ同時に監視できる。

【0025】

不整脈のアラームはディスプレイ上に赤い文字で表示され、24時間完全開示不整脈レビュー機能がすべての不整脈の完全な管理と文書化を提供する。中央モ

ニタリングユニット10はまた、モニターされた毎分ごとの派生12リードECGの検討を可能にする。他のすべての機能がワークステーションで表示され、管理される。

【0026】

常に患者全員の現在の状態を示すためにモニター上の情報は固定される。すべての相互作用性機能とモニター上に現れる患者データの検討はワークステーションから制御される。モニタースクリーンの左半分は、心拍数と患者情報、波形、不整脈アラーム及び任意の生命徴候を含めた従来のモニタリングを表示し、一方右側は虚血トレンドを表示する。グラフは、患者の入院のような指定された時点から始まる、各監視患者の虚血の推移を表示する。グラフは常に最新の値を含むように継続的に最新化される。各々のディスプレイ上で6名までの患者がモニターできる。4名以上の患者を監視するときには、追加モニターが使用できる。ネットワーク14は、各ベッドサイド患者モニターから中央モニターに表示すべき2つの波形を選択することを可能にする。中央モニターに表示するために選択される波形は、対応するベッドサイドモニター13の表示用に選択されるのと同じ波形である必要はない。1名の患者について中央モニターに表示されるトレンドグラフの例を図10に示す。信号状態とMIDAメッセージは、下記で述べる中央ワークステーションのディスプレイの信号状態一覧に表示されるものと同じである。

【0027】

中央モニター上のそれぞれの患者のディスプレイの内容(リード、フィルター、サイズ及び速度)は下記で述べるように中央ワークステーション11によって選択される。機能性改善のために同じ情報は常にディスプレイの同じ位置に表示される。ディスプレイの左側は、ベッド番号101、患者名102、心拍数103、ペースメーカー情報104及び信号状態メッセージ105を含む。ディスプレイの右側は、トレンドグラフ106及びMIDA記録状態メッセージ107を含む。

【0028】

ワークステーションの上列のキーの中の当該患者に対応する番号キーをクリッ

クすることによってモニタリングする患者を選択する。

【0029】

セットアップメニューキーは患者のディスプレイを調節するために選択される。セットアップメニューのモニターECGリードキーを選択すれば、それぞれの対応するキーと共に患者のリードの各々についての波形を含む画像、ならびに表示された波形のフィルタリング、曲線サイズ及び掃引速度を選択するためのキーが表示される。SpO₂やPA圧のようなECGリード以外の波形をモニターする場合は、これらもディスプレイに現れ、ECGリードと同じように制御される。対応するキーをクリックすることによって中央モニターに表示すべき主要波形を選択する。

【0030】

最初の実施形態におけるセットアップメニューは、表示された波形を視覚表現向上のためにフィルターすることを可能にする3つのフィルターキーを表示する。最初のキー、「None(なし)」はフィルターしない波形を表示する。2番目のキーは「0.05 - 100ヘルツ」と示されており、0.05ヘルツより下のベース変動及び100ヘルツ以上のノイズから曲線を穏やかにフィルターする。3番目のキーは「0.5 - 40ヘルツ」と示され、0.5ヘルツより下のベース変動及び40ヘルツ以上のノイズから表示曲線をフィルターする。好ましい実施形態におけるセットアップメニューはまた、表示される波形の大きさを設定する3つのECGサイズキーも表示する。「自動」キーを選択したときには、表示される曲線の大きさは、その曲線について使用可能な高さの3分の2を占めるように継続的に調節される。調節は、曲線の元の振幅が緩やかに減少する場合(おそらく壊死のために)、自動調節がモニター上の曲線に影響を及ぼさないように非常にゆっくりと行われる。「10mm/mV」キーは表示される曲線の振幅を10mm/mVに設定する。「20mm/mV」キーは表示される曲線の振幅を20mm/mVに設定する。

【0031】

中央モニター上のすべての曲線は同じ速度を持つ。速度は、適切なキーの選択を通して25mm/秒又は50mm/秒に設定しうる。

【0032】

すべての患者について、主要曲線に加えて第二のモニタリング曲線（追加ECG、パルス酸素測定又は圧）もディスプレイ用に選択できる。この機能は、セットアップメニューディスプレイのヘッダー「第二波」の下に現れる「オン/オフ」と示されたキーの選択によって制御される。「オン/オフ」キーを選択すると第二曲線が作動する。「波1」と示されたキーを選択すると上方の曲線（リード、フィルター、等々）の制御が可能になる。「波2」と示されたキーを選択すると下方の曲線を制御することができる。

【0033】

患者情報キーは、患者の氏名、ID、最初の症状及び医師のコメントの入力を可能にする。タイプライター様式のキーボードを使用してそれぞれにラインに情報を入力し、次にエンターキーを押す。患者情報メニューはまた、患者がペースメーカーを装着していることを示すために選択されるペースメーカーキーを含む。

【0034】

メニューはまた、いずれの時点でもワークステーションで注釈や観察を入力することができる追加ノート特性を持つ。追加ノートキーを選択すると、ディスプレイの下部にフィールドが開き、時間が自動的に表示されて、追加ノートキーがセーブノートキーに変わる。キーボードを用いて注釈の文章を入力し、編集する。

【0035】

セーブノートキーをクリックすることによって注釈が記憶される。後程分析するために患者の波形を記憶させる場合、システムはすべての注釈も同時に記憶させる。それらはいつでも検討し、用紙に印刷することができる。

【0036】

セーブ患者情報キー又はキャンセルキーのいずれかを選択することにより、患者情報メニューを閉じる。患者をベッドサイドモニターから解放するときには、ちゅしんワークステーションは、記憶能力が新しい記録を必要とするまで、24時間完全開示不整脈を含めて、デフォルトによってすべての記録を記憶させる。

能力がいっぱいになったときには、最も古い記録が自動的に削除される。

【0037】

ひとたび患者が上述したようにシステムに登録され、中央モニターのためのディスプレイが上述したように設定されれば、システムはその後、心筋梗塞、不安定狭心症を有する患者を治療するため、あるいはPTCA中及びPTCA後の患者を監視する際に、オンラインで心筋虚血の動的分析とモニタリング(MIDA)を開始する。

【0038】

フランク(Frank)に従って設置された8つの通常の表面ECG電極からの電気信号に基づいて、図4に示すように3つの垂直リード(X、Y及びZ)が作製される。システムで使用される方法は、フランクリードに基づく虚血モニタリング、トレンドチャートに表示されるST-VM、QRS-VD及びSTC-VMのような独自のパラメータを実現するためにX、Y及びZ信号を分析することを可能にする。

【0039】

図5に示すようにモニタリングが開始されると、ビートは形態学的に分類され、形態学的テンプレート(鋳型)が定義される。ビートが形態学的テンプレートに適合する場合は、テンプレートとして使用する正常ECGビートを選択することにより、マッチテンプレート(match template)を構築する。ビートをマッチテンプレートと比較して、ビートが分析に含めるべき「正常」ビートであるかどうか、及びビートをMIDA分析から除外すべきかどうかを決定する。分析の残りの期間中、3つのリードX、Y及びZを「正常」ビートに関して継続的に走査する。正常ビートが認められたときには、それをマッチングさせ、信号の質が十分であることを条件として、均一な時間間隔で、好ましくは毎分ごとに形成される獲得正常ビートの平均に含める。最初の平均ビートからのECGを基準コンプレックス(Reference Complex)と称し、経時的な相対的变化を見るためにその後のすべてのビートからのECGを比較する基準として使用する。

【0040】

10秒間から4分間の範囲の均一な時間間隔で、平均X、Y及びZリードによって表わされる平均ビートを図6に示すように高等演算して、ECGの状態を描写する30までの異なるパラメータから1つ又はそれ以上のパラメータを決定する。5つの平均ECG自体に加えてパラメータが記憶される。

【0041】

2種類のパラメータが存在する(絶対的及び相対的)。絶対的パラメータは実際のECGコンプレックスそのものから算出される。相対的パラメータは、経時的な連続的变化を反映するために現在のECGコンプレックスと初期基準コンプレックスの間の差から算定される。

【0042】

次のものは絶対的パラメータの例である: QRSm_{max}、QRSm_{mean}、ST-VM、ST-VM2、X-ST、Y-ST、Z-ST、QRS-SpA、HR、QRtime、QRtime、QTtime、RRtime、T-VM、T-Az、T-El、X-ST、Y-ST、Z-ST及びAbnorm。

【0043】

QRSm_{max} (mV) はQRSコンプレックス内の最大振幅である。

【0044】

QRSm_{mean} (mV) は、初期QRSコンプレックスのQRS発生からQRS終了までにわたる時間中のECGベクトルの平均振幅である。

【0045】

STベクトル振幅(ST-VM)はST部分の総オフセットを測定し、虚血期間中の心筋層における虚血の測定として一般に受け入れられている。平均ビートごとに、J点(QRSコンプレックスの終了)の60ミリ秒後に測定される。X、Y及びZリードからの数値を式:

$$ST-VM = \text{Sqrt}(ST_x^2 + ST_y^2 + ST_z^2) \quad (1)$$

に当てはめ、生じたST-VM値をトレンドグラフにプロットする。式が構築される方法である、1つのリードにおけるST上昇はもう1つ別のリードにおけるST低下を中和しない。上昇と低下の両方が同時に検出される。図2基準。ST部分はX、Y及びZリードにおいて測定されるので、心臓全体をカバーする1つ

のST測定を提供する。

【0046】

ST-VM2 (mV) は、J点から20ミリ秒(ms)後のSTベクトル振幅である。

【0047】

X-ST (mV) は、J点から60ミリ秒後のXリードにおけるSTレベルである。

【0048】

Y-ST (mV) は、J点から60ミリ秒後のYリードにおけるSTレベルである。

【0049】

Z-ST (mV) は、J点から60ミリ秒後のZリードにおけるSTレベルである。

【0050】

QRS-SpA (nanV²) は、初期QRSの発生点からQRS終了までのECGベクトルによって描かれる空間の面積である。HR (1分当りのビート) はMIDA期間中の心拍数の平均値である。

【0051】

QRtime (ms) は、現在のコンプレックスのQRS発生から最大振幅までの時間である。

【0052】

QS time (ms) は、現在のコンプレックスのQRS発生からQRS終了までの時間である。

【0053】

QT time (ms) は、現在のコンプレックスのQRS発生からT波内の最大振幅までの時間である。

【0054】

RR time (ms) は、平均期間中のRR間隔の平均値である。Tベクトル振幅 (T-VM) は、現在のコンプレックスのT波内の最大振幅をmVで測定

する。この点におけるECGベクトルをTベクトルと呼ぶ。

【0055】

T - Azは、水平面でのTベクトルの角度で、左から右まで0から180°までであり、前方であればプラス、後方であればマイナスになる。

【0056】

T - Elは、垂直面でのTベクトルの角度で、末端(d i s t)から頭蓋まで0から180°までである。

【0057】

Abnormは平均期間中の異常ビートの数である。標準クラスに分類されないビートはすべて異常と表示される。

【0058】

モニタリングを開始したときと比較したST振幅の変化(STC - VM)も図3に示すように算定される。STの差を式：

$$STC - VM = \text{Sqrt}(STC_x^2 + STC_y^2 + STC_z^2) \quad (2)$$

に当てはめる。

【0059】

次のものが相対的パラメータの例である：QRS - VD、QRSI - VD、QRS - VA、QRSA - VA、QRSC - VM、STC - VA、STC - VM、TC - VA及びTC - VM。QRSベクトルの差(QRS - VD)は、初期ECGと比較してQRSコンプレックスにおける変化を測定し、モニタリングが開始されたときと比較して、例えば壊死及び一過性の虚血によって引き起こされるQRSコンプレックスの形態の変化を反映する。当該コンプレックスを初期QRSコンプレックスと比較して、X、Y及びZリードにおいて面積の差(図1のAx)を算定する。

【0060】

その値は、式：

$$QRS - VD = \text{Sqrt}(A_x^2 + A_y^2 + A_z^2) \quad (3)$$

に入力される、そして生じたQRS - VDは、トレンド図でプロットをほどこされる。

【0061】

QRS I - VD (mVs) は、領域 A_x 、 A_y および A_z が、当初のQRSコンプレックスのQRS発生から得られ範囲にあり、そして40ms順行である以外は当初のQRSベクトル差である。

【0062】

QRSC - VAは、QRSベクトル角変化であり、そして現在および当初のQRSベクトルの間の角における変化を示す。

【0063】

QRSC - VMは、QRSベクトル量の変化であり、そして当初および現在のQRSベクトルの間の距離を表す。

【0064】

STC - VAは、STベクトル角変化であり、そして当初および現在のSTベクトルの間の角における変化を表す。

【0065】

STC - VM (mV) は、STベクトル量の変化であり、そして当初および現在のSTベクトルの間の距離を表す。

【0066】

TC - VAは、Tベクトル角変化であり、そして当初のT - ベクトルと現在のTベクトルの間の角における変化を表す。

【0067】

TC - VM (mV) は、Tベクトル量の変化であり、そして当初および現在のSTベクトルの間の距離を表す。

【0068】

虚血の経過を示す相対的でそして完全パラメータの選択されたものが、ディスプレイのために選択でき、そしてトレンド図にプロットを取りうる。3つの最も一般的なのは、QRS - VD (形態学的変化) およびST - VM (st - 測定) およびSTC - VM (st変化) である。

【0069】

各回の間隔の終わりに記憶される平均ECGは、X、YおよびZリードの各々についての値を含む。X、YおよびZが、ECGの全ての情報を含むので、それ

は、公知アルゴリズムを使用して実効時間で全12リードECGを計算するためにも使用されうる。このように、好ましい実施形態も、中央ワークステーション11での12リードECGのフォーマットで、48時間までの全監視期間じゅう、刻一刻と計算された平均12リードECGを継続的に示しうる。継続的に記憶されるX、YおよびZリードに基づいて、継続的な計算された12リードECGも、着色されたバーとして印を付けられた選択可能な領域の時間を越えて、不整脈の発生でチャートに続いて示されうる。好ましい実施形態は、互いの下に印刷された複数の12リードECG信号で単独頁のプリントアウトをも生じうる。例えば、図14参照。各患者についてのMIDAトレンドは、ワークステーションディスプレイで一度に、詳細なもので試験されうる。全ての患者のトレンドは、図10で示されるフォーマットを使用した中央モニターで継続して監視されうる。パラメータ情報は、中央ワークステーション11および/またはベッド際モニター13で利用できる1つまたはそれ以上のプロセッサ能力を用いて加工されうる。下に記述されるとおり、トレンドの分析は、中央ワークステーション11および/またはベッドサイドモニター13でも行われ得て、そして分析の結果は、モニター10および/またはモニター13で表示される。

【0070】

供給されるメモリの量により、MIDA記録は、例えば、1分間隔で、ただおよそ48時間続きうる。その後、記憶はいっぱいであり、そして記録は、自動的に停止される。下は、MIDA時間間隔を、最大長の記録と比較する例示のチャートである。

<u>MIDA時間間隔</u>	<u>最大長の記録</u>
10秒	8時間
15秒	12時間
30秒	24時間
1分	48時間(2日)
2分	96時間(4日)
4分	192時間(8日)

不整脈の全開示は、常にメモリ中に最近の24時間分を維持しつつ、異なるよ

うに働く。

【0071】

セットアップメニューは、M I D A方法を制御するM I D A「リラーン」キーを含む。M I D A「リラーン」キーが選択される場合、ワークステーションディスプレイは、最善のレベルで獲得される最新のE C G信号を示す（ビートレベルは、およそ30秒で更新される）。各検出Q R Sコンプレックスは、それが、M I D A型のビート（M I D Aテンプレートに適合する）として認識される場合、「M」で標識される。現在のM I D A基準コンプレックスは、定規X、YおよびZリードとして20の波形の左に表示される。これは、相対的トレンドパラメータを計算するとき、それと全ての連続ビートが比較される実際に、当初の平均ビートである。

【0072】

システムは、再度プロセスを開始するためのM I D AセットアップディスプレイでリスタートM I D Aキーを供する。リスタートM I D Aキーが選択される場合、警告メッセージは、キャンセル（N o / C a n c e l）に対する選択肢で表示されるか、または進行される（Y e s）。その後、メッセージ「M I D Aテンプレートを選択し、20秒間待ちなさい」は、キャンセルに対する選択肢で示される。

【0073】

そのプロセスが、キャンセルされない場合、示唆された新たなテンプレートは、選択のための3つのキーと一緒に使用者によって、考慮すべき事項について四角形中表示される。「Y e s」のキーが選択される場合、全部の先のM I D A記録が消され、示唆されるテンプレートは、受け入れられ、そしてその方法が、再開される。ディスプレイは、リセットされるが、しかし新たな基準コンプレックスがまだ形成されていないので、表示されたM I D A基準コンプレックスをともなわない。「N o」のキーが選択される場合、テンプレート選択手段は、再開され、そして使用者に20秒間待つように尋ねるメッセージが表示される。

【0074】

M I D Aシステムは、「M I D Aリラーン」特性をも含み、その段階は、先に

記録され、そして記憶されたデータが消去されないこと以外は、上に記述されるリスタートM I D Aコンパンドと一致する。

【0075】

この特性は、M I D A分析が、E C Gを探知する能力がもはやない場合に適している。M I D Aリラーンは、分析でのE C Gコンプレックスを含むための新たなテンプレートを見出す（E C G変化は、当初の基準E C Gに常に該当する）。

【0076】

システムは、使用者に、各患者について、図10で示されるディスプレイに含まれるM I D A信号状態107を検討させもする。全患者についての信号状態は、図9での信号状態キーが、選択される場合に、信号状態表で表示される。下は、優先の順に異なる可能なM I D A信号状態メッセージのリストである。最高優先のメッセージを示すラインは、読取られたバックグラウンドで示される。

【0077】

1) 現在の患者のケーブルで可能なM I D A記録なし。8リードケーブルは、M I D A記録のために必要とされる。5 - リードケーブルが使用中である場合、このメッセージが示される。

【0078】

2) M I D A記録終了。M I D A記録は、1分の間隔で、最大48時間の間、続きうる。メモリがいっぱいになるとき、記録は、自動的に停止され、そしてこのメッセージが示される。

【0079】

3) 信号上のスパイク波形のためM I D A記録なし。信号・スパイク波形は、相当な信号長の非常に短い妨害である。中断の起点は、ペースメーカーのスパイク波形、具合の悪いリードまたは他の装置からの電磁放射でありうる。システムは、患者情報機能で示されるとおり、患者が、ペースメーカーを得た場合、スパイク波形フィルターを自動的に消す。

【0080】

4) 雑音信号のためM I D A記録なし。雑音は、多くの理由によって引き起こされうる。具合の悪い患者の電極接点は、1つの理由でありうる。患者ケーブル

に近い他の装置からのライン妨害は、別のものでありうる。

【0081】

5) ベースラインドリフトのためMIDA記録なし。ベースラインドリフトが大きすぎる場合、これは、ECGをゆがめうる。これを避けるために、MIDA記録は、停止される。(ベースラインドリフトは、代償電圧での変動である)。

【0082】

6) リード切れのためMIDA記録なし。ECGリードの内の1つは、適切には作動していない。

【0083】

7) 基準タイプのビートなしのためMIDA記録なし。このメッセージは、最小数の基準タイプのビートが、先にMIDA間隔の間に受けられない場合に有効である。

【0084】

図15に示される本発明の他の実施形態では、患者150の少なくとも一部の写真描写が、供給され、そして患者に接触した各電極に対応する状態信号光152は、写真描写150に配置される。さらに、英数字の出力を供しうる各電極に対応する状態呼出表示装置手段154は、各電極の状態を示すために供給されうる。各電極の状態(MIDA試験が行われるかどうか)は、例えば、上に検討される条件3、4および5の内の1つであってよい。さらに、状態呼出表示装置手段は、電極が切れたか、適切に体に繋がっていないか、または実際に、低下させたこと、そしてその条件は、高い電極インピーダンスとして明らかにされることを示しうる。さらに、インピーダンスそれ自身は、状態呼出表示装置手段によって表示されうる。状態信号光は、状態呼出表示装置手段に注目を呼び起こし、そしてどの電極に、状態呼出表示装置手段によって伝達される情報が向けられるかを正確に指摘するために、明滅しうる。ディスプレイは、CRT(カラーまたはモノクロ)、能動的LCD(TFT)、受動的LCD(SDN)、プラズマ、電子発光(EL)またはフェロLCDのようなあらゆる適切な手段でありうる。ディスプレイは、投影装置によっても生じうる。

