(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3697260号
(P3697260)
(45)発行日　平成17年9月21日(2005.9.21)　(24)登録日　平成17年7月8日(2005.7.8)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61B 5/08　A61B 5/08
A61B 5/00　A61B 5/00　102C

請求項の数 11　(全 20 頁)

(21)出願番号　特願平7-530507
(86)(22)出願日　平成7年5月22日(1995.5.22)
(65)公表番号　特表平10-500598
(43)公表日　平成10年1月20日(1998.1.20)
(86)国際出願番号　PCT/US1995/006525
(87)国際公開番号　WO1995/032480
(87)国際公開日　平成7年11月30日(1995.11.30)
審査請求日　平成14年5月22日(2002.5.22)
(31)優先権主張番号　08/247,727
(32)優先日　平成6年5月23日(1994.5.23)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者
帝人株式会社
大阪府大阪市中央区南本町１丁目６番７号
(74)代理人
弁理士　中村　稔
(74)代理人
弁理士　大塚　文昭
(74)代理人
弁理士　宍戸　嘉一
(74)代理人
弁理士　竹内　英人
(74)代理人
弁理士　今城　俊夫
(74)代理人
弁理士　小川　信夫

最終頁に続く

(54)【発明の名称】医療測定値を監視し且つ報告するための改良されたシステム

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
患者によって測定がなされた時に患者の測定された呼吸機能特性の測定された状態を示す値を有する測定値データ要素を発生し、いつ測定が行われたかを示すタイムスタンプを発生する患者センサ装置を利用する医療情報報告システムにおいて、前記報告システムが、ハンドヘルドで低コストな患者操作式インタフェース装置と、リポート作成システムとから成り、
前記患者操作式インタフェース装置が、
制御信号を発生するユーザ入力装置と、
データを書き込みかつ読み出すデータメモリと、
通信ネットワークからデータを送受信する患者側通信インタフェースと、
特定の遠隔インタフェース装置を個別に識別するＩＤコードを記憶するインタフェースＩＤユニットと、
前記データメモリに記憶されたアプリケーションプログラムおよびその他のデータに応答し、前記データメモリおよび前記時刻表示回路に結合して、測定がされた時に前記患者センサ装置から測定値データ要素および受信測定値日付要素が取り込まれた時に時刻および日付を示すタイプスタンプを受信し、前記データメモリ、前記インタフェースＩＤユニットおよび前記患者側通信インタフェースに結合するマイクロコントローラであって、前記患者センサ装置で測定が行われたときに前記データメモリに送信データ記録を圧縮、記憶し、前記送信データ記録は測定値データ要素の大きさおよび測定がされたときの時刻およ

び日付を示すマイクロコントローラであり、ユーザ入力装置からの第１の制御信号の受信に応答して、記憶された送信データ記録を前記ＩＤコードを含んで前記通信ネットワークを介して転送するためのデータ転送プロトコルを起動するマイクロコントローラとを含み、
前記リポート作成システムが、
前記通信ネットワークからデータを送受信するリポート側通信インタフェースと、
リポート作成ユニットと、
患者と遠隔のセンサとを組み合わせる固有のＩＤコードをそれぞれが含む患者記録の集合を含み、各患者記録が生理学的特性の測定された状態の値を示す測定値データと何時患者によって測定が行われたかを示すタイムスタンプとを含むリレーショナルデータベースと、
データ管理装置と、
前記リポート側通信インタフェースおよび前記データ管理装置に結合し、前記遠隔インタフェース装置によって起動されたデータ転送プロトコルに応答し、前記インタフェース装置のデータメモリから前記データ管理装置に転送された送信データ記録の転送を制御する通信制御手段とを含み、
前記データ管理装置は前記通信制御手段に結合して、特定の遠隔インタフェース装置から転送された前記固有のＩＤコードを含む送信データ記録を受信し、受信した送信データ記録を前記固有のＩＤ装置と組み合わされた患者の患者記録に記憶して受信した送信データ記録を含めるために前記患者記録を更新し、前記データ管理装置は前記リポート作成ユニットによって受信されたリポート要求において識別された患者の前記データベースに格納された患者記録を供給するために前記リポート作成ユニットに結合し、
前記リポート作成ユニットは前記リポート側通信インタフェースに結合して特定の患者についてのリポート要求を受信し、前記データベースから識別されたその特定の患者について要求された患者記録を得るために前記データ管理装置に前記リポート要求を転送し、選択された図表形式で前記患者記録に含まれた前記測定値および時刻符号化情報を表す時系列的なリポートを作成するために要求された患者記録の情報を利用する医療情報報告システム。
【請求項２】
前記データメモリに記憶されたデータ記録は循環ファイルとして整理され、前記データメモリが一杯の場合に最新のデータ記録が最も古いデータ記録に上書きされる請求項１記載のシステム。
【請求項３】
通信ネットワークおよび前記リポート作成ユニットに結合し、通信ネットワーク上を転送された要求をしている健康ケア専門家からのリポート要求を受信し、要求されたリポートが作成されるように前記要求を前記リポート作成ユニットに転送する要求受信手段と、
通信ネットワークおよび前記リポート作成ユニットに結合し、作成されたリポートを受信しかつ前記リポートを通信ネットワーク上で前記請求をしている健康ケア専門家に送信するリポート送信手段と
を含むリポート通信システムをさらに備える請求項１記載のシステム。
【請求項４】
前記マイクロコントローラは、前記通信ネットワークを介してデータをモデム無しで転送することを実行するために前記患者側通信インタフェースを制御するためのアプリケーションソフトウェアを実行する請求項１記載のシステム。
【請求項５】
前記リポート作成ユニットは、測定値およびタイムスタンプを測定値を時間の関数として示すグラフにフォーマット化する手段を含む請求項１または４記載のシステム。
【請求項６】
健康監視センサとインタフェースするシステムであって、患者の呼吸機能特性の測定された状態を示すパラメータの測定された値および測定値が何時判定されたかを示すタイムス

タンプを符号化したファイルを遠隔通信ネットワークを介して遠隔のコンピュータに送信するシリアルディジタル出力信号を設定する型の健康監視システムであり、該遠隔のコンピュータは中央データベースを管理し、前記システムは、
制御信号を発生するユーザ入力装置と、
データを記憶するデータメモリと、
前記健康監視センサからファイルを受信するセンサ側インタフェースと、
遠隔通信ネットワークからデータを送受信する患者側遠隔通信インタフェースと、
特定の遠隔インタフェース装置を個別に識別するＩＤコードを記憶するインタフェースＩＤユニットと、
前記データメモリに記憶されたアプリケーションプログラムに応答し、前記健康監視センサから送信される測定値データ要素および何時測定がされたかを示すタイムスタンプを含むファイルを受信するために前記センサ側インタフェースに結合し、且つ前記データメモリ、前記インタフェースＩＤユニット、および前記患者側通信インタフェースに結合するマイクロコントローラであって、前記固有ＩＤコードを含む前記健康監視センサから受信した前記ファイルのフォーマット化および圧縮をして送信ファイルを形成し、前記データメモリに送信ファイルを格納するマイクロコントローラであり、前記ユーザ入力装置からの第１の制御信号に応答して前記通信ネットワークを介して前記遠隔コンピュータに前記送信ファイルを転送するためにデータ転送プロトコルを起動する前記マイクロコントローラと、
を備える前記システム。
【請求項７】
データ転送が進行中である場合、データ転送がうまく完了した場合、およびデータ転送がうまくいかなかった場合を示す状態インディケータをさらに備える請求項６記載のシステム。
【請求項８】
前記マイクロコントローラは、測定値の大きさ、タイムスタンプおよび固有ＩＤコードを含むデータ記録のデータの種類を特定する命令集合を前記送信データ記録に組み込む請求項７記載のシステム。
【請求項９】
遠隔通信ネットワークに結合したインタフェースモジュールを介して、健康監視センサを遠隔のコンピュータとインタフェースする方法において、前記健康監視センサは患者の呼吸機能特性の測定された状態を示すパラメータの測定値および測定がされた時を示すタイムスタンプを符号化した測定ファイルを送信するためにディジタル出力信号を提供するセンサ出力ポートを有し、前記測定値は第１のディジタルフォーマットで符号化され、前記インタフェースモジュールはセンサ出力ポートに結合するようにされたデータ入力ポートと、データメモリと、プログラム可能なマイクロコンピュータと、前記遠隔通信ネットワークに結合するようにされた遠隔通信ポートとを有し、前記遠隔コンピュータは患者記録を記憶する中央データベースを管理し、前記インタフェースモジュールが行う前記方法が、
前記健康監視センサから測定ファイルを受信し、該測定ファイルは第１の測定値およびタイムスタンプを含み、
固有のＩＤコードを生成し、
前記健康監視センサから測定ファイルを受信したときに前記メモリにディジタル送信ファイルを発生し、前記ディジタル送信ファイルは前記測定値、前記タイムスタンプおよび前記固有のＩＤコードを含み、
測定値と時刻およびデータスタンプとを含むいくつかのデータのタイプを識別するディジタル命令集合を前記ディジタル送信ファイルに組み込み、
前記データ記録を前記メモリに書き込み、
前記ユーザインタフェースからの指令に応答して前記中央データベースに１つまたは複数のディジタル送信ファイルを転送する各段階を含み、前記転送する段階は、

メモリから１つまたは複数のディジタル送信ファイルを読み出し、
ディジタル送信ファイルをアナログ信号に変換し、
前記遠隔通信ネットワーク上で遠隔コンピュータと接続を達成し、
前記遠隔通信ネットワークを介して前記遠隔コンピュータに前記メモリからデータ記録を転送するために前記遠隔コンピュータに前記アナログ信号を送信する各段階を含む。
【請求項１０】
メモリから遠隔コンピュータへのデータ転送が進行中であるか、うまく完了したか、またはうまくいかなかった場合を示す段階をさらに含む請求項９記載の方法。
【請求項１１】
記録に含まれるタイムスタンプによって示される時系列でメモリのデータ記録を並べて、何時患者によって測定が行われたかの日記を形成する段階をさらに含む請求項９記載の方法。
【発明の詳細な説明】
著作権についての告知
この特許文書の開示の一部は、著作権保護の対象となる内容を含んでいる。その著作権所有者は、特許および商標局の特許ファイルまたは記録に見られるところの本特許文書または開示のファクシミリによる複製に対して異議を唱えるものではないが、その他の場合においてすべての著作権を保有するものである。
発明の背景
医療装置技術における最近の展開は、慢性の病気の患者の生理学上の特性を測定する低コストの装置の開発につながった。これらの測定の結果、治療の種類は測定の結果に応じたものであることから、治療における著しい進歩が可能となった。
例えば、糖尿病の患者は、現在、いつインシュリンを投与するかおよびどれだけのインシュリンが必要であるかを判断するために、一日に数回血糖濃度を測定している。他の慢性病の管理には、脈拍数、血圧、呼吸数、体重、肺活量パラメータ等を含む複数の生理学的測定値を監視することを必要とする場合がある。
しかし、残念ながら、患者が装置を使いこなせなかったりあるいは装置出力の測定を理解できないために、進歩した技術の可能性を実現できない場合が少なくなかった。しばしば、効果的な治療は、患者の体質的傾向および危機の到来を判定するために、測定値を長期にわたってとり、グラフにプロットすることを必要とする。また、医者の仕事量が増加してしまうということにより、医者が、患者が指示を守っているかを監視し、データを集め、フォーマット化し、かつデータを解釈することが妨げられるという医療サービス提供者側の問題もある。
以下は慢性の喘息を治療する際に固有の問題を詳細に論じたものである。最近の事例は、慢性喘息の治療を用いるためのデータ収集および記録器具に多大な需要のあることを示唆している。米国の国立保健統計センターは、人口の５％近くの１２００万人のアメリカ人が喘息にかかっていると推定している。喘息による罹病率および死亡率は１９８０年代に大きく増加した。その増加の原因はよく分かっていない。１９８０年代において、第一線の医療研究者は、喘息を、根本的には気管支痙攣としてではなく気道における炎症性反応としてみなすようになり始めた。そのため、彼らは新しい薬理学的療法である炎症を防ぐ薬物治療を推奨するようになった。さらに、自己管理プログラムの数多くの研究が、慢性喘息の長期治療における早期の前兆検出および患者・医者の協力管理の重要性を報告している。
国立保健研究所によって設立された全国喘息教育プログラムは、１９９１年に、専門家パネル報告書：“喘息の診断および管理のためのガイドライン”を公表した。この専門家パネル報告書は、その序文の中で「喘息を患っている人々はその症状を抑え、喘息の起きるのを防ぎ、活動的になり、普通に呼吸をすることを期待できる。この報告書は臨床医および患者が喘息治療のこれらの目的を達成するのを手助けするためのガイドラインを示すものである。」と述べている。この報告書は薬理学的療法のための生活様式を勧め、炎症を抑える薬物治療の役割を強調し、投薬過多および過少投薬の危険について警告をしている