【0085】

システムは、裏面位置センサーをも活用しうる。心臓は、胸部で比較的可動性であるので、それは、患者が、ベッドでの位置を変えるときに、例えば仰向けに寝ることから、横向けに寝ることまで、胸部内での位置を変えることは、ごく当然である。電極が胸部の表面で電氣的活動を記録するので、運動は、ECGにおける変化を生じる。この変化の影響は、別々にMIDAパラメータの各々に影響を及ぼす。ST-VMは、方向に関係なく、ST偏差の強度を測定するので、それは、他の「通常の」ST測定より感度が低い。しかし、パラメータQRS-V Dは、これらの変化に非常に感受性がある。裏面位置センサーは、トレンドにおける変化が、体の位置の変化によって引き起こされたかどうかについて述べる事が可能になる。

【0086】

裏面位置センサーは、8-リードECGケーブルの接点ブロックに繋がっている。裏面位置センサーから得られる情報は、記録され、そしてトレンド図表より下の別個の線に表示される。この線は、以下の状態を示す3つの色を示しうる：

色	状態
緑色	裏面に
黄色	裏面がない
灰色	利用できるトレンドなし

MIDAトレンドは、先に記述されるとおり中央モニターで表示されうる。トレンドキーは、検討用のワークステーションのディスプレイに表示されるべき画像をも整理しうる。

【0087】

キーは、使用者に、何のトレンドが示されるかを選択させながら左に現れる。これらのキーは、標識MIDAおよびHR/PVCでありうる。4つまでの異なるトレンド曲線は、トレンド図表で表示されうる。曲線を区別させうるために、それらは、様々な色で表示される。各トレンド曲線の名称も、曲線それ自身と同様の色で図表じゅうに書かれる。

【0088】

システムは、例えば、特定の目的の点に目印をつけるために、マウスによって

制御されるカーソルを供する。(特定の目的の点が、トレンド曲線で記される場合、それらは、対応の12-リードECGを試験するときに補助となるものでありうる。)そのトレンドで指し、そしてクリックすることにより、カーソルは、所望の回数まで移動される。代わりに、カーソルは、トレンド図表の表示のボタンでのカーソル標識下の左右の矢印を押すことによって、徐々に移動されうる。システムは、入院以来の日時の両方の時間として、図表の頂上でのカーソルの位置に対応するトレンド図表の時間を表示する。システムは、時間の左に、または右に対するパラメータの正確な値をも表示する。

【0089】

点は、トレンドカーソルを所望の時間に載せ、そして図表下で右にマークのラベル下の矢印の間に表示される検査キーを選択することによって印をつけられる。トレンドカーソルが、印をつけられた時間に置かれるとき、システムは、検査キーを黄色に変える。

【0090】

使用者は、マークのラベル下の右および左の矢印を選択することによって、別個に印をつけられた時間の間に直接的に飛び込みうる。システムは、使用者が、再度検査キーを押すときはいつも、時間に印をつけていない。

【0091】

システムは、使用者が、トレンド図表でのパラメータを変化させうる。(使用者は、正常には、トレンド図表でのディスプレイについてのQRS-V DおよびST-VM6パラメータを選択する。MIDA分析は、継続的に計算され、そして記憶される30のパラメータを含む。MIDAトレンドディスプレイは、影響されるべき軸を選択するトレンドパラメータ標識(L e 1 = 左の1つ、L e 2 = 左の2つなど)下でキーを含む。その後、様々なパラメータの表は、軸の選択にตอบสนองして表示される。その後、使用者は、トレンド化されるべき所望の新たなパラメータのキーを選択する。戻りキーは、図表に戻すために選択される。

【0092】

システムは、さらに、トレンドの最も興味深い部分を含むトレンドの時間スケールの調節を可能にする。ズーム・キーが表示され、そして選択された場合、ト

トレンド曲線のある種の部分を拡大することを可能にする。システムが準備され、その結果、「ズームング」は、カーソルの周りに中央が取られ、そしてそれは、マウスで指して、クリックすることによりトレンド曲線の興味深い部分の中央に置かれうる。毎回、左の「-」ズームボタンが押され、カーソルの周りの曲線は、拡張される。右「-」ズームボタンは、逆効果を示す。それは、裏になり、そして曲線の大きな部分を示す。

【0093】

システムは、スケールキーをも供し、そして選択された場合、使用者が、表示図表のサイズを調節できる別のキーを示す。トレンド図表の高さは、図表の左に、そして右にマックス標識下で矢印を選択することによって、増加または減少されうる。ベースライン・オフセットは、オフセットレベル下で矢印を選択することによって調節されうる。

【0094】

スケールが変化された後、それらは、「正常」キーを押すことによって、いつでもデフォルトにリセットされうる。

【0095】

さらに、「戻る」キーが、図表に戻るために選択される。システムは、さらに、時間を、左手側の下部で表示されるキーで変化させうる。時計の時間は、その日の時間である（8：30は、午前8時30分を意味する）一方で、相対的時間は、入院してからの時間である（8：30は、8時間半監視された患者を意味する）。

【0096】

MIDA分析を制御する多くの設定が、分析を固有化するように調節されうる。それがその方法を使用するシステムの特定の利点でもある。MIDAセットアップは、MIDA「セットアップ」キーを通して利用できる。

【0097】

様々な設定は、1つずつ下に記述される。各コンプレックスの設定は、各コンプレックスに近い「正常」キーを押すことによって、個別に値をデフォルトにするためにリセットされうる。

【0098】

M I D A 間隔は、その中で M I D A 分析が新たな値を生じる時間間隔である。各間隔の間に、当初の基準 E C G に匹敵する十分な信号品質の全ての獲得 E C G は、平均されて、改善された信号品質を示す E C G を形成する。間隔の終わりに、平均 E C G は、M I D A パラメータを計算するときに使用される。各このような間隔の平均 E C G および 5 パラメータ値は、およそ 3 0 0 0 間隔について獲得モジュールで記憶される。

【0099】

短い間隔（1分未満）は、迅速な E C G 変化に対する早い応答の利点を示すが、しかし、それは、いっそう雑音も示し、そして短い総記録時間を生じる。長い間隔（1分以上）は、雑音が少なく、そして長い記録時間を生じるが、しかしそれらは、迅速な E C G 変化にゆっくりと応答もする。一般に、1分間隔は、C C U 監視（梗塞、不安定狭心症など）のために推奨され、そして 1 5 秒間隔が、P T C A 用途のために推奨される。デフォルト設定は、好ましくは 1 分である。

【0100】

先に記述される間隔の終わりに平均 E C G を形成するために、最小数のビートは、平均に含まれるに違いない。低すぎる限界は、信号品質が乏しいことを生じうる。高すぎる限界は、結果として計算されたパラメータ値なしで限界に達する困難さを生じうる。自然には、要求された最小数のビートは、間隔長に依存する。

【0101】

推奨された設定：

<u>M I D A 間隔</u>	<u>最小数のビート</u>
1 0 秒	1 ビート
1 5 秒	1 ビート
3 0 秒	2 ビート
1 分	2 ビート（工場設定）
2 分	1 0 ビート
4 分	1 0 ビート

獲得ECGの信号品質が、乏しすぎる場合、ECGは、MIDA分析に使用されない。これは、偽りの結果(加工物)を避けるためである。各ECG信号は、MIDA分析に含まれるべき以下の試験を通過しなければならない。

【0102】

信号・スパイク波形は、相当の信号強度の非常に短い妨害である。妨害の起点は、他の装置からの電磁放射、具合の悪いリードまたはペースメーカーでありうる。スパイク波形試験は、点けるか、または切られうる。スパイク波形が検出される場合、MIDA分析は、患者がペースメーカーを有しない限り停止される。

【0103】

雑音は、多くの理由によって引き起こされうる。具合の悪い患者の電極接点は、1つの理由である。患者ケーブルに近い他の装置からのライン妨害は、別のものでありうる。雑音閾値は、5、10、20、50または100 μV に設定されうるか、または切られうる。過剰の雑音が検出される場合、MIDA分析は停止される。デフォルト設定は、50 μV である。

【0104】

ベースラインの変動が大きすぎる場合、これは、ECGをゆがめる。ベースライン閾値は、25、50、100、200または400 $\mu\text{V}/\text{秒}$ に設定されるか、または切られうる。ベースラインの変動が検出される場合、MIDA分析は停止される。好ましいデフォルト設定は、100 $\mu\text{V}/\text{秒}$ である。

【0105】

デフォルト設定は、「システム」キーを選択し、そしてアクセスコードを入力することによって開放されるデフォルト設定の表で、使用者によって選択されうる。表は、選択される場合、それぞれデフォルト設定を設定するか、またはデフォルト設定に対する選択肢なしのメニューを閉じる「保存」キーおよび「消去」キーを含む。

【0106】

他の実施形態

本発明の他の実施形態は、虚血、梗塞および不整脈の点で、ECGモニタリングの向上およびドキュメント化の利用のために、従来のモニタリングシステムに

対する補足として使用されうる。

【0107】

この具体例は、明瞭なトレンドグラフ、平均12リードECG獲得、記憶および表示、不整脈検出、モニタリング患者の全てについて記憶される24時間完全開示不整脈、およびモニタリング患者の全てについて記憶される24時間継続の12リードECGの点において、ECG変化を反映するパラメータを用いて、虚血モニタリングをする利点をも示す。

【0108】

しかし、この具体例は、波形および不整脈アラームを示すモニタリングシステムを含まない。むしろ、それは、虚血および種々の心臓疾患の経過をモニタリングするのみのためのシステムである。波形およびアラームは、従来のモニタリングシステムを用いて制御およびモニタリングされる。

【0109】

本実施形態は、図7に示される構成要素から構成されるが、ベットサイドモニターの代わりに、中央サーバーにイーサネット（登録商標）を介して接続された獲得モジュールを各患者に対して有している。サーバーは、全ての接続された獲得モジュールから得られるデータを表示および記録させる。それは、上に記述される機能性を加える従来のモニタリングシステムに対する補足である。

【0110】

獲得モジュールは、従来のモニタリングシステムの患者モニタリング装置と平行して作動する。患者から得られるECG信号は、獲得モジュール並びに患者モニタリング装置の両方に供給される。平行接続は、獲得モジュールと患者モニタリング装置との間のアダプターケーブルを用いて達成される。

【0111】

獲得モジュールは、信号を獲得し、それをアナログからデジタルに変換させ、そして虚血および不整脈分析を行う。獲得モジュールは、中央サーバーとその裏面でイーサネット接続を介して通信する。また、獲得モジュールは、ヒューレート・パッカード・ビューリンクのインターフェースモジュールのような他のデバイスとの接続用にシリアルポートを含んでいる。

【0112】

図12は、獲得モジュール面を示す。構成要素121は、8-リードまたは5-リード患者ケーブルのいずれかで使用するためのECG入力である。構成要素122は、従来のモニタリング装置のECG入力に接続するための信号出力部である。構成要素123は、患者のグラフィック描写であり、この場合には、胴のみを含んでいる。患者の一部のより多くまたはより少なく（例えば股）が、患者のグラフィック描写に含まれうる。多数のLEDまたは他の光発生手段は、患者のグラフィック描写の後ろに置かれ、各々は、患者の体の上の電極に対応する位置にある。各電極は、信号品質が乏しい場合は明滅する黄色光で、またはリードが切れる場合には、安定な黄色光で個々に示されうる。信号品質が調子のよい場合、全ての電極インジケータはオフである。代わりに、電極は、第二の実施形態に関して開示される電極の条件によって、様々な速度で明滅するか、または様々な色を表示しうる。患者のグラフィック描写は、例えば、シルクスクリーン被覆、湿式塗布、粉末被覆、多色成形プラスチック、または上塗りフィルムでありうる。構成要素124は、緑色および黄色のインジケータを用いたMIDA状態インジケータである。緑色インジケータは、MIDA分析が行われている場合、点いている。MIDA分析が、種々の理由のいずれかのために行われていない場合、黄色のインジケータが点灯している。構成要素125は、裏面位置インジケータである。裏面位置センサーは、患者が、仰向けに寝ているかどうかを記録するために使用されうる位置感受性デバイスである。この情報は、MIDA分析のQRS-VDのような最も感受性のあるパラメータを試験するときには有用でありうる。このようなセンサーが使用される場合、裏面位置インジケータは、患者が仰向けに寝ている場合のみ緑色である。構成要素126は、事象マーク・キーである。このキーが押される場合、事象マークは、システムによって記録される。構成要素127は、ポーズ・キーである。記録は、中断され、そしてこのキーで再開されうる。中断される場合、記録および分析は、一過的に停止される。これは、ポーズ記号の後で黄色光で示される。構成要素128は、退院患者のキーである。このキーが押される場合、現在の記録は、終了され、そしてMIDAモジュールは、新たに始める準備ができています。構成要素129は、主電源操作インジ

ケータである。緑色光は、モジュールが点いていて、そして主電源で作動していることを示す。構成要素130は、バッテリー電源操作インジケータである。黄色光は、モジュールが点いており、そして非常に限定された時間の間、内部バッテリーで作動していること(アラーム)を示す。構成要素120は、オン/オフのスイッチである。モジュールは、そのスイッチを押すことによって点けられる。モジュールは、そのスイッチを再度押すことによって切られる。

【0113】

MIDA獲得モジュールの患者入力は、CP型のものであり、それは、除細動プルーフであり(それは、除細動の間じゅう患者に接続されたままであってよい)、そして正面で患者コネクタは、適切な心臓記号で記される。

【0114】

MIDA獲得モジュールの患者入力は、患者を通る電流を、数マイクロアンペアに制限するように、そして従来のモニタリングシステムに接続された場合に漏電を低くするための必須条件を満たすように設計される。MIDA獲得モジュール以外の他の装置が、患者に接続される場合、それは、等電位の接地ケーブルと連結しているべきである。MIDA獲得モジュールの裏面に、この目的のための等電位の接地ターミナルがある。以下の接続は、MIDA獲得モジュールの(示されていない)後部に具備される: ACイン - 100 - 240V + - 10%、50 - 60Hzの接地されたAC電源に接続される。

【0115】

等電位の接地ターミナルは、別の電氣的装置が、MIDA獲得モジュールと一緒に使用される場合に、同じ電気アース参照を得るために使用されるものである。

【0116】

イーサネットは、イーサネット・ネットワークに接続するためのものである。

【0117】

RS - 232シリアル接続は、ヒューレット・パカード・ビューリンク・モジュールのような他のデバイスに接続するためのものである。

【0118】

獲得モジュールは、AC電源が不十分になったらすぐに、スイッチを入れられる内部バッテリーを具備する。内部バッテリーは、十分に充電されている場合、少なくとも5分間完全な操作を供する。MIDA獲得モジュールは、内部バッテリーで操作する場合、黄色LEDは、バッテリー記号の下に、正面の下部左角で照らされる。内部バッテリーは、AC電源が戻り、そしてモジュールが点くやいなや再充電される。ライン電力操作は、AC記号の下に、下部右角で緑色LEDによって示される。

【0119】

ワークステーション11は、一時点で1人の患者から得られる曲線およびデータが検査のために表示される17インチのカラーモニターをも含む。ワークステーションは、マウスを有するグラフィックインターフェースをも含み、中央モニタリングユニットの内の2つまでの操作を制御するために使用されうる。しかし、中央モニタリング装置は、ワークステーションで制御または試験される。いつでもワークステーションに表示される全ての情報は、レーザープリンターで印刷されうる。

【0120】

ワークステーションモニターの頂上でキーの並びは、各患者のモニタリングの選択および直接的制御を可能にする。キーは、各ベッドについて認識タグで記される（通常、1、2、3及びそれ以上）。患者が選択されると、操作者は、グラフィックインターフェースを用いて、入院/退院、アラーム設定、モニタリングされた波形等を、直接的で簡単な手段で制御することができる。モニタリング時間は、虚血、12リードECGおよび完全開示不整脈の点でも、詳細に試験されうる。

【0121】

虚血トレンドが、ワークステーションで試験される場合、時間にわたって、30個の様々な計算されたパラメータのいずれか1つが試験されうる。その後、関心事象は、スクリーンに拡大されて、そしてその事象に対応する正確な値が示される。短い事象は、全体のトレンドが数日のモニタリングをカバーする場合でさえ、ディスプレイで2、3分に拡大されうる。

【0122】

本発明の好ましい具体例でのシステムは、別の12リードECGについての必要性を減少させる。分毎に、導出された12リードECGは、自動的に獲得され、そしてシステムに記憶される。数種の12リードECGは、徐々の変化の点を取るために、様々な時間から重ね合わされうる。虚血の図表での関心虚血事象を指摘することによって、対応の12リードECGは、所望の場合、レーザープリンターで表示、重ね合せ、または印刷されうる。したがって、虚血変化の形態学的特性は、実効時間で、すなわち、血栓分解療法または不安定なアングナの間じゅう、試験されうる。

【0123】

ワークステーション11は、完全な24時間完全開示不整脈検討機能をも含む。不整脈の図表は、ワークステーションディスプレイの下半分に表され、そして着色ドットまたはラインとしてプロットを施した不整脈は、不整脈の期間に左右される。対応のECGは、ディスプレイの上部半分に表示される。先の24時間の間の各単独脈拍は、目的の不整脈または所望の日の時間のいずれかで印刷することによって、各モニタリング患者について表示されうる。

【0124】

システムは、将来の試験のためのモニタリング期間から得られるデータ全てを保存するためのデータ保存ユニットをも含む。保存された記録は、最近モニタリングされた患者と正確に同じ方法でワークステーションで試験されうる。

【0125】

上に記述される本発明の好ましい具体例は、多数の患者のための完全なネットワークシステムを使用して、以下の分析およびモニタリングを行う。しかし、分析およびモニタリングのこの方法は、様々なハードウェア、システム構築または様々なプログラムコード形成での特定のプログラムコードを使用して技術的に実行されうる。例えば、方法は、単独の患者のためのスタンドアロンで使用されうる。

【0126】

外来および遠隔測定アプリケーション

該方法は、外来のアプリケーションでも使用されうる。このようなアプリケーションで、ECG信号は、患者により装着されるか、または担持される記録デバイスによって、長期間かけて記録される。記録信号は、印刷および分析のために後に修正される。その後、信号は、以下に記述される方法によって分析されうる。

【0127】

遠隔測定アプリケーションでは、患者は、信号が実効時間で表示される受信装置にECG信号を伝達する小型トランスミッターを担持する。その後、遠隔測定システムによって受けたECG信号は、以下の方法によって分析される。

【0128】

ポータブル遠隔医療デバイス

図27で示されるとおり、本発明は、ECGおよびVCGのような集積測定装置を含めたポータブル遠隔医療デバイス1、外部測定センサーを接続するための入力手段、測定データおよび同等物を表示するためのディスプレイ、他の測定データ、患者の名前、観察などを入れるための入力手段、および連結装置2をも包含する。本発明のこの具体例によるポータブル遠隔医療デバイスは、好ましくは、図28で示される容易に管理できる集積ユニットである。好ましくは、このユニットは、充電されたバッテリーユニットを具備もし、そしてそれは、外来特性のデバイスに加える。

【0129】

さらに、図27に言及すると、連結装置2は、モビテックス・ネットワークを介するか、または任意の他の適切な手段によって、GSMまたは同等物のような移動電話ネットワークを介してデジタルデータを伝えるために配列されうる。したがって、遠隔医療デバイスは、1つまたは数個の中央ユニット3と直接的に、または例えば救急車4のような1つまたは数個の中間ステーションを介して接続されうる。さらに、連結は、各個人の症例での症状によって選択される場合、GSMおよびモビテックス(MOBITEX)のような任意の連結手段を介して樹立されうる。

【0130】

好ましくは、中央ユニットは、情報データを受信し、そして実効時間で後者を表す能力があり、そして情報データを、可動式ユニットに放出する能力もあるデータ加工デバイスである。中央ユニットは、他のシステムと連結すること、情報データを記憶させること、およびこのような保存された情報データを後に表示する能力もある。