。報告書は、喘息患者のための自己管理プログラムの成功を達成する際に患者、家族および医者の間の協力関係を育てることの重要性を強調している。
ピークフローメータおよび喘息管理
ピークフローメータが出回るようになってもう何年にもなる。多くの臨床医が、毎日のＰＥＦＲ測定によって喘息の発生を早期に警告することができることを認識している。しかし、毎日のピークフロー監視を勧める自己管理プログラムは、未だに標準でなはくむしろ例外的である。喘息治療の予防的アプローチを支持するにあたって、全国喘息教育プログラムは、喘息の管理に対して介入ではなくむしろ予防的アプローチを取り入れるように臨床医および患者に勧めている。
ピークフローメータは、最大吸息状態から最大限の努力をして個人が肺から空気を吐き出すことのできる最大流量として定義されるピーク呼息流量（ＰＥＦ）を測定するものである。ＰＥＦはリットル／分で測定される。最大３回まで試みて得られた最高値が、通常は手書きの表であるところのピークフロー日記に記入される。
一般に個人用肺活量計は、最大吸息状態から最大限の努力をして吐き出しの最初の１秒間に個人によって吐き出される空気の量として定義される強制的吐出し量（ＦＥＶ１）を含む数種の呼吸パラメータを測定する。ＦＥＶ１はリットル単位で測定される。
医者は正確な呼吸状態データを入手できることによって：
・現在の薬物治療の投与方法の効果を検討する
・上昇または下降する個人の最高ＰＥＦおよびＦＥＶ１の傾向である季節的パターンを検出する
・多期間にわたっての気道の安定性を評価する
・毎日のピークフロー監視を含む自己管理プログラムの順守度を評価する
・良く管理プログラムに従って事への褒美として医者および／または親が用いることのできる奨励システムのための基準を設定する
際にいくつかの利点を得ることができる。
この専門家パネル報告書によれば、ＰＥＦおよびＦＥＶ１は、気道の不安定の早期の徴候を検出する際および薬物治療の投与方法の効果を評価する際に有用である。例えば、患者は気管支拡張剤を投与する前と後のＰＥＦサンプルをとって、したがってその患者の激しい喘息の発作を治療する際のその薬の有効性を評価する基準とすることができる。
専門家パネル報告書は、毎日のピークフロー監視を必然的に伴う患者の自己管理プログラムのサポートに向けてプライマリケアに従事する医師の指導を試みている。中程度または重い喘息の５才以上の患者には毎日ピーク呼息流量を測定することを勧めている。また、すべての患者および医師にその自己喘息管理プログラムにおいてピークフローメータおよび／または個人用肺活量計を用いることを勧めている。
ＮＡＥＰの専門家パネルの議長Albert L.Sheffer医学博士は喘息に対する多くの家庭管理プログラムにおける不完全さについて懸念を表明した；「毎日の治療を必要とするすべての喘息患者はピークフローメータで監視をされるべきである。このメータは現在はそれらの患者の２５％未満にしか用いられていない。」
喘息の診断および治療の高名な専門家Guillermo R.Mendoza医学博士は次のように述べている：「１９７８年以降、ピークフロー監視の価値についてのコンセンサスの増大にもかかわらず、米国においてプライマリケアに従事するものでその開業医療においてピークフローを採用したものは少数にすぎない。この国の危険度の高い喘息患者で、家庭にピークフローメータを持っているかまたはそれらをどのように有効に用いるかを知っているものはほとんどいない。」
米国政府の刊行物は次のように勧めている：「あなたの医者にピークフローメータを用いることについて質問をしなさい。ピークフローメータは、発作が何時起こるかを、あなたが徴候を感じる前であっても、あなたに教えることができる。徴候を感じる前に薬を服用することで発作を止めることができる。中程度または重い喘息の４才以上の人は、ピークフローメータを少なくとも毎日用いるべきである。」
従来技術：機械式ピークフローメータ

機械式ピークフローメータにおいては、息がストリング抑制式デフレクタを変位させ、これがポインタを目盛にそって動かして検査の結果を示す。ほとんどの機械式メータは装置間の精確さおよび再現性が比較的低い成形プラスチック部材の単なる集まりにすぎない。それらが使われていた頃には、それらの装置は、特に絶対的な結果よりも比較的な成績がより重要である場合に、ある程度精確な示度を得るために有用であった。ある期間にわたった記録を作れるかは、全く利用者の自制心および注意次第であった。

従来技術：電子式ピークフローメータおよび肺活量計

最も初期の型の電子式ピークフローメータおよび個人用肺活量計においては、設計者は、機械式装置のスプリング抑制式デフレクタを肺流速計センサに置き換えただけであった。すべての型が計算を取り扱うためのマイクロプロセッサおよびテスト結果の数字を表すための液晶表示装置を用いている。

現在の型の携帯用電子式肺活量測定装置は機械式ピークフローメータよりもより多く測定機会および高い信頼性を提供するものであるが、これらは、利用者および医者の両方のために家庭での肺活量測定の効用を最大限のものとする実際的な課題に対してはほとんど改善がされていない。これらの多くの欠点を以下に列挙する。

1. それらは元来低コストに設計されていないので高価である。
2. 装置の対人インタフェースを介して直ちに入手可能な記憶装置に残るある期間にわたっての記録を生じず、毎日の監視の一連の手順の不便さを最小限のものにできないでいる。
3. 先行の検査の結果を示すことによって傾向についての情報を表すことをしない。
4. 利用者の注意を気道の状態および傾向に計画的に向けさせることがなく、それらの対人インタフェースは小さな子供が用いるのには適していない。
5. 利用者がテストの結果のいずれかを薬物治療後の結果として明示することを可能にしていない。
6. 時宜にかなってかつ効率的に医者に臨床情報を届けることのできる低コストのメカニズムを利用者に提供していない。
7. 健全、迅速な判読および適切な医療判断を容易にするようにデザインされた明確な図表を用いた記録表を医者に提供するものではない。
8. データを収集、精査するためのに医者がコンピュータを必要とすることを無くしていない。
9. 管理プランへの順守度を医者が追跡する必要があることについて、あるいは喘息管理プランの効率を調べる系統的な方法についても取り組んでいない。
10. 統計的分析のための検査結果の系統的収集の手段が講じられていない。

発明の概要

本発明の一面は、慢性病の長期管理に役立てるために医者によって作成された整合されたケアプランを実施する途中において個人によって得られた臨床データを収集、処理、かつ伝達する経済的な方法を達成する記録システムにある。慢性病を扱う際に用いる医者と患者との間で人手を介さない双方向通信リングが設立される。

本発明の別の一面によれば、新しい「プログラミング」が、測定されたデータの低コストかつ効率的な収集および伝達を可能にする低コスト周辺機器において医者と患者との間のリンクに新しい情報を付け加える。

本発明の別の一面によれば、固有の監視システムが、生理学的特性の状態情報の時系列的記録を生成し、文書化し、報告する。患者がやらなければならない唯一のことは、所定の時点において測定をすることだけである。

本発明の一面によれば、監視システムは、患者が用いるモニタモジュールと遠隔リポーティングシステムとを備えている。モニタモジュールは、プロセッサと、記憶装置と、タイムスタンプジェネレータとを備え、測定された特性値およびその特性が何時測定されたかを示すタイムスタンプ（時刻標記）を含むデータ記録から成る低密度医療情報を記憶装置に記憶している。このモニタモジュールは、通信システムを通じて遠隔リポーティングシステムに低密度医療情報を転送するためのインタフェースおよび通信プロトコルを含んで