【0131】

ポータブル遠隔医療デバイスは、さらに、例えば救急車に搭載されるか、または病院内の据えつけ装置5に、その都合のよいドッキングを可能にする接続インターフェースを有利に具備する。ドッキング・インターフェースは、ドッキングの実例で連結のその態様を移行させて、別の通話ネットワークを介するか、または据えつけ装置に結合されたケーブルを介して伝達を可能にするように設計されうる。さらに、ドッキングは、ネットワーク電圧、バッテリー充電装置、外部入力手段（キーボードのような）、外部モニターなどに対する接続に関与しうる。さらに、ポータブル遠隔医療デバイスは、PDA装置（個人的デジタル支援機器）などのような、その分野で知られている装置を使用して、IR伝達を介する通信に適合しうる。

【0132】

該デバイスは、最善の可能な伝達作用を供するために、電流受容条件に関して電話ネットワークの自動的選択にも適合しうる。このような適合は、伝達されるべき情報データのタイプ、および伝達の手段によりうる。この方法で、例えば、簡潔な時間内に受信装置に伝達されるべき多量のデータの、そして数個の受信装置に伝達されるべきである短いメッセージの伝達のための様々なネットワークを使用することが可能になる。例えば、デバイスは、回路スイッチGSMネットワークおよびポケットスイッチモビテックスとしてこのような異なる特性のネットワークを活用できる。しかし、この多才な特性を達成するために、適合は、様々なハードウェアと同様に様々なソフトウェアの形態で要求される。モビテックスとして比較的遅い伝達システムを使用することを可能にするために、選択および予備加工は、データの圧縮もするときに要求される。

【0133】

ポータブル遠隔医療装置が、救急車スタッフまたは他の救急人材によって使用することが意図される場合、それは、救急車スタッフが患者に呼ばれるときに、有利に携行される。ECG、VCGおよび同等物に結合したセンサーが接続され、そしてその後、第一の診断が行われうる。しかし、ある種の場合には、それは、患者が救急車に搭載されるまで、その装置の接続を延期することがさらに予測されうる。

【0134】

ディスプレイは、好ましくは、様々な分野に分けられ、そしてそれは例えば：

- ・患者の名前、患者の識別番号、時間などについての情報；
- ・継続的ECGモニタリング、血圧モニタリング、血液の酸素付加における変動を示す継続的曲線などのような測定装置から受けたモニタリング情報；
- ・ECG報告、実効時間曲線図表から得られる「カッティング」、トレンド、患者症例記録ファイル、他の情報、最近受信したメッセージ、および同等物；
- ・収集測定データの最新の値および設定されたアラーム限界；
- ・最近選択可能なコマンドのメニュー；
- ・利用できる接続受信装置および通信チャンネルのバンド幅のような通信装置の状態；
- ・古いメッセージを通して閲覧するための施設を含めて、受信され、そして発生されるメッセージ；
- ・設定選択肢、例えば救急車を介するか、または介しない様々な通信ネットワーク受取りおよび伝達、様々な領域のアプリケーション、接続されるべき外部装置の選択、および同等物を示す。

【0135】

さらに、メニューシステムは、1つの主要メニューを含めたいくつかのレベル、およびサブメニューを含めた1つまたはいくつかのレベルを包含するように有利に設計されうる。

【0136】

装置の接続に続いて、情報データは、測定装置を介して自動的に入力されるか、または患者随員スタッフによって手動で入力される。その後、ある種の測定結

果、患者症例の記録ファイルに入力された注釈、患者情報および同等物に関連するようなある種の情報データは、それにデバイスが接続される予め決定された受信装置に自動的に伝達されるのに対して、他の情報データは、随行スタッフによって指令されるとおり回される。伝達リストは、どの受信装置が、各個人の症例に使用されるべきであるかを決定し、そのリストから、1つまたはいくつかの中央ユニットが、予め選択されうる。好ましくは、そのリストは、使用の過程で変えられうる。

【0137】

伝達されるべき情報は、様々な優先性で、割当てられる。正しい診断と正しい治療の実行のために最も必須である情報データには、高い優先性が付与されるべきであり、重要性の低い情報データの前に伝達されるべきである。この特性は、例えば、連絡ネットワークの許容量で、後者が、情報を伝達する上でゆっくりであるようなものであるとき、そして全ての情報を伝達することが可能でさえない可能性があるときに特に有利である。優先特性は、手動で実行されうるか、またはそれは、ほとんどの場合に、ソフトウェアの支援で自動的に、または2つの多様性の組合せでさえ好ましい選択肢である。医療的有用性は、全ての時に、優先性を制御すべきである。

【0138】

さらに、ポータブル遠隔医療装置は、一方で、例えば専門医または調整コントロールグループから得られるメッセージの形式で、そして他方では、患者の症例記録ファイルおよび同等物から得られるデータの形式で、中央ユニットから情報データを供給される。該データは、中央ユニットでのデータベース6に既に記憶されてある。

【0139】

測定結果を示す上でのこれの使用に加えて、本発明によるポータブル遠隔医療デバイスは、患者の症例記録ファイルおよび同等物のような特定の形態で満たすためにも使用でき、それに加えて、それは、電気通信ネットワークを介して、中央ユニット（または数個の中央ユニット）と連結する施設を供与する。中央ユニットは、受信された情報データが、適切な医療訓練のある専門医によって調べら

れうる最も近い大規模病院に配置され得て、そして正しい決定が、すぐに実行されるべき治療に関して、そして継続治療のための計画および製品に関しての両方で、迅速になされる。他の言葉では、通信施設により、測定結果および他の入力された情報データは、ポータブル遠隔医療装置から中央ユニットまで、完全に、または部分的に伝達され、そして治療カウンセリング、診断に関する疑問、患者を輸送する場所についての情報など含みうる情報データは、中央ユニットから可動式ユニットに伝達される。さらに、全ての対話は、好ましくは、可動式ユニットおよび/または中央ユニットに記憶されるべきである。

【0140】

デバイスの種々の構成成分は、上に主張されるとおり、好ましくは、早期に管理できるユニットに集積され、それにより取扱いを簡単にし、そして輸送するのに、そして接続するのに多様でそして容易にする。

【0141】

別の装置は、プリンター、カメラ、マイクロホン、および必要によりよく響くスピーカー、通信チャンネル許容量および同等物のような、デバイスの部品として含まれうるか、またはそれに接続可能である。

【0142】

図28から明らかたとおり、入力手段は、球または車輪の、そして別の入力ボタン283および284の形態で、回転可能で、押し下げ式の始動部材282を含めた入力手段で形成される底部プレート281を包含する。始動部材は、カーソルが、始動部材の始動に応じて動くような手段でディスプレイスクリーン上のカーソルに影響する。カーソルは、予め決定された順序に点の間で逆行および順行で移動できるのみである。例えば、カーソルの運動は、垂直に配列されたメニューで上向きおよび下向きであり、そしてスクリーンまたは同等物での多数の異なるウィンドウの間を飛ぶことができる。始動部材282の押し下げで、カーソルによるその運動でハイライトを与えられた対象は、稼動される(すなわち、「入力」キーのものと同じ機能)。この状況で、指示された機能は、例えばフォームで対象を入力することを含めて行われるか、またはサブメニューが現れ、その結果手段が反復されるかのいずれかである。

【0143】

この手段で、始動部材を回転させることによって、操作者が、全部のアルファベットまたは数字を通して進行させ得て、そして部材282を押し下げることによって、彼または彼女が入力したい後者または数字を示しうるという点で、テキストまたは数字を入力することが可能になる。

【0144】

入力手段の余分な入力ボタンの内、1つのボタン283は、入ってくるメッセージまたはアラームを照合するためのものであり、そして1つのボタン284は、上位のメニュー水準に移行させるためのものである。これらの2つのボタンに加えて、入力手段は、データ入力をいっそう有効にさせるために、アラビア数字0-9を表す数字のキー285で補足され得て、入力アイテムは、アラビア数字形態でいくつかの測定値を包含するべきである。さらに、入力手段は、好ましくは、入力された値を消す消去ボタン286を包含する。

【0145】

本発明による入力手段が、しかし従来のキーボードによって必要とされる空間の区画、そして有利に、それに、垂直に置かれうることに加えて、従来のキーボードにとって最も不適切な位置を使用する。例えば、本発明によるLCDディスプレイおよび結合し、並列された入力手段は、容易に、従来のターミナルが使用できない位置に置かれうる。さらに、入力データの輸入は、容易に、片手もにを使用して効果的である。

【0146】

入力手段は、上に記述されるとおりに使用される場合、ディスプレイは、例えば図29で示されるとおり、いくつかのフィールドに分割される。医療従事者によって使用され得て、そして患者の名前、認識番号、連絡の状態における情報および同様の包括的情報を含む1つのフィールド291、例えば曲線図表の形態での表示を含み、そして入ってくる測定値および同等物(例えば、ECGから得られる)を表す第二のフィールド292、他(または同じ)測定装置からリードされる測定データおよびアラーム限界を含む第三のフィールド293、および選択性選択肢のメニューを含む第四のフィールド294を包含するディスプレイのレ

イアウトの1つの例が示される。始動部材が回転される場合、様々なメニュー選択肢が、予め決定された順序でハイライトがつけられる。この予め決定された順序は、操作者が始動部材を回転する方向によって、たとえば、頂上から底部に向けてでありうる。ハイライトをつけられた選択肢は、始動部材の押し下げで稼働され、そして関数の活性化か、または新たなサブメニューの出現のいずれかを引起す。

【0147】

図30は、情報データを患者の症例記録ファイルに入力するための「症例記録ファイル」機能の稼働によるディスプレイの形態の1つの例を示す。この選択肢見出しで、サブメニューが現れる。この場合に、サブメニューは、4つの異なる症例記録フィールドおよび3つの別のメニュー選択肢を包含する。データを入力するために、操作者/随行者は、稼働部材282を点け、そして第一の症例記録フィールドにハイライトをつけさせ、その結果、彼または彼女は、稼働部材を押し下げて、ハイライトがつけられたフィールドを稼働させる。このフィールドで、2つの代替の選択がある：個人コード番号の入力および個人名の入力である。個人コード番号が入力されるとき、この選択肢は、上に明記されるのと同じ手段でハイライトがつけられ、その結果、一時に、1つのアラビア数字が入力される。これは、ディスプレイに現れ、そしてそれから所望の数字が、起動部材の回転および押し下げを通して選択される数字の列の手段によって達成されうる。選択的に、ハイライトがつけられた数は、起動部材の回転の手段によって、続いて部材の押し下げによって増加または減少され、そしてそれにより対応の数字が選択され、そしてカーソルは、次の位置に前進させられ、そしてその手段は反復される。

【0148】

すぐ上位のメニューに戻るために、文字は、最後の選択性メニュー選択肢として恒久的に利用できるか、または特定のリターンボタンの使用によっても戻されうるかのいずれかである。入力されたアラビア数字は、この目的のために具備されたボタンの支援でキャンセル/消去されうる。

【0149】

文字の入力は、数字の入力と同じ方法で有効になり、そして他のサインと同じ文字と同様に数字も、全ての位置で選択可能でありうる。

【0150】

さらに、限定された量の入力選択肢のみが存在するか、頻繁に起る場合、多くの症例での入力手段は、簡素化されうる。このような症例では、データ入力は、図30で、例えば第四の最下部の症例記録フィールドで示されるような、予め定義された選択肢を含むメニューを介して達成されうる。このフィールドでは、「狭心症」のような診断は、カーソルが、適切な選択肢を達成するまで始動部材の回転を通してカーソルを進めることによって、そして文字を連続して印をつけることによって入力されうる。

【0151】

本発明による入力手段のいくつかの修飾は、考えられる。例えば、入力手段は、補足的な入力ボタンを包含する必要はないが、しかし、回転可能で、そして押し下げうる始動部材は十分でありうる。さらに、始動部材は、都合により、2つの別個の手段に分割され得て、その内の一方は、回転可能であり、そして他方は、押し下げできる。他の測定装置は、デバイスに結合されうる。デバイスは、家庭介護サービスのような個人の看護および随行に関連したサービスおよび活動に関与する他のアプリケーションで使用されうる。

【0152】

トレンド分析

集められた傾向データは、数種の異なる方法で解釈および分析されうる。例えば、1つの具体例により、エピソード分析は、データで行われる。他の実施形態により、回復分析が行われる。

【0153】

保存されるか、または最近モニタリングされた患者から得られるECG傾向パラメータが、表示および分析される。分析は、分析のタイプの各々について下に検討されるとおりに、1組の分析変数での変数の値を変化させることにより特注されうる。

【0154】

エピソード分析

エピソード分析は、例えばエピソードの数、エピソードの長さ、エピソードの領域、およびエピソードの極端または最大限の値のような重要な測定値を含めた ECG 傾向パラメータにおける指数を計算および表示するために使用されうる。

【0155】

図31で示されるとおり、集められたデータは、読取りおよび理解が容易なフォーマットで表示される。ディスプレイは、傾向曲線、そして指摘された時間に傾向パラメータが計算される平均 ECG を含む。傾向分析から計算された指数も、表示される。12リード平均 ECG 信号は、上部ウィンドウ 310 で表示される。平均 ECG 信号に含まれるビート 311 の数は、時間 313 と共に、ウィンドウ 310 に表示される。ウィンドウ 315 では、第一および第二の傾向曲線 312、314 が表示される。

【0156】

エピソード分析は、傾向におけるエピソードの数を検出および評価するために使用されうる。傾向曲線の分析は、エピソードを検出し、そしてエピソードデータを計算するためのアルゴリズムで使用される変数を変化させることによって特注されうる。エピソードは、上部閾値より高いか、または下部閾値より低いかのいずれかである多数の傾向データとして定義される。エピソードの検出に影響する変数は、a) エピソードについての品質まで閾値を越える最小限の数の傾向値(時間)；b) 同じエピソード内の2つの隣接傾向値の間で許される最大限の時間；c) 2つの隣接傾向値の間で許される最小限の時間；および d) 基本線と閾値との間の距離である。

【0157】

デフォルト値は、値が、使用者によって入力されない事象で各変数について設定される。デフォルト値は、エピソードについての品質まで閾値を越える傾向値の最小限の数 = 120 秒を含む。これは、60 秒平均期間が存在する場合に、少なくとも2つの傾向値に相等しいことを示す。2つの隣接エピソードの間に許される最小限の時間は、80 秒のデフォルト値を示す。すなわち、80 秒未満が2つのエピソードの間に存在する場合、それらは、1つのエピソードに合併される

。2つの隣接エピソードの間に許される最大限の時間は、100秒のデフォルト値を示す。100秒以上が、2つの隣接傾向値の間で存在する場合、それらは、同じエピソードにはありえないことが決定される。

【0158】

パラメータ閾値についてのフォルト値は、ST-VM20、ST-0VM60、STC-VM20、STC-VM60、ST-X60およびST-Z60について-50μV下部閾値および50μV上部閾値である。デフォルト閾値は、QRS-VDについて-15μVおよび15μVである。全てのパラメータデフォルト閾値は、基本線に比例する。

【0159】

基本線は、患者が虚血でなく、そしてECG上に人工物がない場合、パラメータの値に影響する。基本線は、傾向パラメータが、相対的に安定で、そして平均ECGが、人工物なしに非虚血性複合を示す期間を探すことによって手動で設定されうる。その後、基本線は、この期間じゅうに傾向パラメータの値に設定される。基本線は、時間に対して変化しうる。したがって、新たなセグメントは、新たな基本線の値の各期間について定義される必要がありうる。

【0160】

モニタリング時間318も、表示され、そして患者がシステムに接続される時間に影響する。傾向における格差は、モニタリング時間から排除されない。全体期間についてのモニタリング時間(MTS)318は：

$$MTS = (T_{LT} - T_{T}) * T_{avq} \quad (4)$$

(T_{LT} は、最後の傾向値についての時間であり、 T_{T} は、最初の傾向値についての時間であり、そして T_{avq} は、開始時の平均期間についての時間である。)である。

セグメントについてのモニタリング時間(MS)336は：

$$MS = E_T - S_T \quad (5)$$

(E_T は、セグメントの最終時間334であり、そして S_T は、セグメントの開始時間332であり、第一のセグメントは、第一の傾向値の前の1つの平均期間で始まる)

である。

【0161】

分析時間320は、それから生じた傾向値がある時間に影響する。すなわち、全体期間についての分析時間320は、全ての傾向値についての平均時間の総計である。セグメントについての分析時間は、セグメント内の全ての傾向値についての平均時間の総計である。

【0162】

存在する上部/下部エピソードについて、継続的傾向値は、上部閾値より上か、または下部閾値より下の少なくとも時間枠「エピソードについての最小限の時間」について存在しなければならない。さらに、上部/下部閾値の上/下の2つの継続的傾向値の間の時間格差は、「傾向における最大限の格差」を越えてはならない。以下の上部エピソードの開始に対する1つの上部エピソードの終わりの間の時間が、「エピソードの間の最小限の時間」より少ない場合、2つのエピソードは、1つのエピソードに合併される。同様に、以下の下部エピソードの開始に対する1つの下部エピソードの終わりの間の時間が、「エピソードの間の最小限の時間」より少ない場合、2つのエピソードは、1つのエピソードに合併される。

【0163】

エピソード324の期間は、

$$\text{期間} = T_{LV} - T_{FV} + T_{AVG} \quad (6)$$

(T_{LV} は、エピソード中の最後の傾向値の時間であり、 T_{FV} は、エピソード中の第一の傾向値の時間であり、そして T_{avq} は、エピソードでの第一の傾向値の前の平均時間である。)

として計算される。

【0164】

上部/下部エピソードの極端な値330は、エピソード内の最高/最低の傾向値である。

【0165】

エピソード326の完全領域は、

$$F_{TV} \times T_{AVG} + \text{傾向値} \times (\text{傾向値の時間} - \text{先の傾向値の時間}) \quad (7)$$

(F_{TV} は、第一の傾向値であり、 T_{AVG} は、第一の傾向値の前の平均時間であり、そして方程式の総計部分は、第一のもの以外のエピソード内の全ての傾向値を含む)

として定義される。傾向値が、閾値以外に対峙するサインを示す場合に、値は、領域計算から排除されることに注目すべきである。例えば、それらが、「エピソードの間の最小限の時間」より少ない時間で起り、そしてその時間間隔の間に、このような傾向値が存在するため、これは、2つのエピソードが合併される場合に起りうる。排除された傾向値に続く傾向値は、排除された傾向値から続くと考えられる。

【0166】

相対的領域328は、

$$(F_{TV} - T_T) \times T_{AVG} + (\text{傾向値} - \text{閾値}) \times (\text{傾向値の時間} - \text{先の傾向値の時間}) \quad (8)$$

(F_{TV} は、第一の傾向値であり、 T_T は、閾値であり、 T_{avg} は、方程式の総計部分が、第一のもの以外のエピソード内の全ての傾向値を含む。)

として定義される。傾向値が、上部エピソードでの上部閾値より下であるか、または下部エピソードでの下部閾値より上である場合、値は、領域計算から排除される。例えば、それらが、「エピソードの間の最小限の時間」より少ない時間で起り、そしてその時間じゅうに、このような傾向値が存在するため、これは、2つのエピソードが合併される場合に起りうる。排除された傾向値に続く傾向値は、排除された傾向値から続くと考えられる。

【0167】

図31に表示されるエピソード分析は、医療従事者に、患者ECGでの傾向を迅速に、そして有効に評価させ、そして考慮されるものでありうる偏差に対する早い応答を可能にする。

【0168】

回復分析

回復は、最近の時間に先行する最大限の傾向値の百分率で測定された先の高い

値から得られるパラメータの減少として定義される。回復分析は、再灌流ピークの存在と同様に高い値の後のパラメータの減少を評価する。回復分析は、各セグメントについての回復率に対する時間を測定するために1つ以上のセグメントについて行われうる。その後、各セグメントは、他のセグメントにもかかわらず分析されうる。予め定義された時間での回復は、特定の時間の前に収集された全てのデータに基づいて計算される。

【0169】

以下のパラメータは、回復分析が行われる前に設定されうる。血栓溶解療法が開始する時間が設定される。治療の開始時間が設定されない場合、治療の開始時間は、モニタリングの開始時間と同じであると見なされる。回復負担を調査する時間枠が設定され、そして現在のセグメントについての時間枠と同じである。回復を受け容れる限度下での最小限の時間は、さしはさむ最大限の時間格差と一緒に設定される。回復負担を探すためにその時間枠が、分析されるべきセグメントの終わりを越えてはならないことに注目すべきである。原形を損なわれた平均複合に基づいた傾向パラメータは、分析から排除される。排除された時間は、分析の間、存在しない（傾向での格差）として処理される。

【0170】

回復分析の間に表示されたモニタリング時間318および分析時間320は、エピソード分析に関して上で記述されたのと同じである。回復分析の間に、最大限または極度の値342は、時間をかけて変化する動的な値であり、そして時間内のその時点までモニタリングされる最大限の傾向値を反映する。

【0171】

回復の負担を探して、定義された条件が満たされている初回は、その回復率に対する時間として選択される。後に、条件が満たされている二回目に、より高い最大限の値を得ることが起りうるが、この第二の発生は、確認される必要がない。他方には、使用者が、第二の発生を確認することを望む場合、使用者は、回復分析で新たなセグメントを定義するであろう。

【0172】

早晚、特定の点で回復負担を探す場合、早晚、その点でモニタリングされる傾

向についての最大限の値は、回復負担を計算するときに使用されるべきである。早晚、2つの異なる時点について、あなたは、基本的な回復計算に対する2つの異なる最大限の値を得て、そして異なるセグメントが、互いに使用されうるであろう。

【0173】

回復率に対する時間は、回復分析を使用して測定されうる。回復率に対する時間は、傾向曲線が、モニタリングされた傾向のための最大限の値（分担率限界）の予め決定された含有率より下に減少する時間である。連続の傾向値が、挿入に対する最大限の格差より大きい限り、連続の傾向値の間の線状の挿入は、回復負担を定義するために使用されうる。傾向データの以下の「回復を受け容れるための限度下での最小限の時間」の時期が分担率限界より下である場合に、回復率についての実効時間は、挿入されたラインが、分担率限界を越える時間である。以下の期間の傾向データが、限界より上である場合、分析は、回復率に対する時間が決定されるまで継続する。

【0174】

挿入が、行われない場合、回復率についての時間は、第一の傾向値が、分担率限界を超える時間「回復を受け容れる限界下での最小限の時間」内に価値がないという条件で、負担率限界より下に下落する時間として決定される。この時間枠は、回復率の時間から測定される。回復率についての条件が適合していない場合、回復率についての時間は、未定義のままである。好ましくは、回復率に対する時間は、血栓溶解の開始から測定される。

【0175】

時間の予め定義された点での回復負担も分析されうる。予め定義された時間での回復負担は、設定または予め定義された時間での最大限の値に関連する回復負担である。連続の傾向値が、挿入する最大限の格差より大きい限り、連続の傾向値の間の線状の挿入は、回復負担を定義するために使用されうる。予め定義された時間での回復負担は、その予め定義された時間に最も近いが、しかし10分より遠くない値である。2つの値は、予め定義された時間に等しい距離のものである場合、2つのものの最初の値が選択される。値が、20分のウィンドウの内で

定義されない（挿入が使用される場合、挿入ラインでさえない）場合、予め定義された時間での回復は、未定義のままである。好ましくは、各回復負担が、測定される時間は、血栓溶解の開始から測定される。最大限の値についての時間が、予め定義された時間に等しい場合、予め定義された時間での回復負担は、ゼロである。回復率に対する時間は、信号が、特定の時間枠および予め定義された時間での回復が行う限界より下であることを要求するので、対立した結果が生じうる。

【0176】

回復分析は、回復分析のためのアルゴリズムで使用される変数を変化させることによって特注されうる。

【0177】

使用者は、回復を測定するために、両方が、血栓溶解の開始から定義される2つの異なる時間を設定しうる。使用者は、血栓溶解の開始からの時間が測定される回復の4つの異なるレベルをも設定しうる。未設定のままである場合、回復分析を行うための変数は、デフォルト値として割当てられる。例えば、回復を受け容れる限界下での最小限の時間は、10分のデフォルト値（回復の時間からの）として割当てられる。平均期間未満である場合、挿入は行われぬが、挿入に対する最大限の格差は、600秒に設定される。回復負担が、測定される第一の時間は、60分に設定される。回復負担が、測定される第二の時間は、90分に設定される。回復負担に対する第一の測定時間は、20%回復までである。回復負担に対する第二の測定時間は、30%回復までである。回復負担に対する第三の測定時間は、50%回復までである。回復負担に対する第四の測定時間は、70%回復までである。

【0178】

エピソードおよび回復分析の両方について、表示される傾向は、制御および操作されて、最も有用で、そして有効な結果を達成しうる。例えば、表示される傾向は、セグメントに分割されうる。図32で示されるとおり、ダイアログボックス350は、使用者に、セグメント依存性の設定を提供させる。ダイアログボックスは、セグメント特性を含み、そしてダイアログボックスから、カーソル35

2で始まるとおりに印をつけられるセグメントについての設定のいずれかを変えることが可能である。さらに詳細には、平均期間と一緒に、分析の型（エピソードまたは回復）は、セグメントについて選択される。傾向図表での軸に付与されるユニットで、エピソード分析が選択される場合、基本線は、入力されうる。上部および下部閾値は、エピソード分析が選択される場合に設定されうる。閾値は、基本線からの距離を表し、そして基本線と同じユニットにある。

【0179】

分析が、特定のパラメータについて開始されるときに、全記録は、セグメントと考えられる。その後、記録物を10セグメントまでに分割することが可能であり、そして各セグメントは、それ自身の個々の開始/停止時間、平均時間、分析のタイプ、基本線パラメータ、および上部/下部閾値パラメータを示す。開始時に作られたセグメントについての開始時間は、第一の傾向値の時間の前の平均時間である。開始時に作られたセグメントについての最終時間は、最後の傾向値の時間である。基本線は、セグメントでの第一の傾向値の値に設定され、そしてそれにより後に再定義される。他のパラメータは、デフォルト設定によって設定される。

【0180】

各セグメントは、2つのセグメントに分割されうる。カーソル352は、第一のセグメントが終わり、そして第二のセグメントが始まる印に位置決めされる。セグメントを分割した後、両方のセグメントは、当初のセグメントと同じ平均時間、分析のタイプ、基本線および閾値を示す。その後、各セグメントについての設定は、所望の場合、変えられるか、または改変される。第一のセグメントの開始時間は、当初のセグメントの開始時間である。第二のセグメントの終了時間は、当初のセグメントの終了時間である。第一のセグメントの終了時間および第二のセグメントの開始時間は、カーソルによって記される時間である。

【0181】

2つのセグメントは、1つに合併もされうる。合併により、生じたセグメントが、2つのセグメントの内の第一のものとしての平均時間、分析のタイプ、基本線および閾値を示す。開始時間は、第一のセグメントの開始時間であり、そして

終了時間は、第二のセグメントの終了時間である。

【0182】

傾向値の時間が、そのセグメントのセグメントの開始の後であり、そしてそのセグメントの終了の前または同じ時間にある場合、傾向値は、セグメントに属する。

【0183】

上に記述されるエピソードおよび/または回復分析での傾向パラメータのプロセッシングおよび/または傾向曲線の分析を行うためのコンピューター実行可能ソフトウェアコードは、CD ROM、フロッピー（登録商標）などのようなコンピューター読取り可能な保存媒体で提供されうる。ソフトウェアは、例えば、モニタリングシステムの末端使用者によって、排除され、および/またはワークステーション11に入力されうる。

【0184】

本発明は、図面に示され、そして上に記述されるシステムおよび方法に制限されない。修飾および変動は、発明の概念内で可能である。例えば、上に検討される電極リード組に加えて、以下のリード組が使用される：図16、17、および18の3-リード電極リード組、図19および20の4-リード電極リード組、図21、22および23の5-リード電極リード組（図23のA S Iリード組およびアルゴリズムは、1989年7月25日に公示された米国特許番号第4,850,370号によって網羅される）、図24の8-リード電極リード組、および図26の10-リード電極リード組。さらに、体表面地図作成（正常には、48個の電極で）は、本発明に使用されうる。したがって、開示は、特に本発明を定義する以下の請求項の範囲を制限すると解釈されるべきでない。