いる。
本発明のさらに別の一面によれば、遠隔リポーティングシステムは、測定値およびタイムスタンプを含む患者の記録を記憶するリレーショナル（関係）データベースを備えている。データ記録が遠隔のモジュールからダウンロードされると、患者の記録は最新のデータ記録に更新される。測定データの装置からリポーティングシステムまでのデータの伝達によって、その患者の医者へのリポートの生成および伝達を生ずることができる。
本発明のさらに別の一面によれば、特定の患者についてのリポートの要求を通信システムを介して健康管理提供者から受けとり、リポーティングシステムに提供する。リポーティングシステムは患者の記録を入手し、測定された特定の時系列的記録を示すリポートを図表形式で作成し、そのリポートを通信システムを介して健康管理専門家に送信する。
本発明のさらに別の一面によれば、利用者インタフェースは呼吸成績のゾーンに対応する表示領域を備えている。呼吸機能が測定されると、現在の測定値に対応する成績のゾーンが決定され、その対応する表示ゾーンが表示（作動）状態とされる。
本発明のさらに別の一面によれば、低コスト呼吸機能センサは、円筒状部とマウスピース部とを有するセンサチャンバを備えている。マウスピースは空気の流れを円筒状部の外側円形面に対して接線方向に向けるように方向付けられており、円筒状部は患者がマウスピースに空気を吹き込んだ場合に回転するローターを内部に備えている。
本発明のさらに別の一面によれば、ローターは回転軸にそった中央部と、円筒状部の円形状境界において接線方向の空気流を受けるための中央部から延びるローターブレードとを有している。中央部内には棒磁石が配置され、コイルを用いてローターが回転した場合に変化する磁場に応じてパルスを発生する。
本発明のさらなる特徴および効果は、以下の詳細な説明および添付の図面に照らし合わせて明らかとなる。
【図面の簡単な説明】
図１は測定、監視、およびリポーティングシステムの機能ブロック図、
図２はリポーティングシステムのソフトウェアアーキテクチャのブロック図、
図３はモニターのハードウェアアーキテクチャのブロック図、
図４Ａ－４Ｄは利用者インタフェースを描く図、
図５Ａ、５Ｂおよび５Ｃは、モニターハウジングの図、
図６Ａおよび６Ｂはセンサチャンバの図、
図７Ａおよび７Ｂはアセンブリの図、
図８はセンサチャンバの断面図、
図９は呼吸流測定システムのブロック図、
図１０Ａ－１０Ｊは呼吸機能の時系列的記録を描くグラフである。
好ましい実施例の説明
図１は、本発明の測定、監視、およびリポーティングシステムの機能的外観を示している。センサ装置１０は、例えばピーク呼息流量（ＰＥＦ）および強制的吐出し量（ＦＥＶ１）といった呼吸機能、血液中のグルコースのレベル、血圧、心拍数、体重、流体摂取および放出速度やカロリー摂取等の患者の選択された生理学的特性の値を測定するために用いられる。これらの値を測定し、生理学的特性の測定された値を符号化したディジタルセンサ出力を提供するセンサが、市販されている。呼吸機能を測定する特定のセンサを以下においてより詳細に説明する。
インテリジェンス（知能）および通信機能は、患者が用いるモニタモジュール１２内に設けられている。このセンサはモニタモジュール１２に内蔵させることもできるが、モニタモジュール１２へディジタルセンサ出力を転送するために用いられるケーブルまたは例えばＩＲビーム等の他の手段を用いて分離することもできる。モニタモジュール１２は、ディジタルセンサ出力に符号化された測定値の収集および解析のインテリジェンス機能、何時測定が行われたかを示すタイムスタンプにしたがって複数の測定値を記憶する記憶機能、患者に解析済みの測定値を視覚的に伝える表示機能、および測定値およびタイムスタンプを電話システムを介して転送する通信機能を達成する。他の実施例においては、インテ

リジェンスおよび通信機能を別のモジュールに分離することができる。
遠隔リポーティングシステム１４は、電話システムによってモニタモジュール１２に接続されており、モニタモジュール１２を利用する患者の記録にモニタモジュール１２から転送された情報を追加するためにある期間わたる患者の記録データベースを更新し、図表形式で患者リポートを作成し、リポートを医者または患者に伝えるモニタモジュール１２から転送された情報を受けとる機能を達成する。従って、リポートは、「メディカル・テレグラム（医療電報）」の如く医者にファックスで送られ、医者がデータを収集および精査するためにコンピュータを必要とすることを無くしている。最初の好ましい実施例においてはファックスによる送達が行われるが、任意の患者のデータのリポートを、電話ファクシミリ、電子メール、ブロードキャストデータ通信、または通常の郵便サービスによって一人または複数の医者に送達することができる。同様に、患者は、類似の手段によってリポートのコピーを受けとることができる。
図２はリモートリポーティングシステム１４のソフトウェアアーキテクチャのブロック図である。このシステムの核心は、モニタモジュール１２によってもたらされる測定値およびタイムスタンプを含むある期間にわたる患者の記録、およびデータベースの記録およびデータを処理する分析アルゴリズムを記憶するためのリレーショナルデータベース２０である。このある期間にわたる記録には、患者とリモートセンサとを組み合わせる固有のＩＤコード、および装置ＩＤをケア提供者と組み合わせるサブスクリプションが含まれる。
データ管理装置２４は、データベース２０と、会話型音声応答システム２５等の各種の入出力ブロックおよび制御ブロックとをインタフェースする。この会話型音声応答システムは、医療従事者がリポートの種類のメニューの選択に基づいてリポートを要求することを可能にしている。モニタモジュール１２からの入力データは、電話システムとインタフェースを有する入力データコムフロントエンド２６において受信され、入力コミュニケーションサーバ２８を介してデータ管理装置２４の入力データポートに転送される。
データ管理装置２４の出力データポートはリポート作成装置３０に接続されている。このリポート作成装置は、ファックスサーバ３２および出力バウンドコミュニケーションサーバ３４を介してリポートを出力する。さらに、第２出力ポートは、電子患者記録をＨＭＯ情報センタ３６に転送する。したがって、ある期間にわたる記録をコンピュータ手段を有する施設に電子的に転送してリポートを生成するためにデータを処理するか、あるいはリポート自体をコンピュータの介在を条件とせずに個々の医者に転送することができる。
図３は、モニタモジュール１２の機能構造のブロック図である。モニタモジュール１２は、アプリケーションプログラムおよび他のデータを格納するオンチップメモリを含むMotorola MC 6805等のシングルチップマイクロコントローラ４０によって制御されている。マイクロコントローラ４０は、本発明の一部ではない標準のデータバス、アドレスバス、および制御バスを利用する他の機能ブロックとのインタフェースを有する。マイクロコントローラ４０と機能ブロックとの相互接続をこの図において概略的に示す。図示するように、このマイクロコントローラは、オンボードディジタル信号処理アルゴリズム、プログラムメモリ、日付および時刻クロックおよび表示ドライバを備えている。
マイクロコントローラ４０は、患者が、生理学的特性の値を測定する時にセンサ出力データデジタルデータ４１を受信し、そして測定された特性の値、測定が行われたときの時刻と日付を示すタイムスタンプ、及びモニタモジュール１２を識別する内部回路内に記憶された個々の装置の連続番号である固有のＩＤコードを形成する。データ記録はＲＡＭ４２に循環ファイルとして記憶される。「データ記録」の内部ファイル構造は、測定値、時刻および日付、個人の最高値およびゾーン境界の値を含む数種のデータを識別する独自の特別な組み込み命令集合を有している。ＲＡＭ４２が一杯である場合、最新のデータ記録が最も古いデータ記録の上に上書きされる。
また、マイクロコントローラ４０は、表示装置の可視標識を個別の検査にタグして付加して利用者に応答する。このタグは、装置のメモリのデータ記録に付加要素として挿入される。医者は、一定のルールにしたがって個別の検査結果を「薬物治療後」検査であるとしてマークするように患者を指導することができる。このように、すなわち薬物治療後マー

カとしてタグを用いた場合、リポーティングシステムは、薬物治療に対する患者の反応（例えば気管支拡張剤に対する反応）を示すリポートを提供することができる。
また、このマイクロコントローラは、セッション（期間）の長さについての２通りの設定、０と１０との間で利用者が選択をすることを可能にするセットアップ手続きを実現するようにプログラムされている。セッションの長さが０に設定された場合、装置はすべての測定の結果をその長期メモリに格納する。セッションの長さが１０に設定された場合は、装置が、何回か行われるかもしれない吹き込みの最初の吹き込みで開始される１０分間に達成された最高のＰＥＦおよびＦＥＶ１の値を格納する。装置の一般的利用が、１検査セッションにおいて３回まで吹き込みを行い、３回のうちの最高の結果のみを記録する現在受け入れられている慣行に適合するようにセッションの長さを変化させている。したがって、この装置には、全国喘息教育プログラムおよびアメリカ胸部学会によって刊行されたガイダンスにしたがってピーク呼息流量テストを行うための手段が講じられている。
電話インタフェース４４はマイクロコントローラによって制御されて、ＲＡＭ４２から遠隔リポーティングシステム１４に記録を転送する。
患者がモニタモジュール１２からデータ記録をダウンロードすることを望む場合、患者は、電話インタフェース４４のＲＪ－１１Ｃ電話ジャックに電話線を接続し、利用者インタフェースのボタンを押すだけである。そうすると、マイクロコントローラは、データ記録をＲＡＭ４２から検索し、ディジタルデータをアナログ信号に変換し、遠隔リポーティングシステム１４に接続するために電話インタフェース回路を制御するため、および遠隔リポーティングシステム１４に検索したデータ記録を転送するために、アプリケーションプログラムを実行する。
この好ましい実施例においては、別のチップを備えることによる追加のコストを避けるため、データを転送するためにモデムチップを用いることはしない。代わりに、マイクロコントローラ４０は、特別の回路を駆動するためのカスタムアプリケーションソフトウェアを実行して、Ｂｅｌｌ　１０３規格にしたがって３００ボーで遠隔のコンピュータに対して２進ファイル転送を行う。エラーの検出は、この２進ファイル転送中における循環冗長検査を用いて達成される。他の実施例においては、より速いデータ転送速度（例えば１２００ボー）および異なるＢｅｌｌ規格（例えばｂｅｌｌ　２０１または２１２）を用いるように、ファイル転送スキームを構成することができる。
図４Ａ－４Ｃは、ピークフローゾーンによって呼吸機能の測定の結果を表すマイクロコントローラ４０によって制御される特別な利用者インタフェースを示す。
患者が喘息を管理するのを助けるために、ＮＩＨによって刊行された専門家パネル報告書は、ピークフローゾーンのシステムを提供している。このゾーンモデルにおいては、それぞれのテスト結果が、利用者がその気道がきれいなときに通常到達する最高のピークフローレベルとして定義される各個人の最高値に対するパーセントとして表現される。これらのゾーンは交通信号に類似－すなわち緑、黄色、および赤－しており、覚えやすくなっている。各ゾーンは個人の最高値に対するパーセントを見分けるのに役立つ。緑ゾーンは個人ベストの８０％－１００％、黄色ゾーンは５０％－８０％、赤ゾーンは５０％未満である。個人の最高値および各ゾーン間の境界は、患者が調整することのできる適合可能な値である。どのような調節も医者の特別な許可によってなされるべきものである。
表示装置５０は、その上に形成された矩形の表示領域の３つの列５２、５４および５６を有している。表示領域の最下列５２は赤ゾーンに対応して赤、表示領域の中央の列５４は黄色ゾーンに対応して黄色、表示領域の最上列５６は緑ゾーンに対応して緑である。
好ましい実施例においては、ゾーンチャートが、５列９欄のアレーのドットでなっている。緑ゾーン５６および黄色ゾーン５４は、それぞれ、表示装置５０のゾーンチャート部分上に２列のドットを有している。これらの２列がゾーンを２分して、より良く見分けが付くようにしている。したがって、緑ゾーンが個人の最高値の８０－１００％をカバーする場合、下側が８０－９０％に相当し、上側の列が９０－１００％に相当する。同様に、黄色ゾーン５４が５０－８０％をカバーする場合、下側が５０－６５％に相当し、上側の列が６５－８０％に相当する。

マイクロコントローラ４０は表示装置５０の表示領域を選択的に表示状態にする。個人の最高値のデータ記録は、ゾーン定義値と共にＲＡＭ４２に格納される。マイクロコントローラ４０はディジタルセンサ出力を受信すると、ＲＡＭ４２から個人の最高値のデータ記録およびゾーン定義値を検索するため、およびどのゾーンが受信したディジタルセンサ出力に符号化された値を含むかを判定するために、アプリケーションプログラムを実行する。

そして、マイクロコントローラ４０が、測定された値を含むゾーンに対応する表示領域の列の最も右の表示領域を表示状態にする。したがって、利用者は、測定された値が赤、黄色、または緑ゾーンあるかを直ちに知らされ、数値について精通または理解をする必要はない。

この表示装置のほかの特性を図４Ａ－４Ｄに示す。例えば、各列の最も右側の表示領域の左にある表示領域は、以前に測定された値を含むゾーンを表示する。したがって、患者は、その成績が時間と共に向上しているかまたは低下しているかを判断することができる。さらに、現在の測定値のゾーンが切り替わった時にアニメーションキャラクター（ウェルビーＷｅｌｂｙキャラクター）の腕が動かされて、ゾーンの変更を患者に強調する。数字表示も表示状態にすることができる。マイクロコントローラ４０は、表示装置５０のいろいろな表示領域を表示状態とするためのユーザ入力に応答するアプリケーションプログラムを含んでいる。

モニターの対人インタフェースは、子供および大人による利用を容易にするように設計されている。これはいくつかの重要な面を有している：

操作を簡単にするためにボタンが３つだけ設けられている；

その表示装置（ＬＣＤ）は以下に列挙する複数の機能領域を用いる：

測定結果および計算された値を報告する数字ライン；

位置および色の符号化されたドットを用いてゾーンステイタスを報告するゾーンチャート；

報告された気道状態情報の意味をその動作および表現が補強するアニメーションキャラクター「ウェルビー」；

表示装置の他の部分に表された情報の項目を注釈し（例えばリットル／分やリットル等の測定の単位、ＡＭ，ＰＭ，個人最高値のクラウン、赤ゾーンのクロス、電話等）、または特別なメッセージを伝える（例えば電池の電圧低下表示）各種シンボル。

測定の結果が装置の表示上で患者に報告される場合、その情報は、数通りで同時に表される。表示装置の各機能領域における情報の表示は、利用者が表示の意味を理解しかつ患者の現在の気道状態に際してとるべき適切な処置をどのようにみつけるかを思い出すかまたは知る確率を最大にするように設計されている。

この表示形式の別のユニークな一面は、表示が複雑なまたは細かすぎるものになって、表示の効果を損なうのを避けるために、単一のテストから得られた結果の表現を別々のフレームに分けることにある。この装置は、データのどの要素を欲しいかによって、各吹き込みについて完全なデータを表示装置上に２つ以上のフレームの連続で表す。標準の外観は、数字ライン上において異なるデータ要素を表す２つのフレームを用いる；１）リットル／分および個人の最大値に対するパーセントで示されたフローピーク；および２）測定の日付および時刻。各フレームは、表示状態にされたゾーンチャート、ウェルビーキャラクターおよび各種のシンボルも含んでいる。中央のボタンを押すことによって表示状態とされるオプション表示により、リットル単位で示したＦＥＶ１を含む第３のフレームが付加される。

図４Ｄに示すように、医者が患者のために一般的に作成する文面で表された整合ケアプログラムにおいては、ウェルビーキャラクターのいろいろな形状が用いられている。ウェルビーキャラクターの所定の形状を、患者の気道状態があるゾーンの内にある症例に対して処方した療法の説明に隣接するラベルとして用いる。