【図面の簡単な説明】

【図1】

QRS - VDパラメータを例示する図形表示である。

【図2】

ST - VMパラメータを例示する図形表示である。

【図3】

STC - VMパラメータを例示する図形表示である。

【図4】

本発明の好ましい実施形態において3つの垂直リード(X、Y及びZ)が作製される方法を表わすフローチャートである。

【図5】

本発明の好ましい実施形態で使用される分析とモニタリングにおける初期段階を示すフローチャートである。

【図6】

平均X、Y及びZリードで表わされる平均心拍をアドバンス演算して、ECGの状態を描写するパラメータを決定する方法を示すフローチャートである。

【図7】

本発明の第一の実施形態におけるシステムの要素を例示した図式である。

【図8】

本発明を用いる機器の他の構成要素への中央ワークステーションの接続を図形的に例示したブロック図式である。

【図9】

本発明を用いるシステムの中央ワークステーションに表されるグラフィックインターフェースディスプレイの上部を示す図式である。

【図10】

中央モニタリングユニットで各患者をモニタリングするために使用されるディスプレイ形式の一例を示す図式である。

【図11】

本発明を用いるシステムの第一の実施形態において使用されるベッドサイドモニターの前面を示す。

【図12】

本発明を用いるシステムのもう1つの実施形態において使用される獲得モジュールの前面を示す。

【図13】

本発明を用いる機器における全体的入力/出力の可能性を示す。

【図14】

本発明によって作製された、相互の下で印刷された複数のECG信号を含む1ページのプリントアウトの例を示す。

【図15】

ディスプレイ装置上の患者の胸部の表示と電極状態のインジケータライト及びアラーム表示手段を示す。

【図16】

患者の胸部への3リード電極リードセットの設置を示す。

【図17】

ペースメーカー装着患者のための3リード電極リードセットの設置を示す。

【図18】

小児での3リード電極リードセットの設置を示す。

【図19】

患者の胸部への4リード電極リードセットの設置を示す。

【図20】

患者の四肢への4リード電極リードセットの設置を示す。

【図21】

モニタリングのための患者の胸部への5リード電極リードセットの設置を示す。

。

【図22】

ホルターモニターの記録のための患者の胸部への5リード電極リードセットの設置を示す。

【図23】

EASIリードセットに従った、患者への5リード電極リードセットの設置を示す。

【図24】

後発電位の分析のための患者の胸部への7リード電極リードセットの設置を示す。

【図25】

フランクに従った、患者の胸部への8リード電極リードセットの設置を示す。

【図26】

実際の12リードECGを得るための、患者の胸部への10リード電極リードセットの設置を示す(RAとLAは腕に設置し、RLとLLはさらに下方の脚に設置してもよい)。

【図27】

本発明に従ったポータブル遠隔医療装置を含むシステムの概要図である。

【図28】

図27のポータブル遠隔医療装置の好ましい実施形態の図である。

【図29】

図28の装置と共に使用することが意図されたディスプレイレイアウトの第一の実施例を示す。

【図30】

図28の装置と共に使用することが意図されたディスプレイレイアウトの第二の実施例を示す。

【図31】

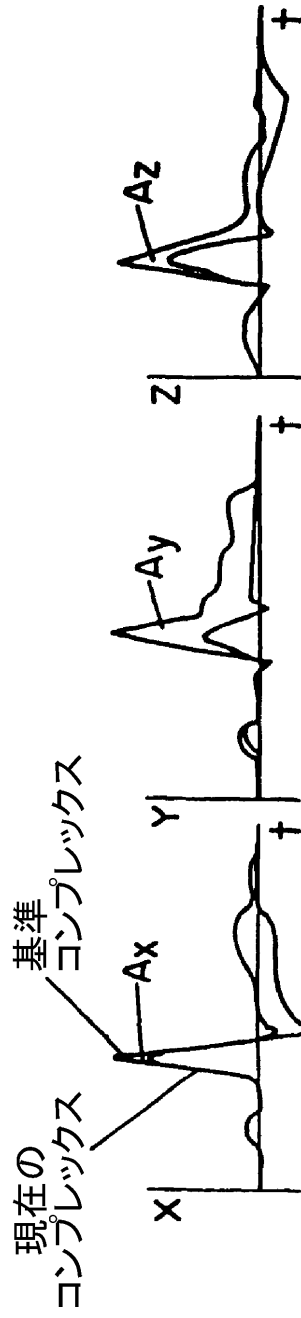
分析結果を示すディスプレイのもう1つの実施例を示す。

【図32】

分析結果を示すディスプレイのもう1つの実施例を示す。

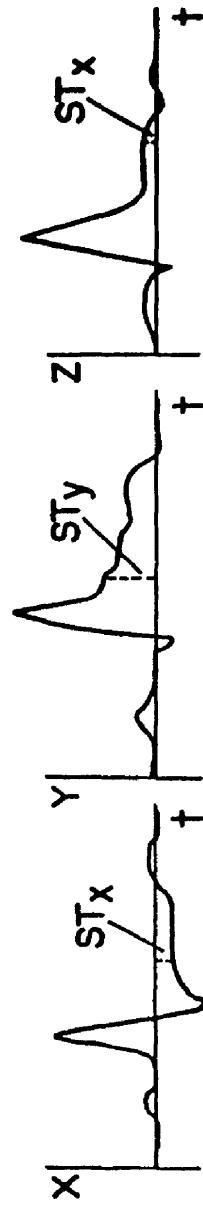
【図1】

QRS-ベクトル差

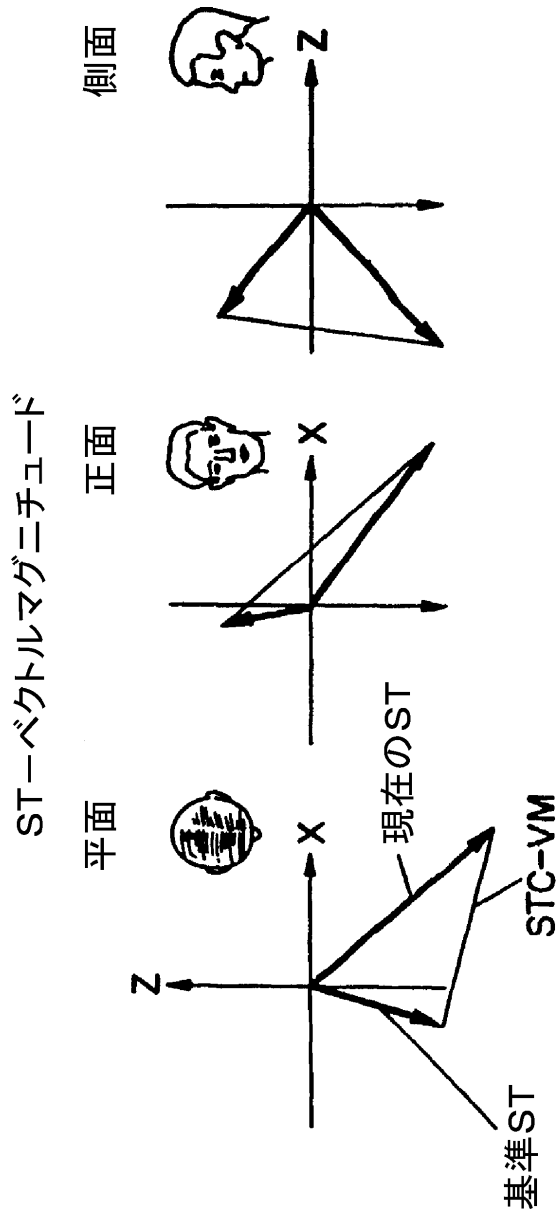


【図2】

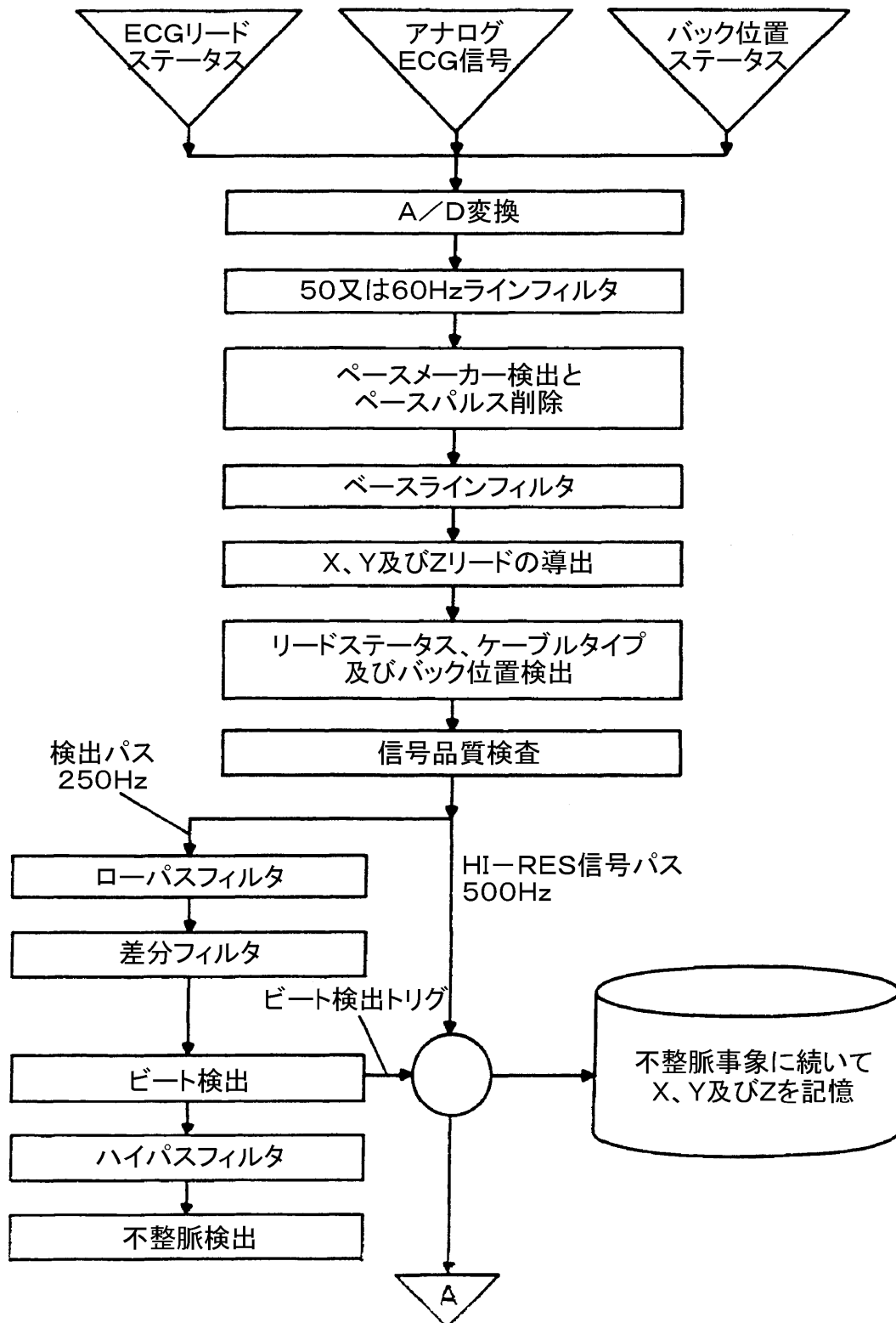
ST-ベクトルマグニチュード



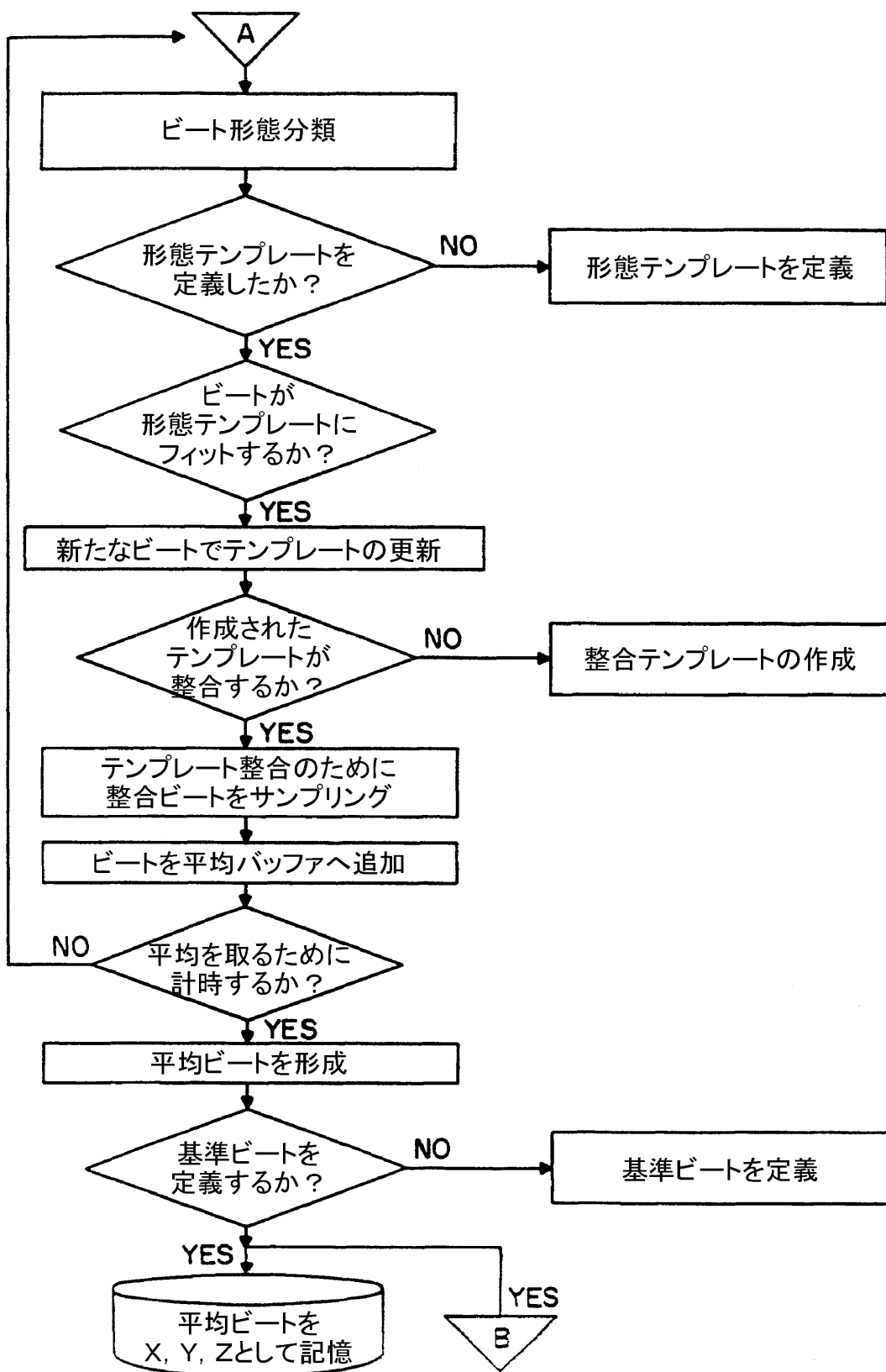
【図3】



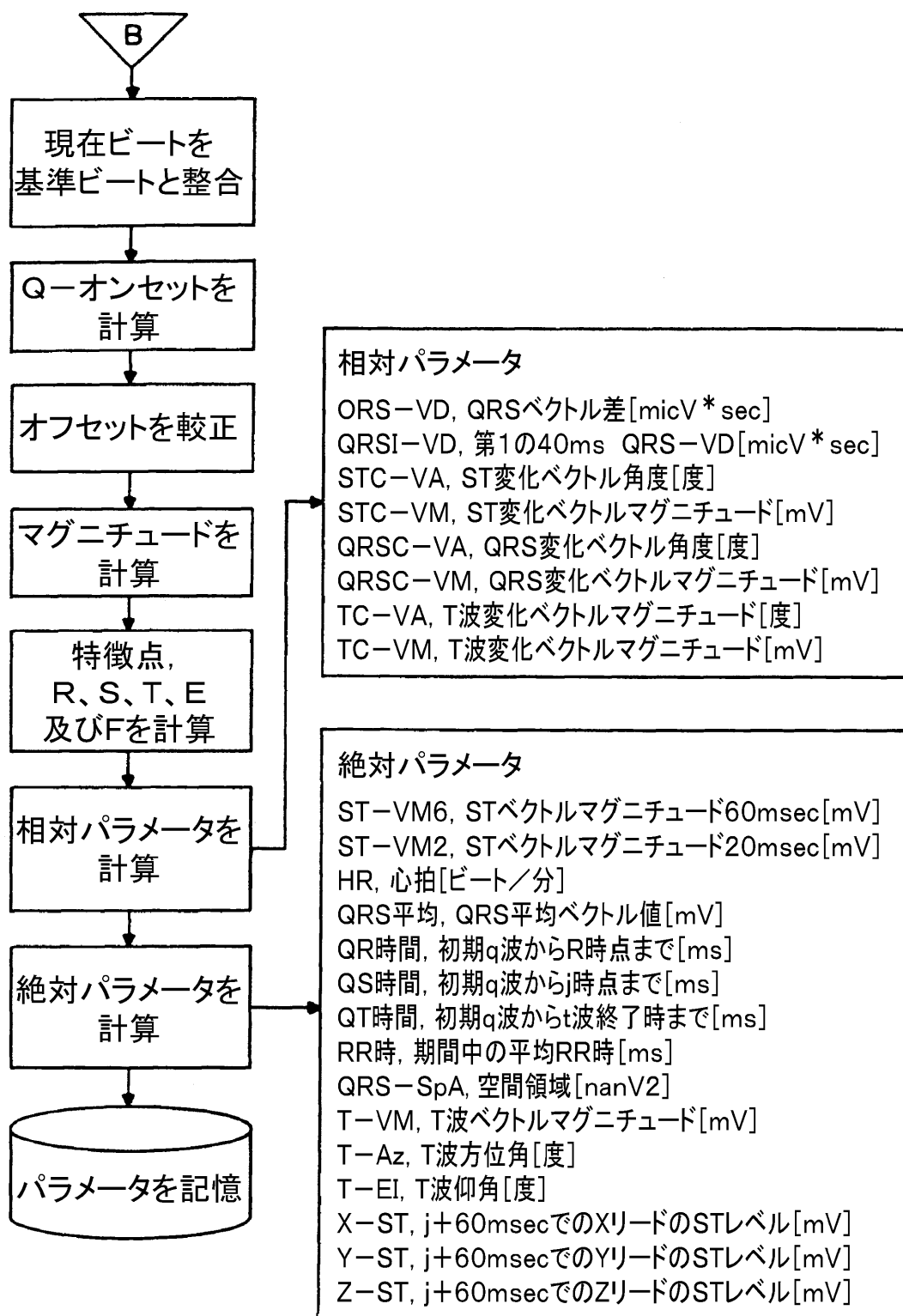
【図4】



【図5】



【図6】



【図7】

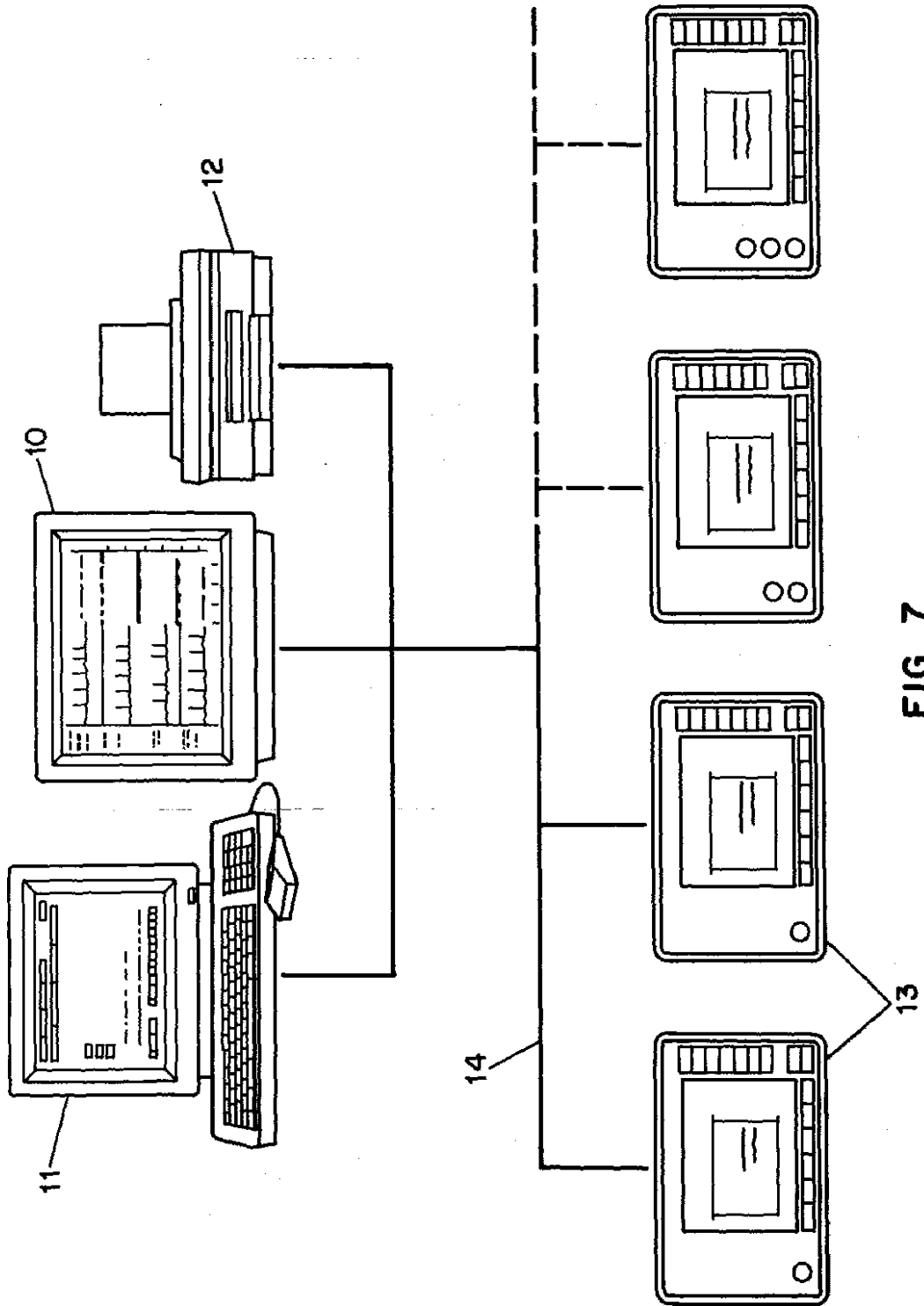
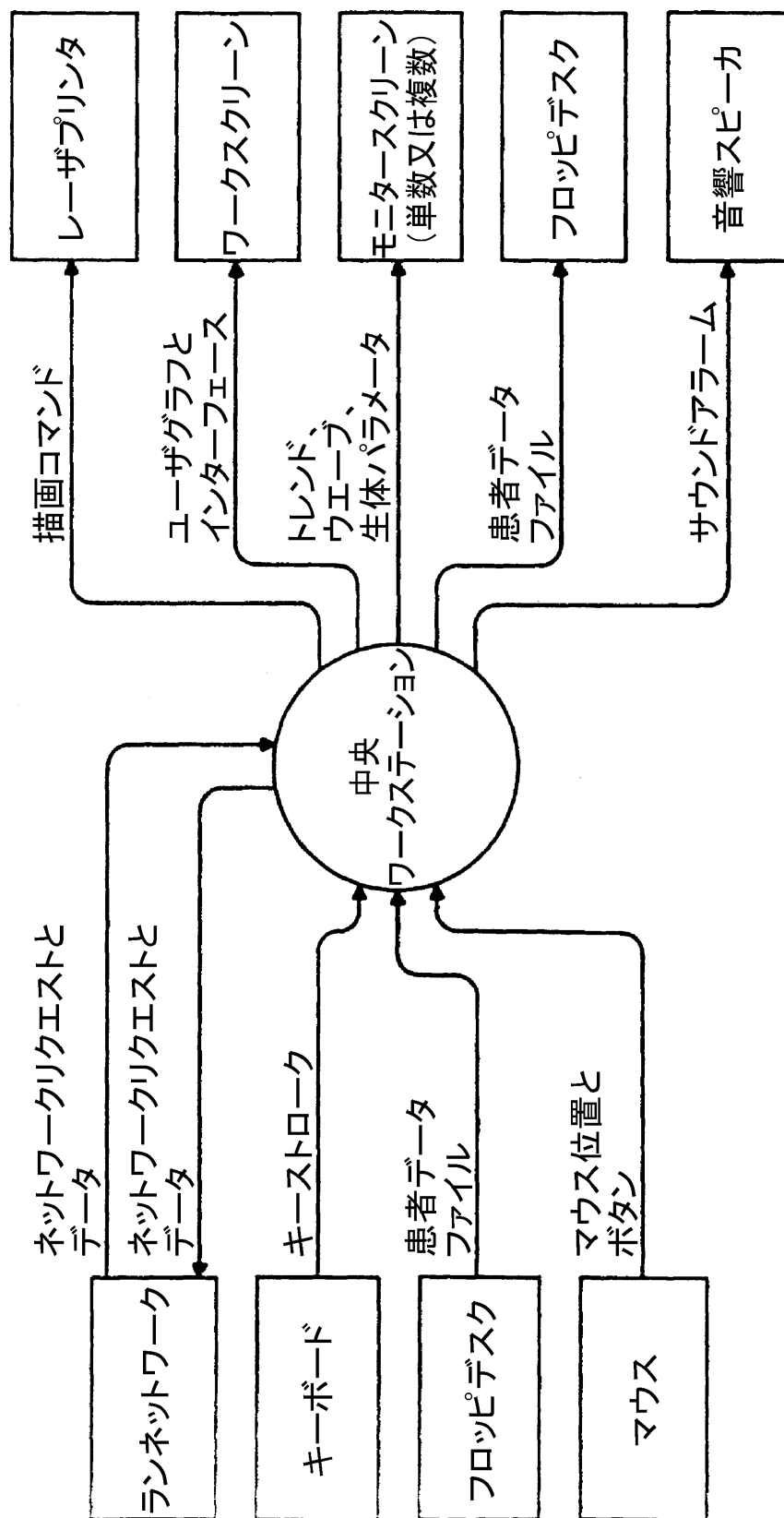


FIG. 7

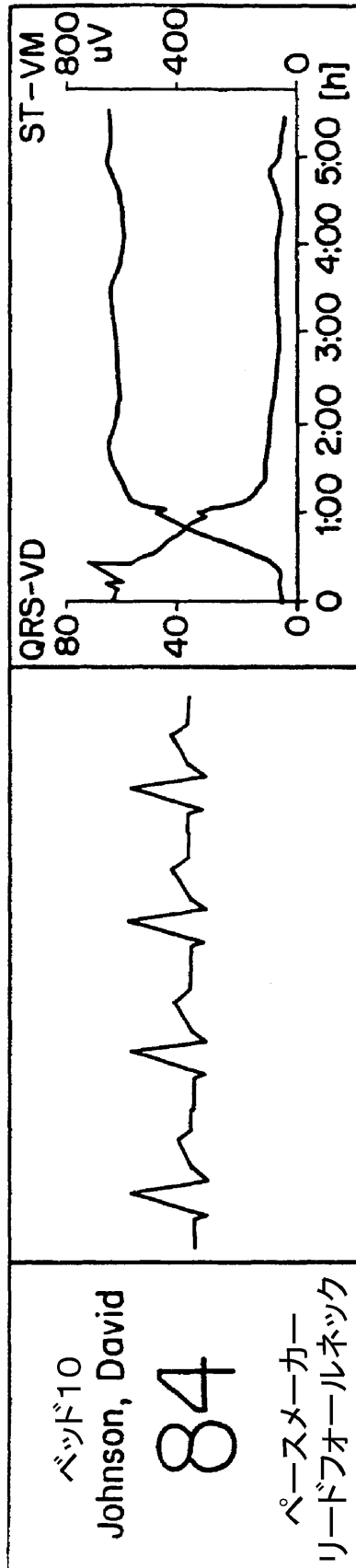
【図8】



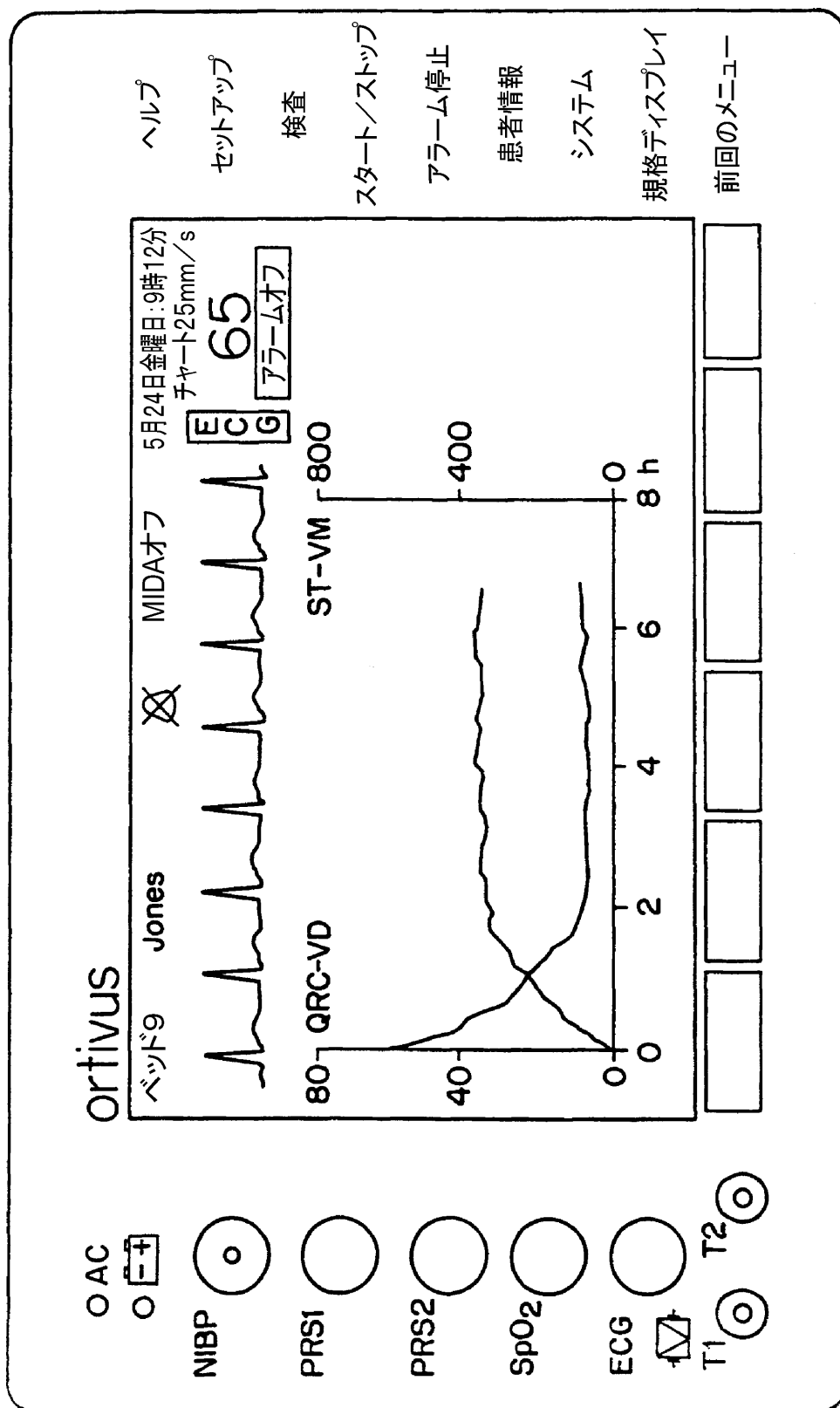
【図9】

1	2	3	4	5	6	7	8	信号 ステータス	患者 ファイル	システム		
患者名: Jones, Henry ID番号#3456												
患者情報			トレンド		ECG MIDA		不整脈事象		ECGレビュー		ASリード	設定