センサ／モニタモジュールアセンブリの好ましい実施例を、図５Ａ－５Ｃ、図６Ａ－６Ｂ、図７Ａ－７Ｂ、および図８に照らし合わせて説明する。以下の説明から明らかなように

、このモニタ／モジュールは、喘息患者にとってその状態を監視するために有用なスタンドアロン型装置である。図５Ａにおいて、モニタハウジング６０は、トッププレート６２およびボトムプレート６４を備えている。図５Ｂおよび５Ｃはそれぞれトッププレート６２の前面および後面図である。この前面は、その上にＬＣＤ表示装置５０およびユーザ入力ボタン４６が設けられている。次に図５Ｃにおいて、トッププレート６２の底部分の突出部６２は、円形部分６４ｃおよびマウスピース格納部６４ｍを含んでいる。この突出部は、円弧状部分６６ｃとマウスピース当接部分６６ｍとを有する突出部エッジ６６と境界を接している。さらに、設置ポスト６８が突出部６４の円形部分６４ｃの中央に配置されており、コイルハウジング６９が円形部分６４ｃ上に中心から少し変位して配置されている。

図６Ａおよび６Ｂは、センサチャンバ７０の上および底面図である。図６Ａにおいて、チャンバ７０は、円筒状チャンバ部７２およびマウスピース部７４を備えている。円筒状チャンバ部７２は円形断面を有し、円筒状部の上面の中央に軸コネクタ７６が形成され、軸コネクタ７６を中心としてかつそこから径方向に変位して円筒状チャンバ部７４の上面に円弧形コイルハウジング開口７７が形成されている。組になった通気口が円筒状チャンバ部７４の上面および底面に形成され、円形にそって円筒状チャンバ部７４の外周近くに配置される。

図７Ａ－７Ｂは、モニタモジュール／センサアセンブリを、センサハウジング７０を閉じた状態で示す。突出部６６上の取り付けポスト６８は軸コネクタ７６と合わせられ、センサチャンバ７０が設置ポストを中心として閉じた位置（図示）から開いた位置（点線）に回転するようになっている。閉じた位置においては、マウスピース部７４の開口が、突出部エッジ６６のマウスピース当接部６６ｍに当接してマウスピースを密閉する。開いた位置においては、患者は、その唇をマウスピースの開口に密着させ、空気流量を測定するためにチャンバに息を吹き込む。マウスピースは開閉位置の間を回転して、糸屑や破片を寄せ付けないのに役立っている。

次に、ＰＥＦおよびＦＥＶ１を測定するためのセンサの動作を、図８および９に照らし合わせて説明する。図８は円筒状チャンバ部７２の横断面図である。ボトムおよびトップ内部面は、その中にベアリング受けカップ８０ｔおよび８０ｂが形成されている。ローター８２は中央ポスト８４を含み、ローターブレード８６がそこから延びている。ローターブレード８６は円筒状部７２の円筒状側面近くに配置された垂直羽根８８を含んでいる。先細軸受９０ｔおよび９０ｂが中央ポスト８４の頂部と底部に形成され、ベアリング受け切り欠き８０ｔおよび８０ｂと合わさっている。中央ポスト８２は図において横断面で示した少なくとも１個の棒磁石９２を含んでいる。

センサ内のローターは２つのサブアセンブリ、４枚ブレードのローター８２と、磁石の長軸がローターの回転の軸に垂直になるようにローターのシャフトに永久に嵌め込まれる円筒状磁石９２とを含む。ローターのシャフトの各先端８８は、センサの頂部および底部サブアセンブリの内部面における小カップ８０ｔおよび８０ｂに緩く嵌められている。この結合においては、ベアリングはなく、ローターのシャフトの先端がこれらの小さなカップに収まる。

患者がセンサチャンバに息を吹き込むと、ローターはコマのように回転し、そのシャフトの先端がカップ内で回転する。唾液または粘液がこれらの回動点の中または回りに付着した場合、ローターシャフトの先端がカップへ緩く嵌められていることが、蛇口からの水の流れによる容易な洗浄を可能にしている。

患者がセンサハウジング７０のマウスピース開口に息を吹き込むと、空気の流れはチャンバ７０の円筒状側壁に対して向けられ、ブレード８８に当たってロータの回転を引き起こす。ローターの各１回転に対して約３０ミリリットルの空気がチャンバ７０を通過する。空気は通気口７８を介して外に出て、背圧が上昇するのを防いでいる。センサチャンバ７２は、患者がそこに息を吹き込んだ場合に渦巻状の流れを生じるように機械的に設計されている。また、４枚ブレードのローターは、ちょうどコマのようにその最大主慣性モーメントで回転し、これによって、軸受けの潜在的なガタおよび引きずりを無くしている。

図９は、図８に示したセンサを利用するための図３に示した一般的なシステムの実施の一例である。図９において、コイル６９は棒磁石９２が一回転をするごとに２パルスを生成する。これらのパルスは増幅、ろ波されてディジタル遷移を生じる。各遷移間の時間は、アプリケーションソフトウェアを実行するマイクロコントローラ４０によって処理される。ＰＥＦおよびＦＥＶ１が計算され、データ記録の一部としてＲＡＭ４２に格納される。図８から、回転の軸受が、精度の高い嵌合を必要としない「スロッピー（ｓｌｏｐｐｙ）ベアリング」であることがわかる。したがって、センサのすべての部分を、低コストの工程を利用してプラスチックで製造することができる。また、成形工程により一貫性のある部品が製造され、それにより極めて高い装置間の再現性を確保し、異なるセンサチャンバ（マウスピース）を任意のモニタハウジングで用いることを可能にしている。さらに、マウスピースは、使用現場における校正を必要としない。

「スロッピーベアリング」は、パルスの間で小さなタイミングエラーを生じる。測定は数個のパルスに基づいて行われ、したがってそのような影響は平均化される。さらに、マイクロコントローラは、ディジタル補償プログラムを実行し、慣性モーメントが零で無いことの影響を取り除く。このプログラムは、ローターおよびチャンバの実際の回転力学および空気力学に合わせたいくつかのパラメータに基づいている。

ローター８０は、中央ポストを中心として回転させられた場合のコマのような回転特性および非ゼロ慣性モーメントを有している。マイクロコントローラは、補償プログラムを実行して、非ゼロ慣性モーメントの影響を取り除き、ＰＥＦおよびＦＥＶの実際の値を計算する。このプログラムはローターの動きを計算するのに伴う物理的原則に基づいており、ローターの実際の回転に合わせたいくつかのパラメータを含んでいる。

図１０は、呼吸機能の傾向を医者に報告するグラフ形式のいくつかの代表例を示している。これらのフォーマットは、センサのマウスピースに周期的に息を吹き込み、データを遠隔リポーティングシステムにダウンロードする簡単な動作が、どのように患者の呼吸状態を示す図表をもたらすかを示すものである。

即ち、喘息または他の肺の病気、糖尿病、高血圧、および肥満等の慢性病または長期間持続する状態の統合された管理のためのシステムを示している。センサとモニタが相互に作用して、現在の手作業の測定（読み間違い）、記録（不正確な書き込み、不完全な書き込み）、生理的状態情報の時系列的記録の報告（欠落エラー）に必然的に伴う誤りを取り除く。さらに、このシステムは、慢性病または他の長期間継続する状態のための総合自己管理プログラムの一環として患者と医者との間で合意された生理学的状態監視プログラムに従い易くするものである。尊守度の情報は、患者および医者の両方に向けられた動機付けプログラムの基準となり得るものである。これらの動機付けプログラムは、患者に監視プログラムに従い、慢性状態に対する管理をどのように維持するかについて学ぶ動機を与える助けとなり得るものである。また、これらは、医者に、慢性状態に対する管理を患者が維持するのを手助けする動機を起こさせ得るものでもある。順守度の向上は、一般に、監視器具をより便利に、より使いやすくかつより理解しやすくさせる改良を伴うことによって達成される。