【図10】



【図11】



【図12】

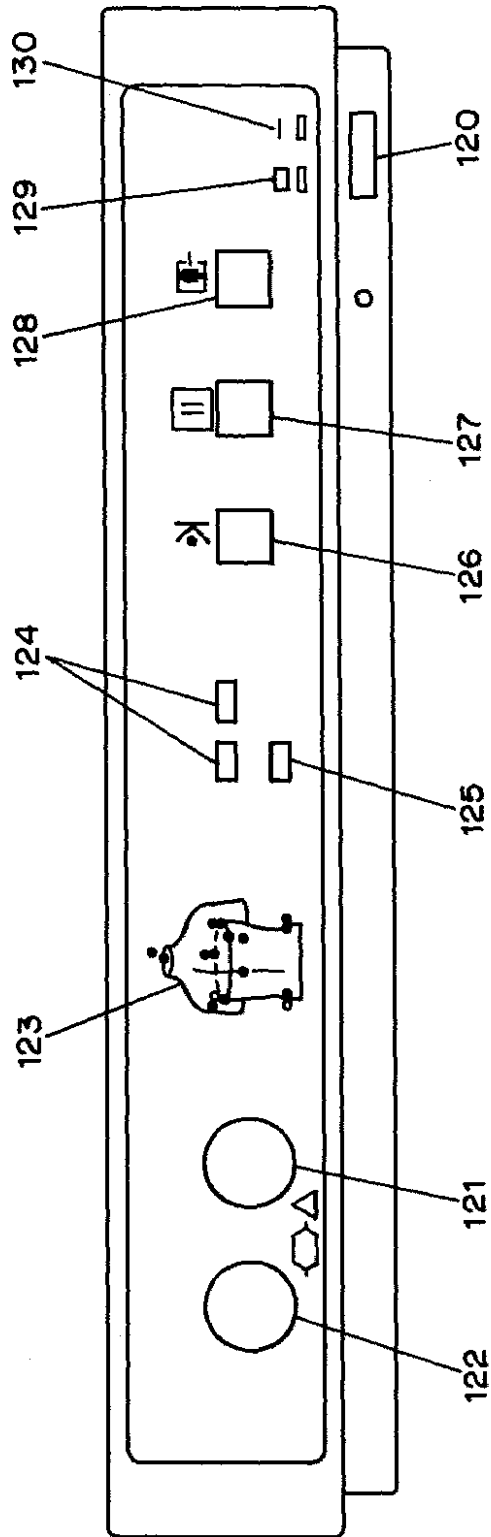
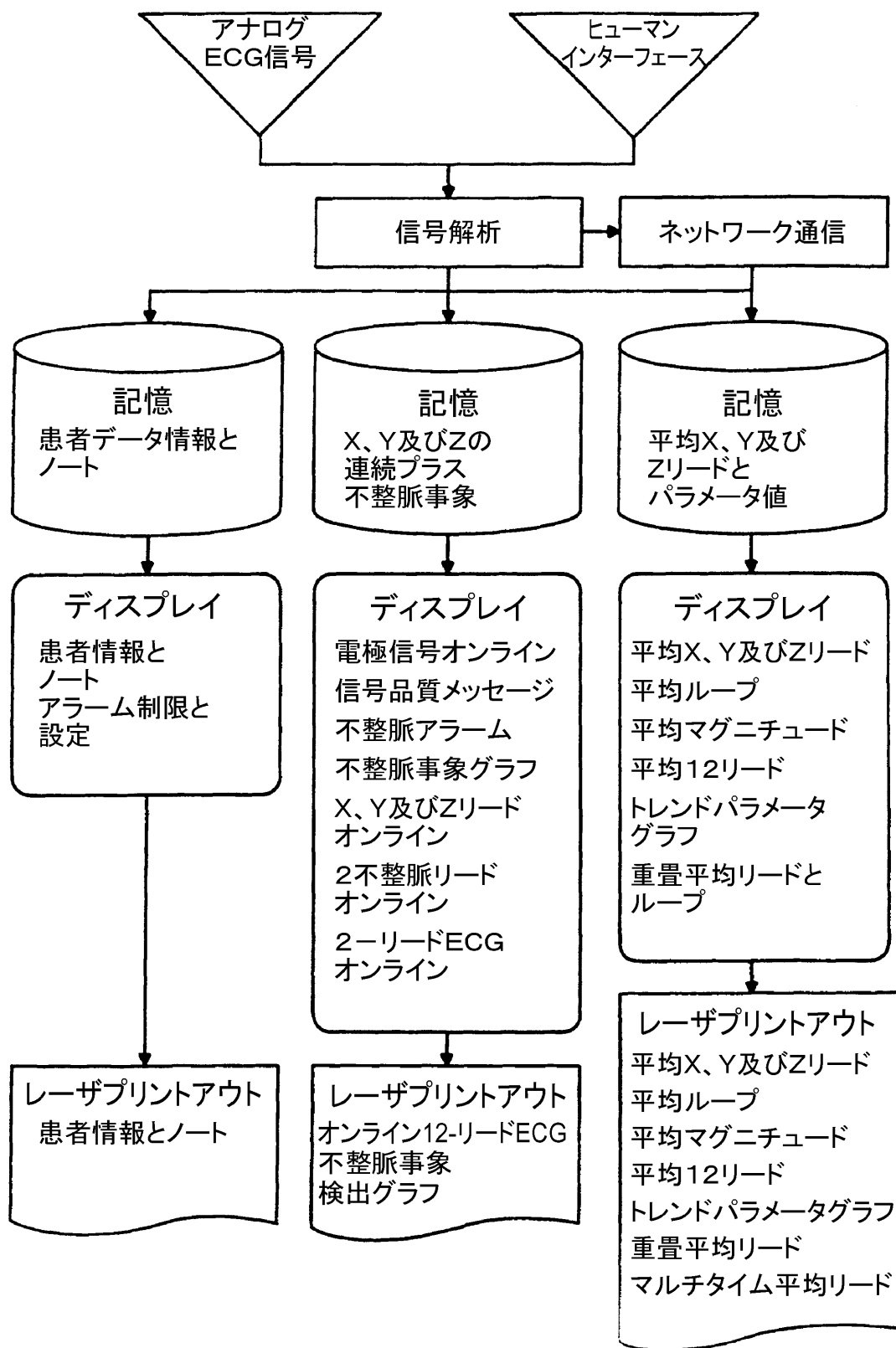
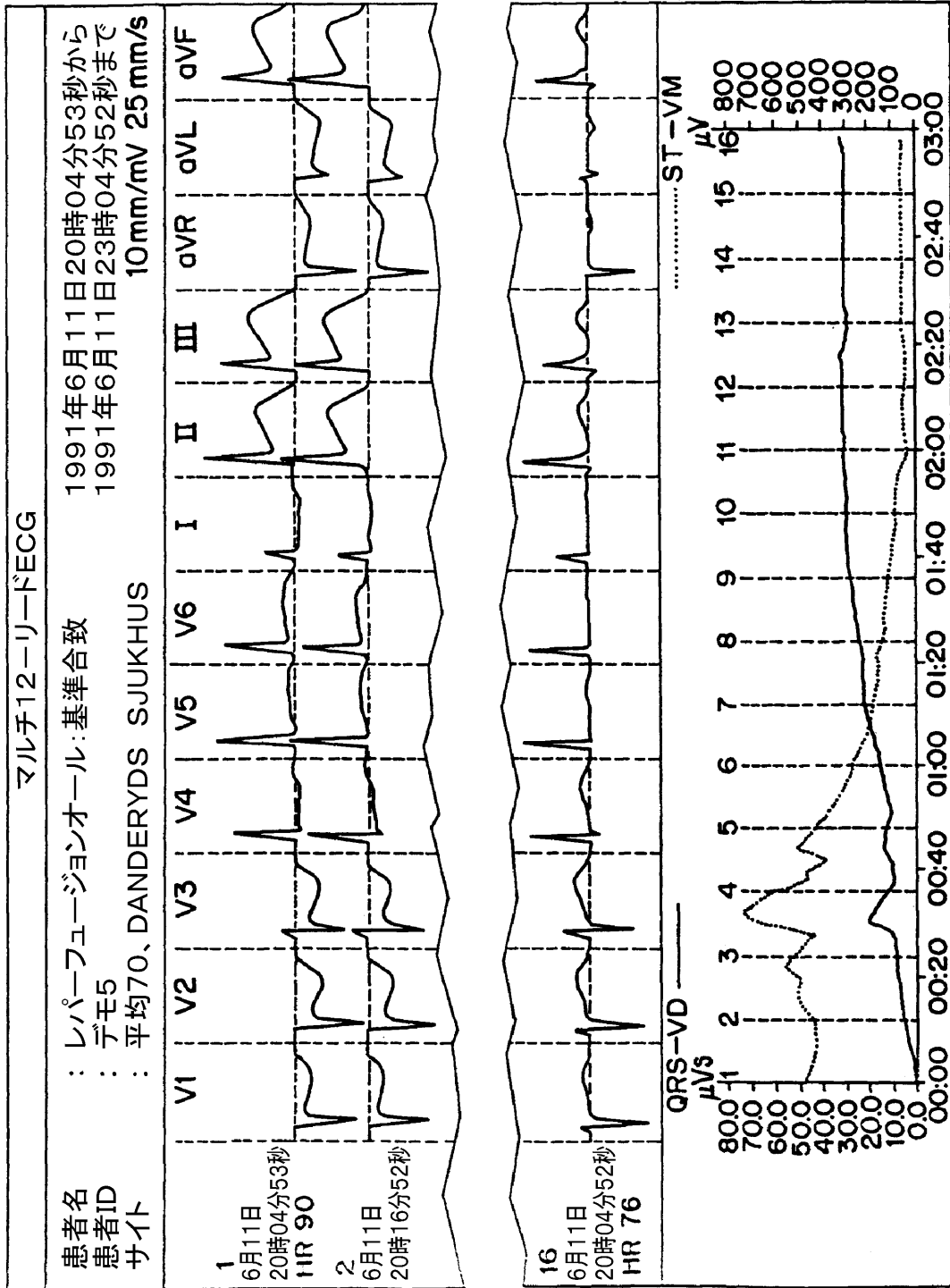


FIG. 12

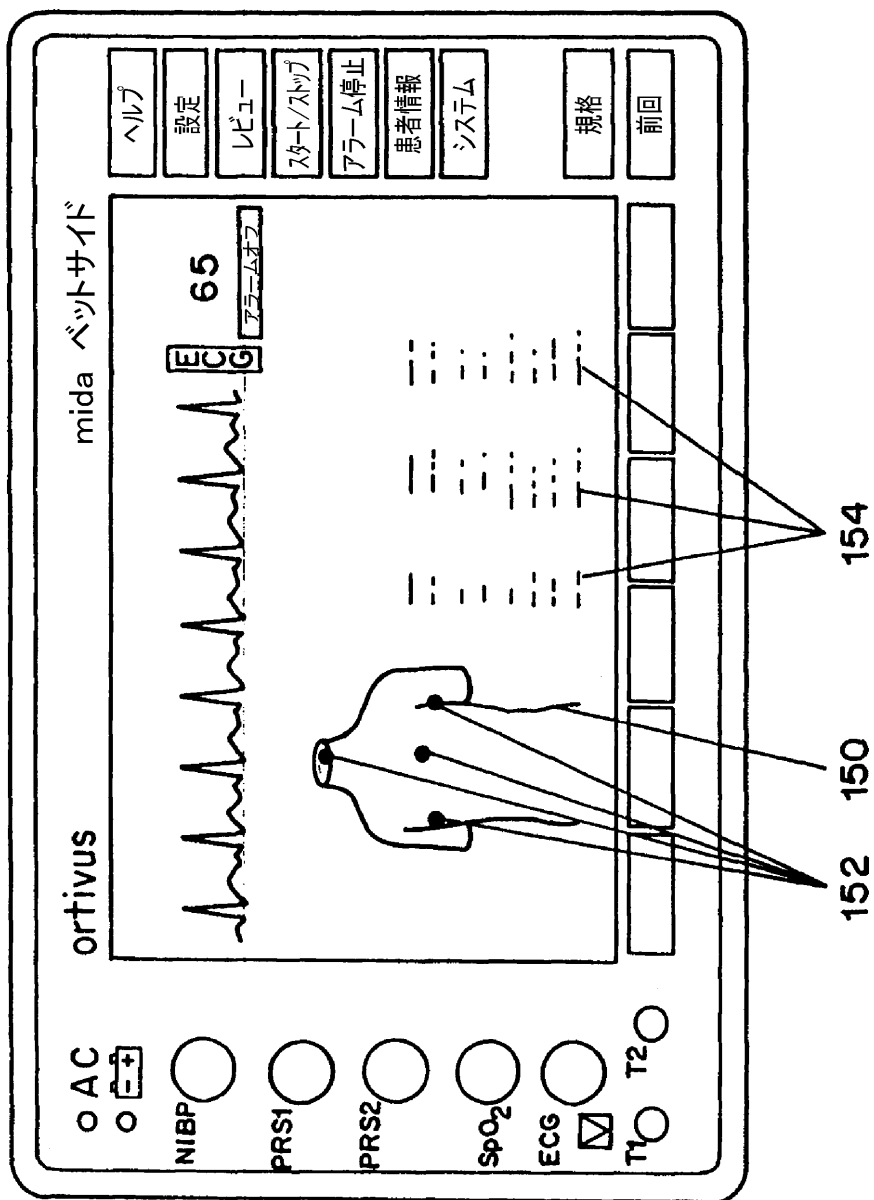
【図13】



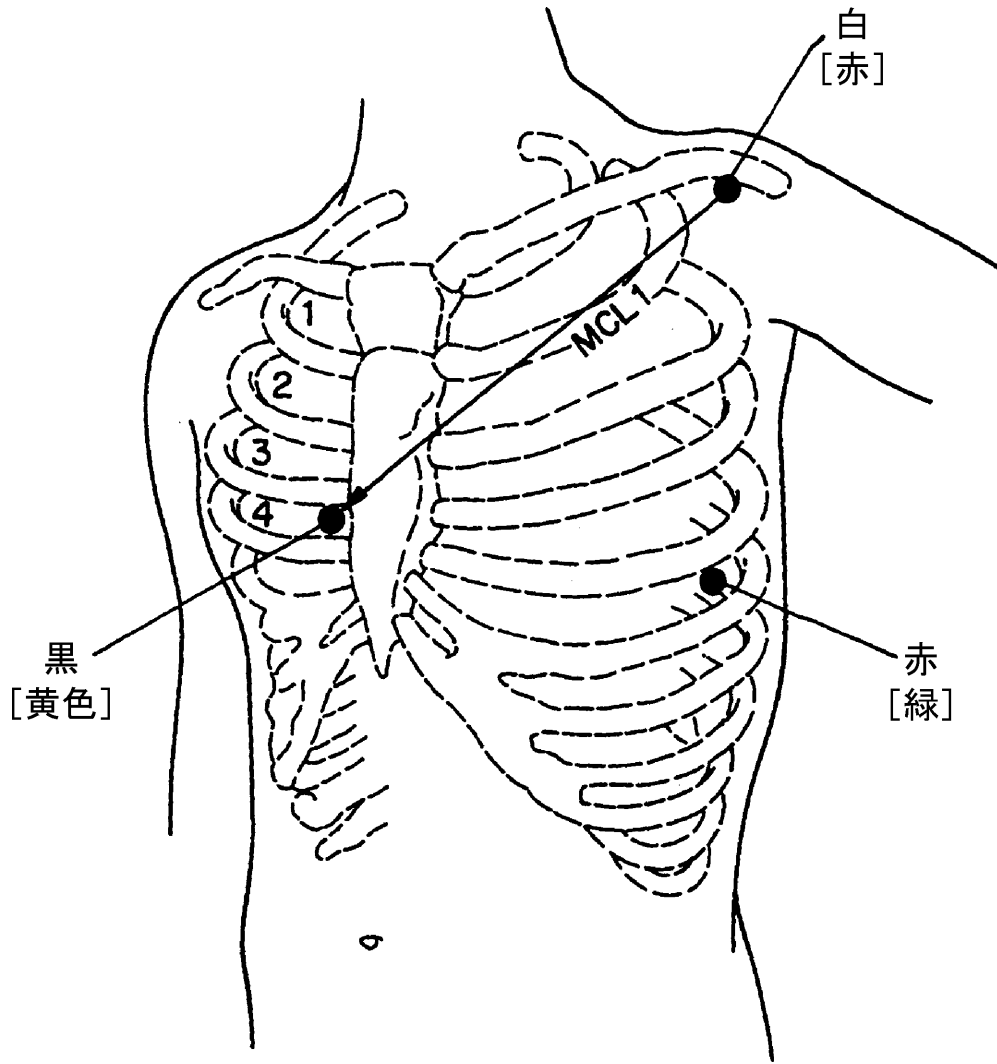
【図14】



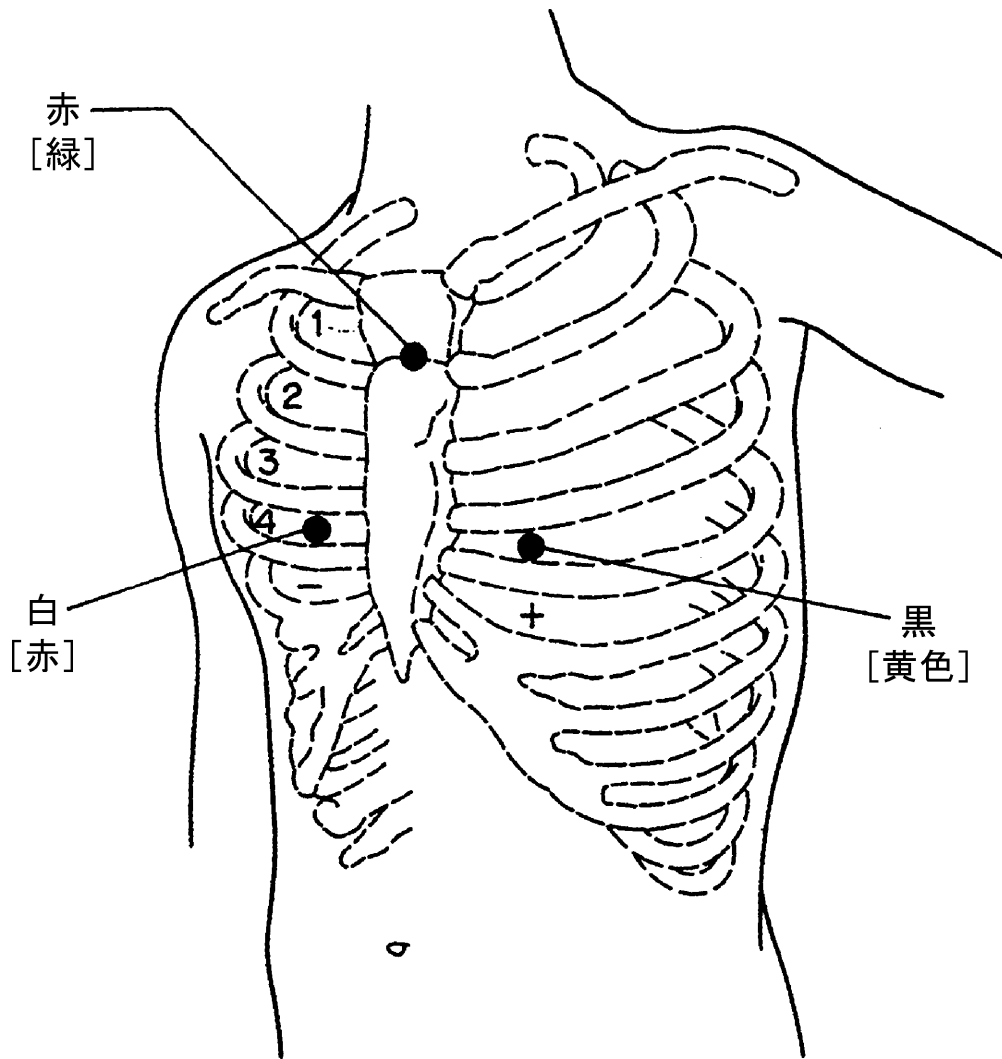
【図15】



【図16】



【図17】



【図18】

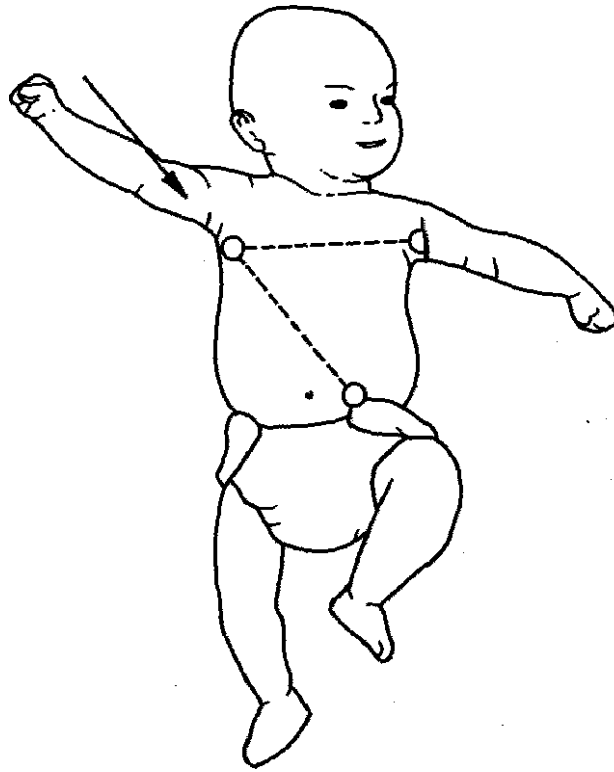
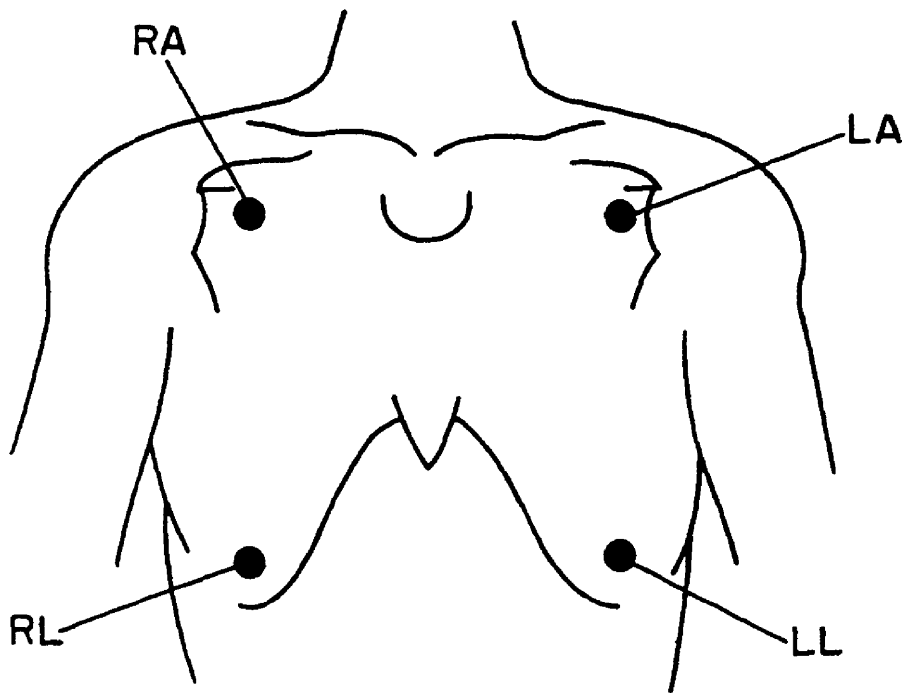


FIG. 18

【図19】



4 電極
(Vリード除く全て)

【図20】

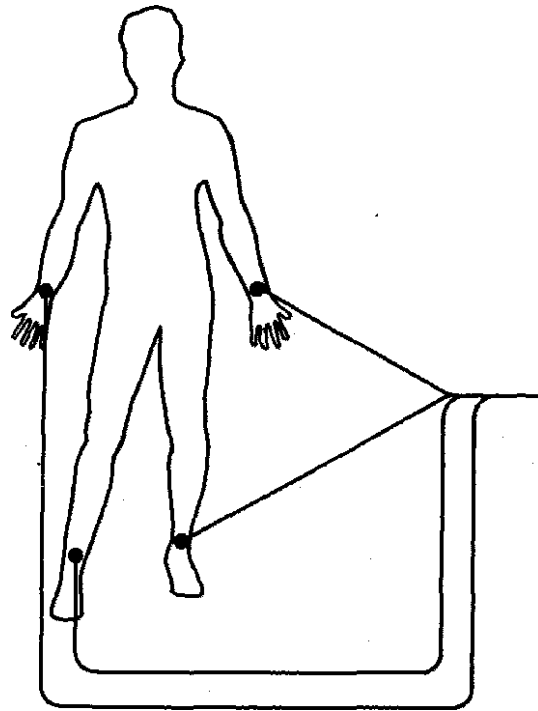
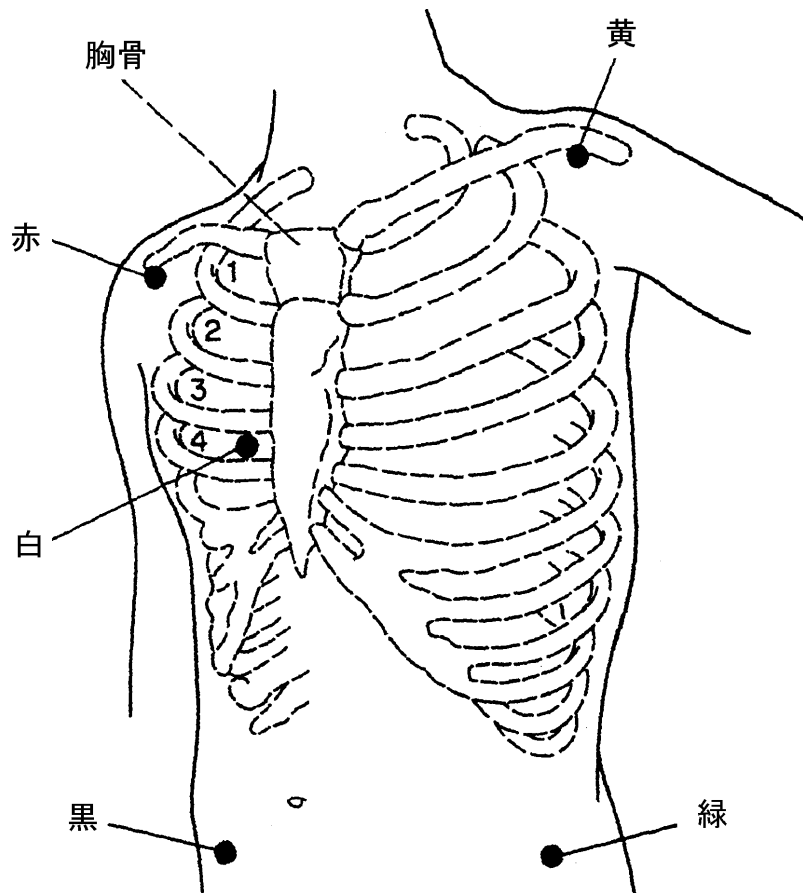
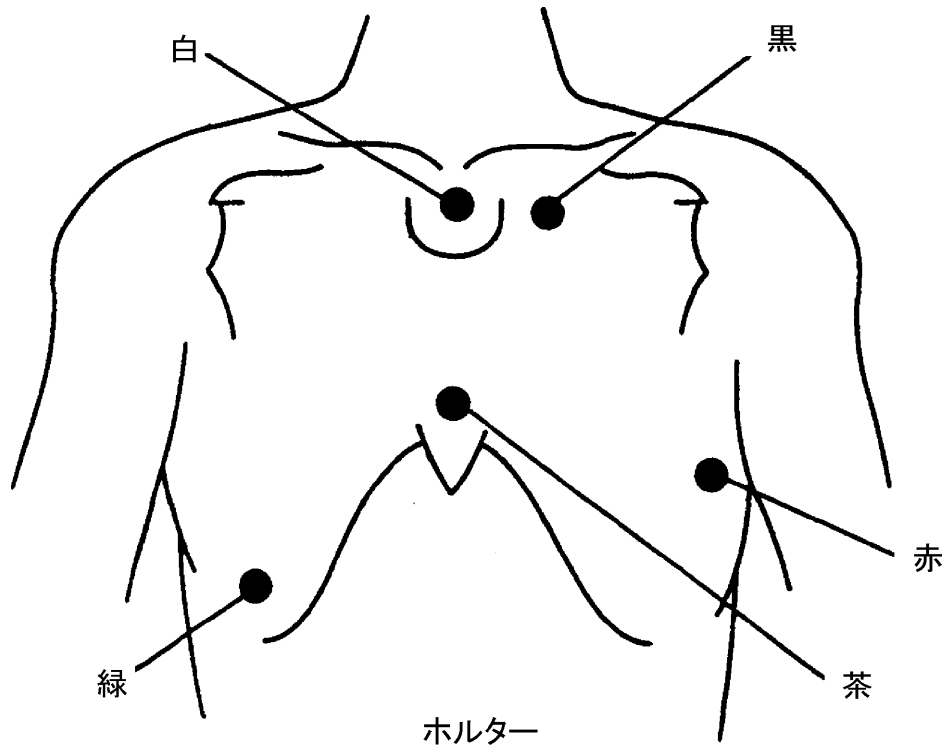


FIG. 20

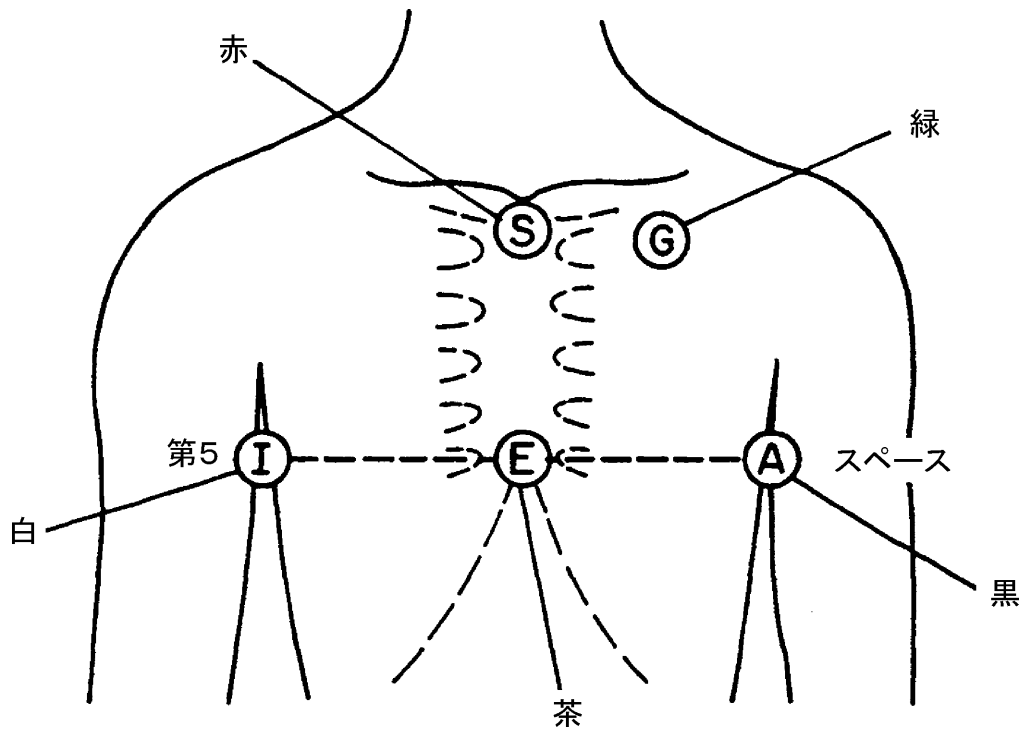
【図21】



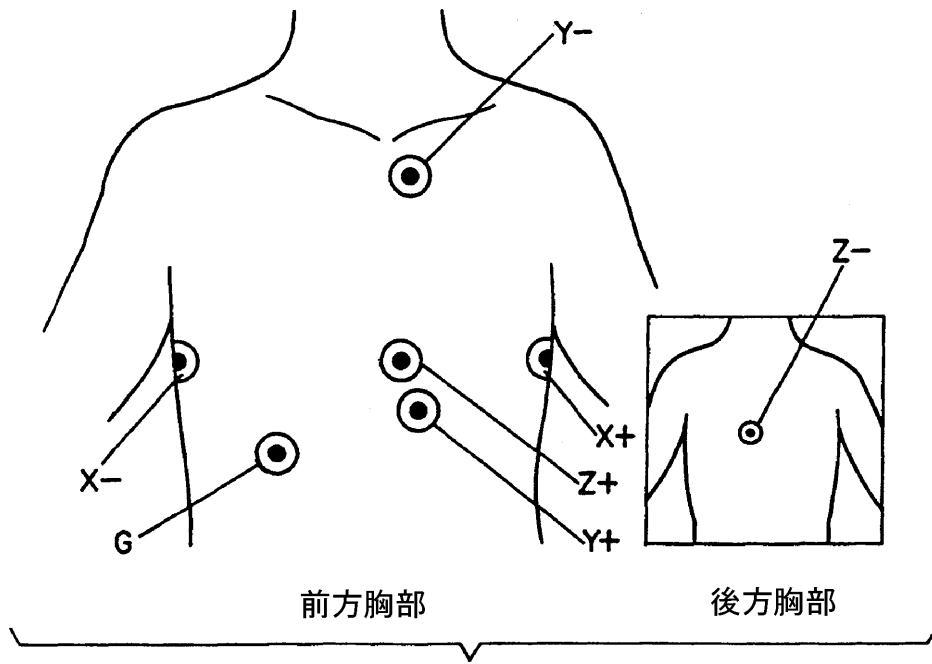
【図22】



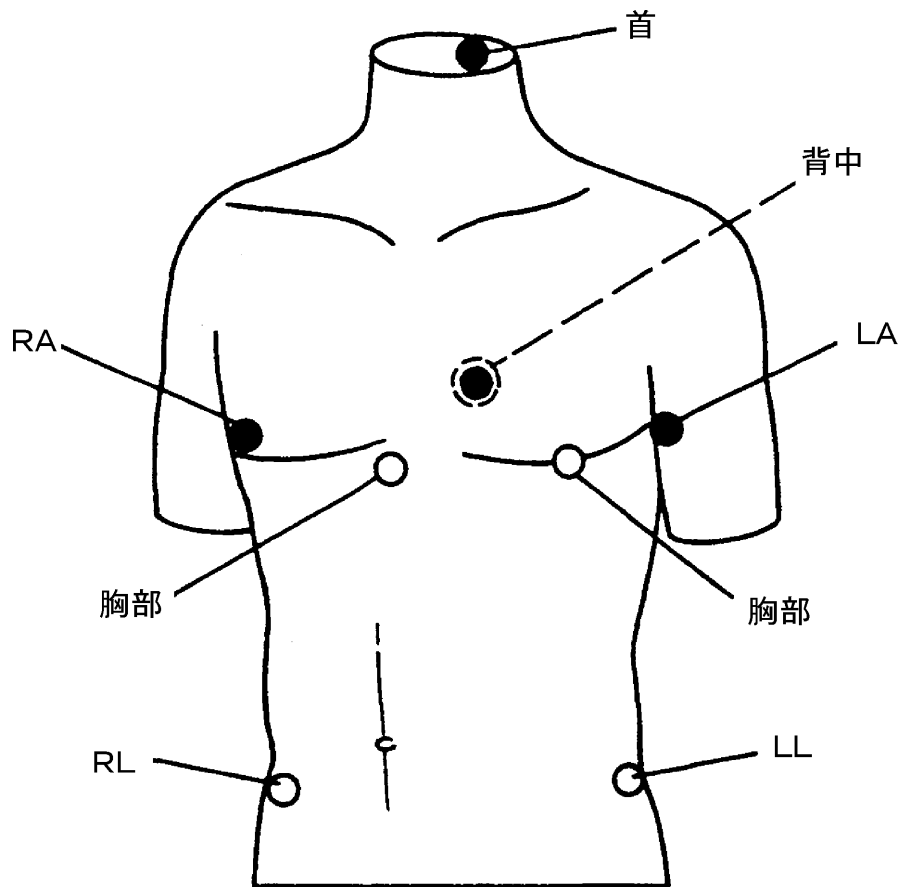
【図23】



【圖24】



【圖25】



【図26】

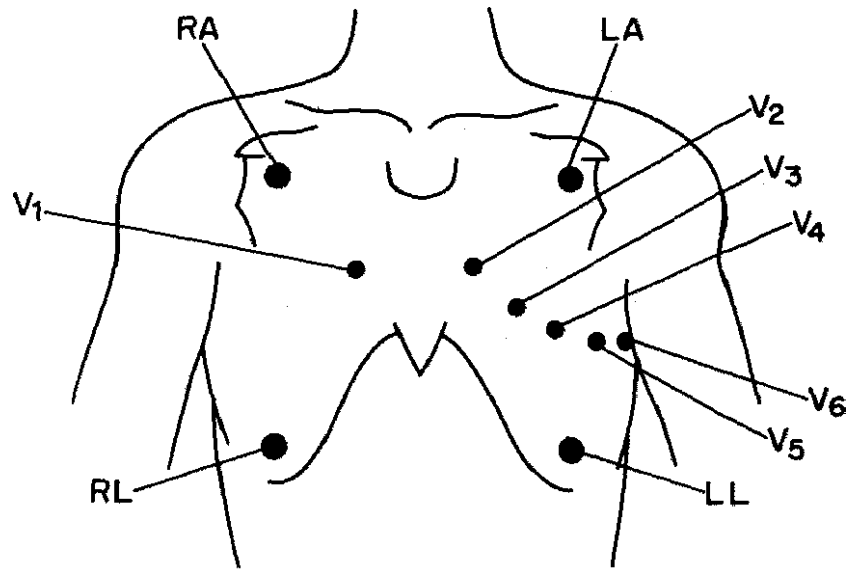
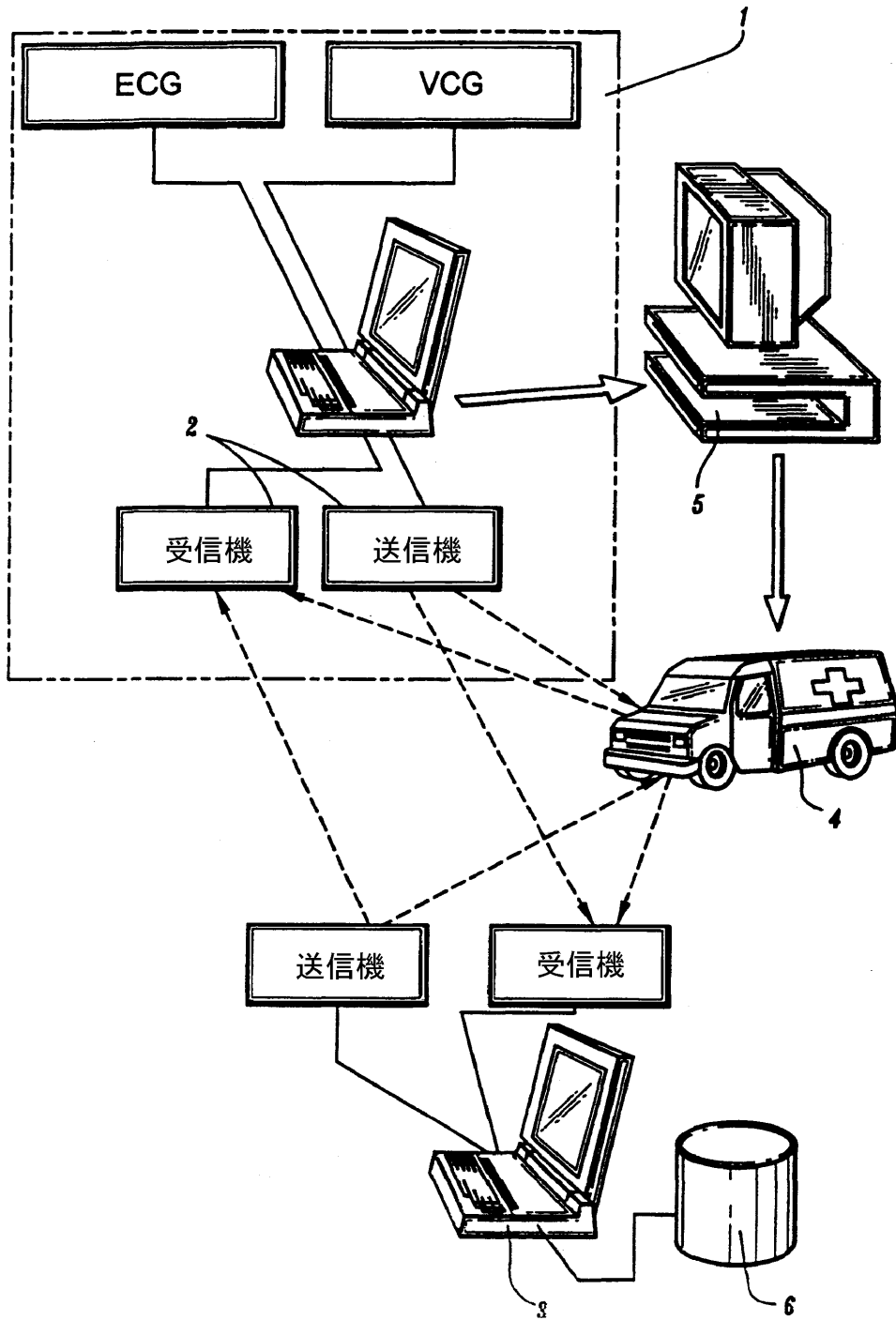