本発明を好ましい実施例について説明したきた。当業者にとって、代案および代用は自明である。装置からのダイアルプロトコルはトーンまたはパルスとすることができる。センサの設計の他のアプローチには、多重極磁石、複数コイル、（測定対象によって）より小さいかまたは大きいセンサチャンバ、オプティカルインタラプタおよび（例えばホール効果スイッチ、リードリレーや磁気抵抗素子等の）その他の磁気センサを含めることができる。装置がその測定データ記録のコピーを遠隔のコンピュータに転送する場合、この装置は、遠隔コンピュータの電話番号をダイヤルすることができる。このダイヤル動作を、旧来の回転式電話サービス（パルス）または現代のタッチトーン式の電話（トーン）と適合するように構成することができる。また、モニタと遠隔のコンピュータとの間のリンクは、例えばケーブルおよびコネクタ、モニタが電気的に接続して存在するベースステーション等のワイヤによるリンク、または無線、赤外線および音響等のワンヤレスリンクとすることができる。従って、添付の請求の範囲によって規定する以外は本発明を限定するもの

ではない。

【図１】

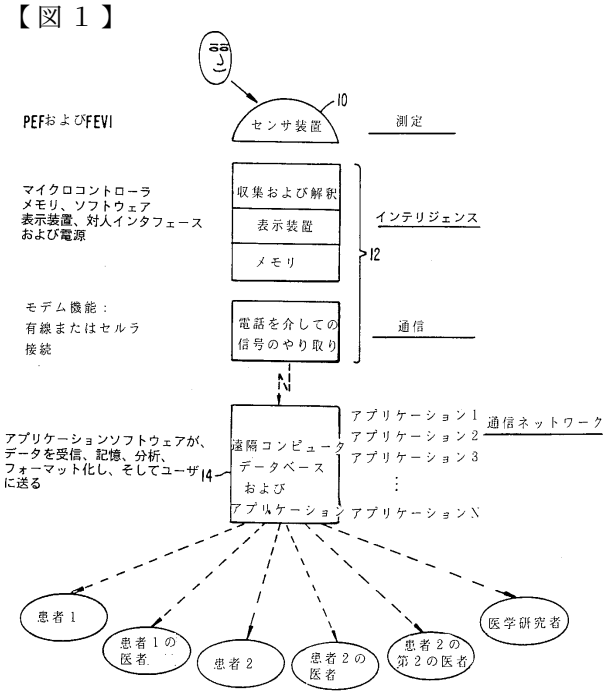


FIG. 1.

【図２】

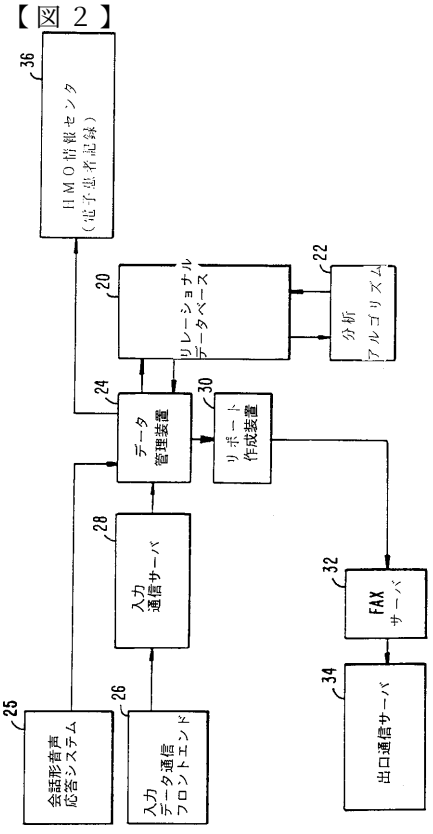


FIG. 2.

【図３】

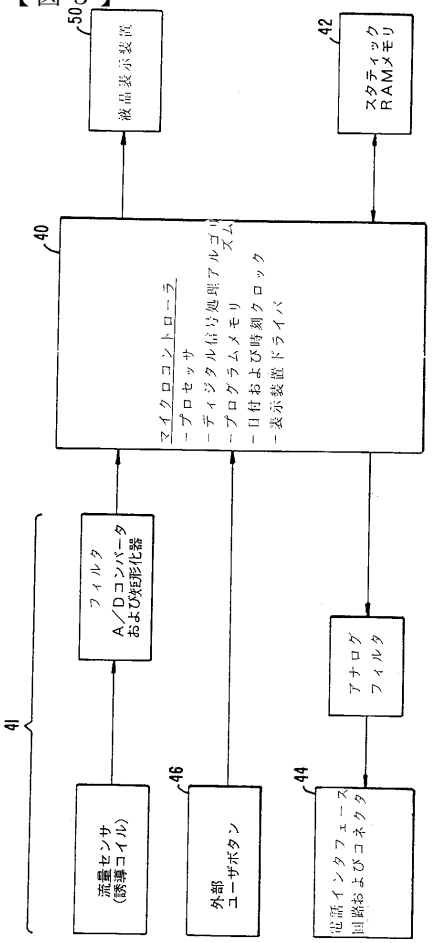
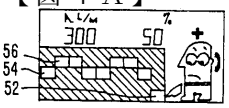


FIG. 3.

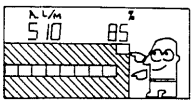
【図４Ａ】



サンプルスクリーン
数字は点滅する四角に対応する。
テスト結果：PEF=300 リットル/ 分
%PB=50%－赤ゾーン
十字および電話のシンボルは医療
介護を求めることを思い出させるため

FIG. 4A.

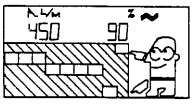
【図４Ｂ】



テスト結果：ＰＥＦ＝５１０リットル／分
％ＰＢ＝８５％－緑ゾーン
ゾーン境界を超えたのでＷＥＬＢＹの
手が黄色から緑ゾーンにジャンプする。

FIG. 4B.

【図４Ｃ】



テスト結果：ＰＥＦ＝４５０リットル／分
％ＰＢ＝９０％－緑ゾーン
ゾーン境界を超えたのでＷＥＬＢＹの
手が赤から緑にジャンプする。変動性の大きいことに
対するシンボルがオンになる。

FIG. 4C.

【図４Ｄ－１】



高緑ゾーン：＿＿＿＿乃至＿＿＿＿

緑ゾーン：＿＿＿＿乃至＿＿＿＿ [90-100%]

☺ 毎日この安定ゾーンに止まることが望ましい



■Ventolin又はProvenul 計量された服用量、吸入またはＲｏｔａｈａｌｅｒ
- ３０分予備運動
- その他はこのレベルでは必要なし

■ ＩｎｔａｌまたはＶａｎｃｅｒｉｔ／Ｂｅｃｌｏｖｅｎｔまたは Ａｚｍａｃｏｒｔ１日２回＿＿パフ

FIG. 4D-1.