FIG. 26

【図27】



【図28】

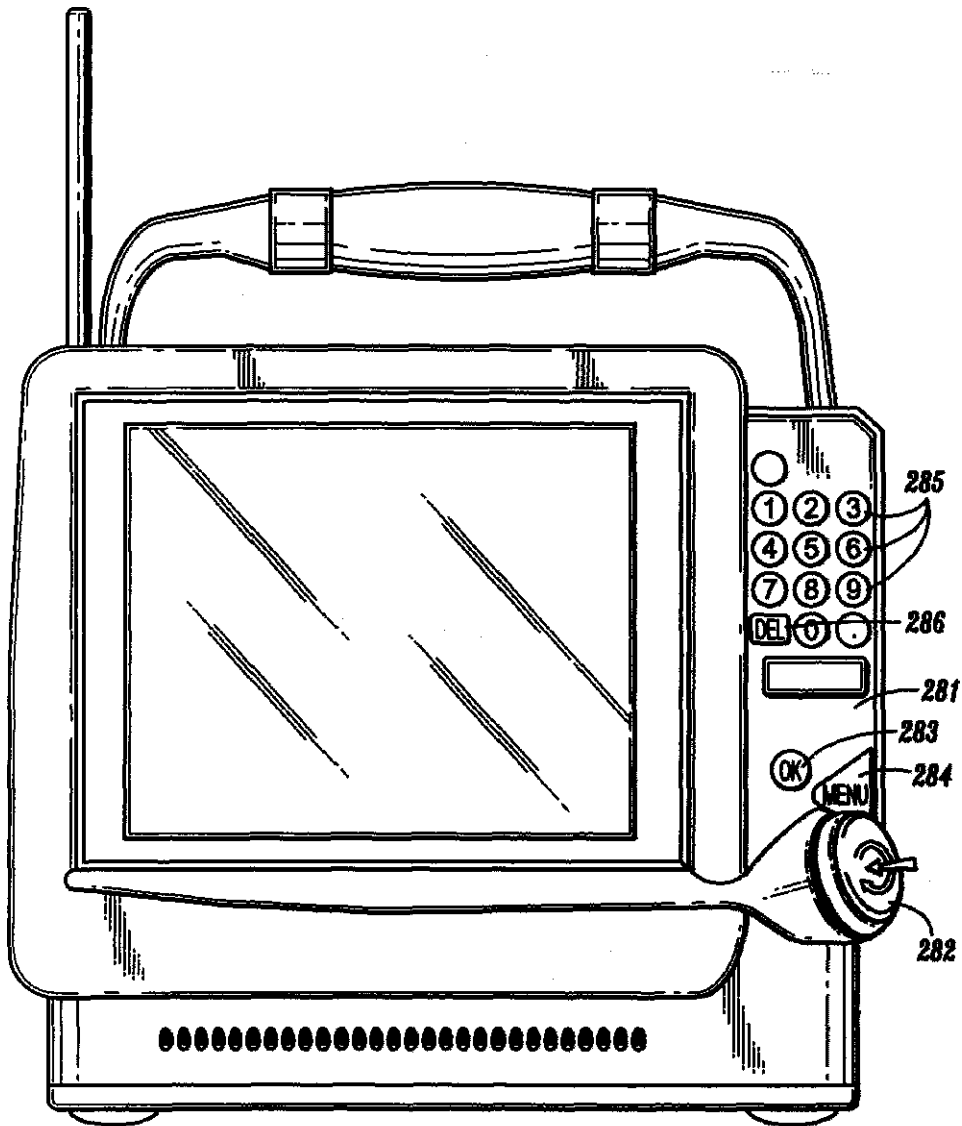
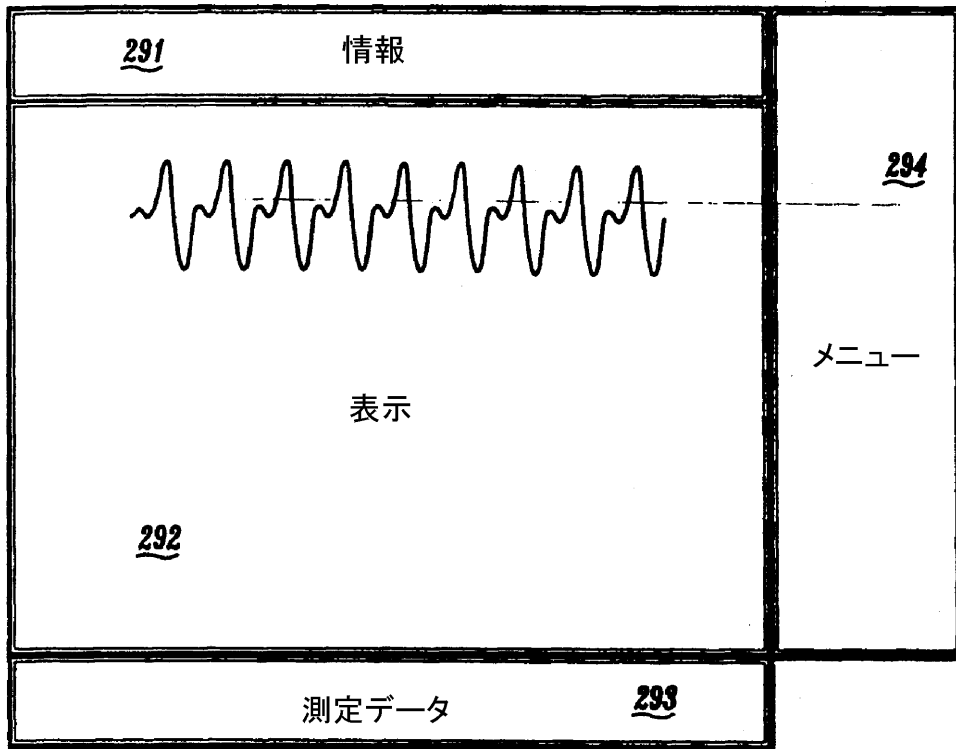


FIG. 28

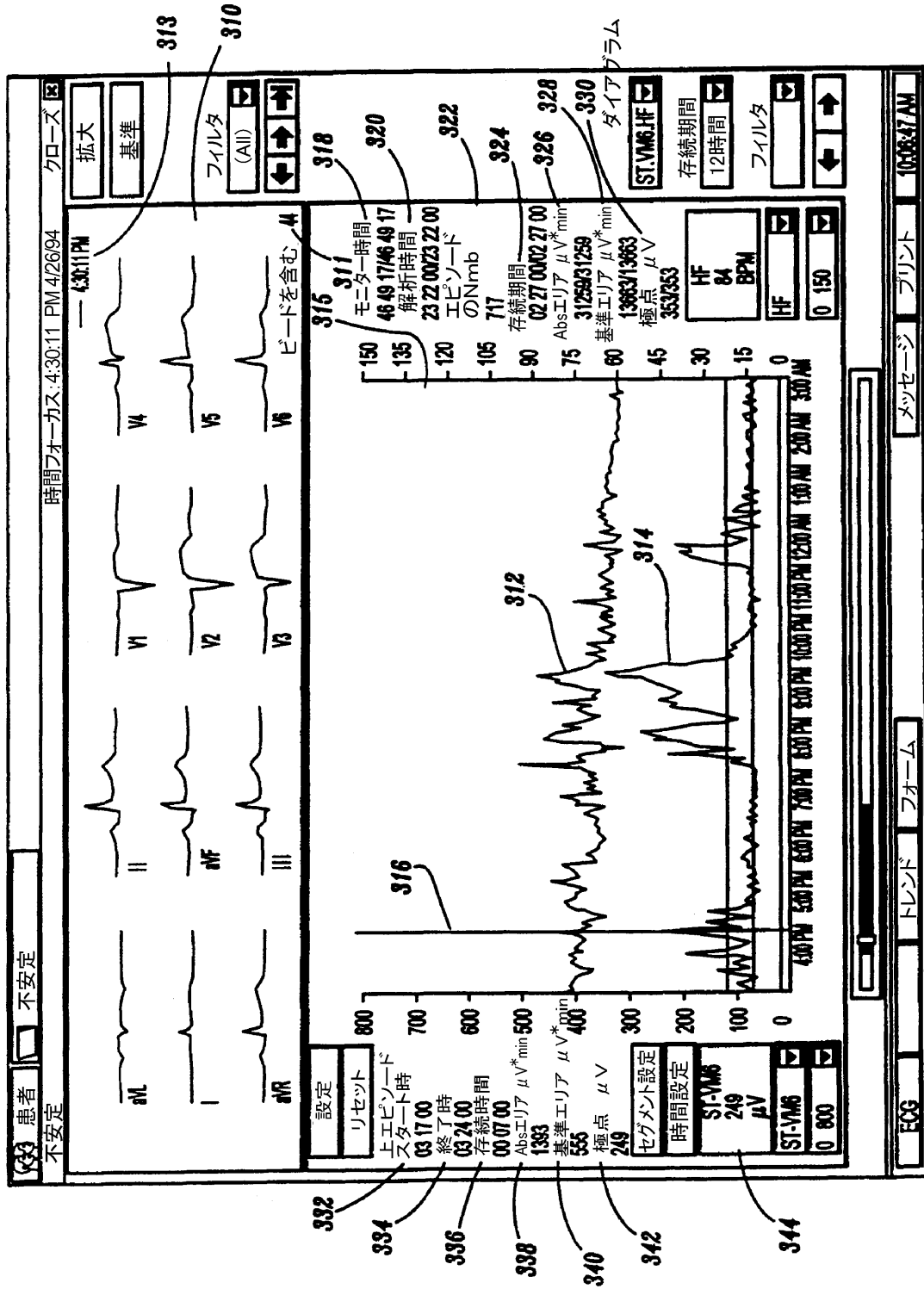
【図29】



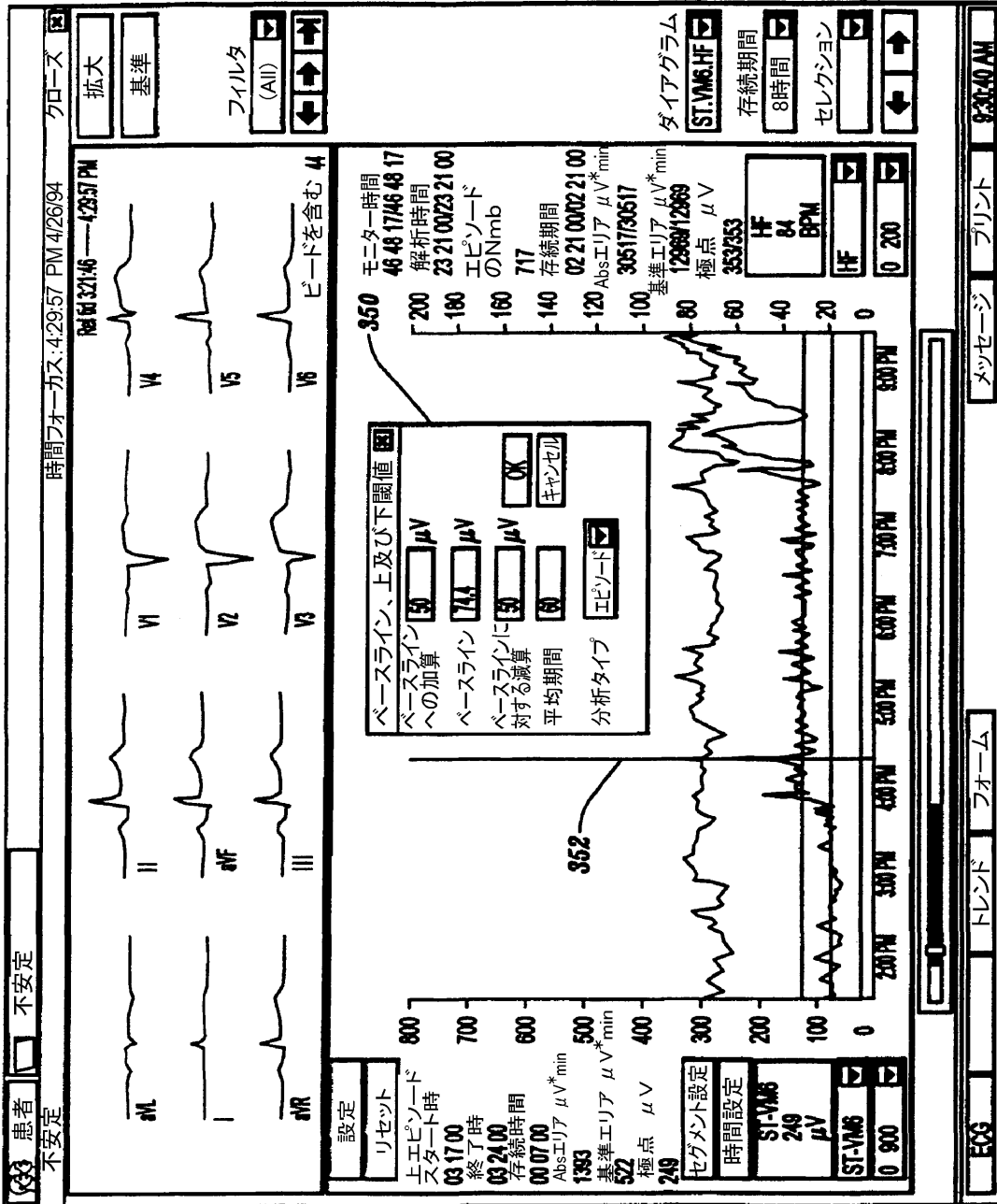
【図30】

ケース記録ファイル		チェンジフォーム	メインメニュー
214365-8790 Putte患者		メインメニュー テキストストップ	
個人コードNo. 214365-8790 名前: Putte患者			
BP syst	_____	応答レート 110	縫合 98
BP diast	_____	パルス 127	スマートVAS <input type="checkbox"/>
眼球運動	3 確実にアドレスされるとオープン		
モーター応答	<input type="checkbox"/>		
音声応答	<input type="checkbox"/>		
GCS	<input type="checkbox"/>		
診断	未決情報	スキン	
	狭心症	<input type="checkbox"/> 正常	
	心臓欠陥	<input type="checkbox"/> 湿り	
	広汎性胸痛	<input type="checkbox"/> 青白い	
動作前の優先順位	<input type="checkbox"/> チアノーゼ		

【図31】



【図32】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Intern. Application No. PCT/IB 00/01761
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0452		
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) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	SEDERHOLM M ET AL.: "Continuous vectorcardiography in acute myocardial infarction (AMI)" COMPUTERS IN CARDIOLOGY (CAT. NO.85CH2217-8), LINKOPING, SWEDEN, 8-11 SEPT. 1985, 1985, pages 171-174, XPO02164625 page 172 -page 173	1,4,5, 10, 13-16, 19,21
A		2,8,11, 17,18, 20,22
X	US 5 544 661 A (LONG PAUL V ET AL) 13 August 1996 (1996-08-13) column 3, line 12 - line 16 column 6, line 13 - line 28 column 7, line 62 -column 8, line 3 column 8, line 17 - line 38	10-12, 19,20
A		1,2
	-/-	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "A" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
5 April 2001		20/04/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Knüpling, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Intern	Application No
	PCT/IB 00/01761

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP 0 711 531 A (KARLSSON PER; LUNDAHL GUNILLA (SE); LBBY JOHAN (SE); OLJEMARK MICH) 15 May 1996 (1996-05-15) claims 1-3	1-3, 10-12, 19,20
Y	VILA J ET AL: "SUTIL: Intelligent ischemia monitoring system" INTERNATIONAL JOURNAL OF MEDICAL INFORMATICS, IR, ELSEVIER SCIENTIFIC PUBLISHERS, SHANNON, vol. 47, no. 3, 1 December 1997 (1997-12-01), pages 193-214, XPO04119607 ISSN: 1386-5056 page 198 - page 200, section 3.3.1. "Definition of the concept of ST and T episodes" page 204 - 206, section 3.4. "User interaction subsystem"	1-3, 10-12, 19,20
Y	WD 98 02090 A (CAMBRIDGE HEART INC) 22 January 1998 (1998-01-22)	1,10,19
A	page 28, line 4 - line 33	15,16

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
 Information on patent family members

Int'l Application No.
 PCT/IB 00/01761

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5544661 A	13-08-1996	NONE	
EP 0711531 A	15-05-1996	US 5520191 A JP 8182660 A US 6038469 A US 5819741 A	28-05-1996 16-07-1996 14-03-2000 13-10-1998
WO 9802090 A	22-01-1998	EP 0912137 A US 6047206 A US 5891045 A	06-05-1999 04-04-2000 06-04-1999

フロントページの続き

- (72)発明者 ウビー, ヨハン
スウェーデン, エス - 185 51 ファッ
クスフォルム, トロスファーゲン 13
- (72)発明者 エスヨキヴィスト, ベング, アーン
スウェーデン, エス - 421 57 ファス
トラ フロルンダ, タムスカールスガタ
ン 28
- (72)発明者 オルヨマルク, ミシャエル
スウェーデン, エス - 132 41 ザルツ
ヨ - プー, コクトルプスファーゲン 10
- F ターム(参考) 4C027 AA02 EE01 FF00 FF01 FF02
GG01 GG05 GG09 GG13 GG16
GG18 HH01 HH03 HH04 HH06
HH08 HH11 HH12 KK03 KK05

专利名称(译)	用于心肌分析和监测的方法和装置		
公开(公告)号	JP2003513693A	公开(公告)日	2003-04-15
申请号	JP2001536038	申请日	2000-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	基于阿醇蒂法扫描		
申请(专利权)人(译)	安倍晋三Orutifasu		
[标]发明人	カールソンパール ルンダールグニラ ウビーヨハン エスヨキヴィストベングアーン オルヨマルクミシャエル		
发明人	カールソン, パール ルンダール, グニラ ウビー, ヨハン エスヨキヴィスト, ベング, アーン オルヨマルク, ミシャエル		
IPC分类号	A61B5/044 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0402 A61B5/0404 A61B5/0424 A61B5/0452 A61B5/0464 A61B5/0472		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/04011 A61B5/0404 A61B5/0424 A61B5/044 A61B5/04525 A61B5/0464 A61B5/0472 A61B5/061 A61B5/7217 A61B5/7475		
FI分类号	A61B5/04.314.H A61B5/04.312.U A61B5/04.310.M A61B5/04.312.C		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/EE01 4C027/FF00 4C027/FF01 4C027/FF02 4C027/GG01 4C027/GG05 4C027/GG09 4C027/GG13 4C027/GG16 4C027/GG18 4C027/HH01 4C027/HH03 4C027/HH04 4C027/HH06 4C027/HH08 4C027/HH11 4C027/HH12 4C027/KK03 4C027/KK05		
优先权	09/436908 1999-11-09 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种分析和监视心肌的方法，该方法包括接收与至少一个患者的心跳有关的多个ECG信号，并将接收到的多个ECG信号转换为三个垂直ECG信号。步骤，从ECG信号确定平均心率，从多个ECG信号计算每个患者状况的多个参数，以及表示每个患者状况的多个参数的数值的信息 存储平均心率，计算多个参数并存储信息，直到接收到ECG信号或存储容量已满为止，然后重复存储信息的步骤。将存储的信息的至少一部分显示为图形显示，该图形显示出多个参数中的至少一个以及多个参数的趋势。包括分析所显示的趋势数据中的至少一个的步骤，并显示分析结果中的至少一个。