【図４Ｄ－２】

高黄色ゾーン：＿＿乃至＿＿〔ベストの７０－９０%〕

➡重要！毎日このゾーンに止まることは好ましくない。このゾーンに落ち続けているかあるいは毎日このゾーンよりも高い値を吹き込むことができない場合は連絡をすること。



■ Ｒｅｓｔａｒｔ１－２パフ、ＶｅｎｔｏｌｉｎまたはＰｒｏｖｅｎｔｉｌをスペーサを用いて吸入またはピークフローが緑ゾーンレベルに戻るまでＶｅｎｔｏｌｉｎ Ｒｏｔａｃａｐ４－６時間毎

■ 上記ＶｅｎｔｏｌｉｎまたはＰｒｏｖｅｎｔｉｌを服用後、ＩｎｔａｌまたはＶａｎｃｅｒｉｌ／ＢｅｃｌｏｖｅｎｔまたはＡｚｍａｃｏｒｔを通常服用量１

低黄色ゾーン：＿＿乃至＿＿〔ベストの５０－７０%〕

➡このゾーンから抜け出せない場合（慢性的肺内感染の兆しの場合が少なくない）は主治医に連絡すること－－２日間続けてこの極めて不安定なゾーンを出たり入ったりした場合は連絡すること。



■ＶｅｎｔｏｌｉｎまたはＰｒｏｖｅｎｔｉｌを吸入３パフ、またはＶｅｎｔｏｌｉｎ・ｒｏｔａｃａｐ２カプセル（３－５分間隔を開ける）に増やすか、または２－４時間毎に２．５ｍｇＶｅｎｔｏｌｉｎまたはＰｒｏｖｅｎｔｉｌのｎｕｂｕｌｉｚｅｒ療法。

■ＩｎｔａｌまたはＶａｎｃｅｒｉｌ／ＢｅｃｌｏｖｅｎｔまたはAzmacort を増やし、７－１４日の間毎日２または３回通常服用量を２倍にして１日当たり＿＿パフ。

赤ゾーン：＿＿＿以下〔ベストの５０%以下〕

➡緊急事態！様子を見るようなことはしないこと。



■経口ステロイドを数日服用してみる必要がありそうである。Pediapred またはＰｒｅｌｏｎｅのシロップ、あるいはｐｒｅｄｎｉｓｏｎｅまたはｍｅｔｈｙｌｐｒｅｄｎｉｓｏｌｏｎｅの錠剤を＿＿＿の服用量で選択する。

■ＶｅｎｔｏｌｉｎまたはＰｒｏｖｅｎｔｉｌによる治療の服用量および頻度が極めて需要であり、増やす必要があるかもしれない。重い喘息の発作はそれぞれが違ったものとなり得るものであるから、過去にうまくいった方法に頼らないこと。現場におけるアドバイスに代わり得るものはない。連絡。

■可能なら、主治医のアドバイスにしたがってＩｎｔａｌまたはＶａｎｃｅｒｉｌ／ＢｅｃｌｏｖｅｎｔまたはＡｚｍａｃｏｒｔを多量に服用し続ける。

FIG. 4D-2.

【図５Ａ】

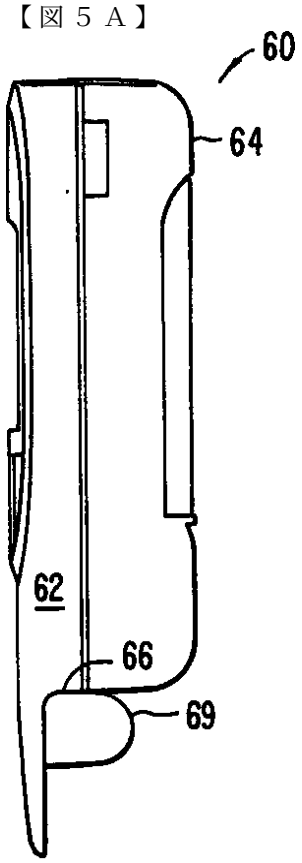


FIG. 5A.

【図５Ｂ】

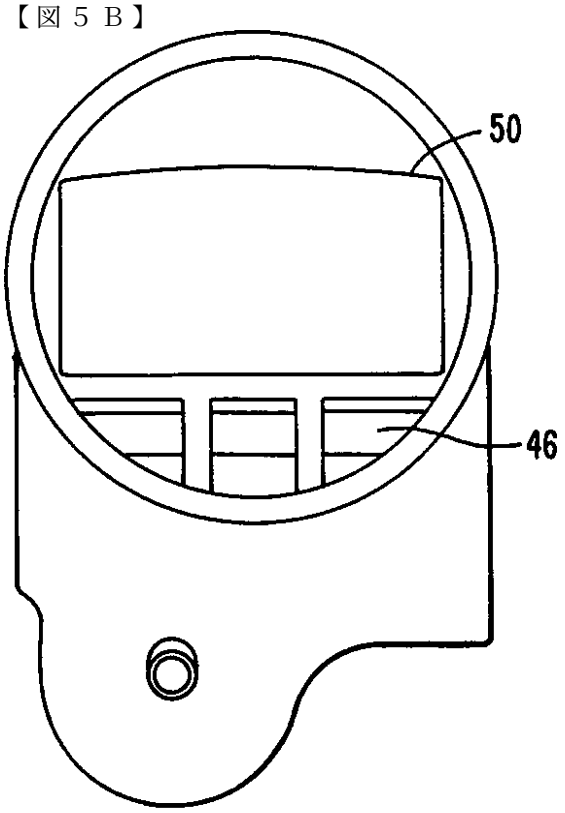


FIG. 5B.

【図５Ｃ】

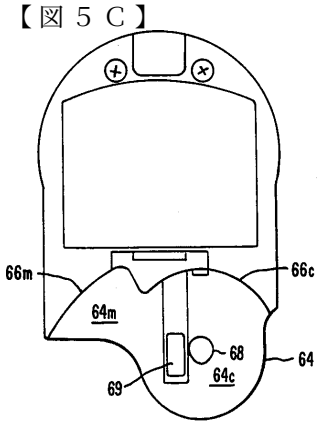


FIG. 5C.

【図６Ａ】

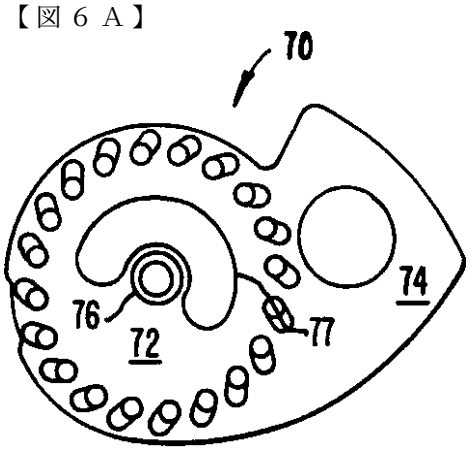


FIG. 6A.

【図６Ｂ】

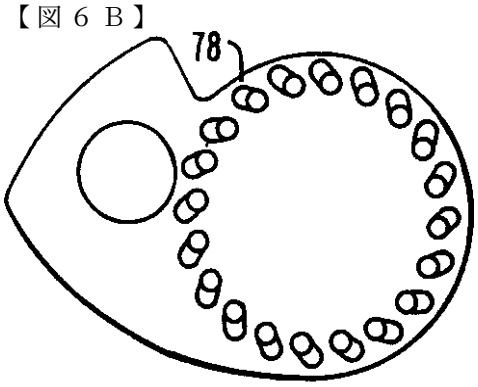


FIG. 6B.

【図７Ａ】

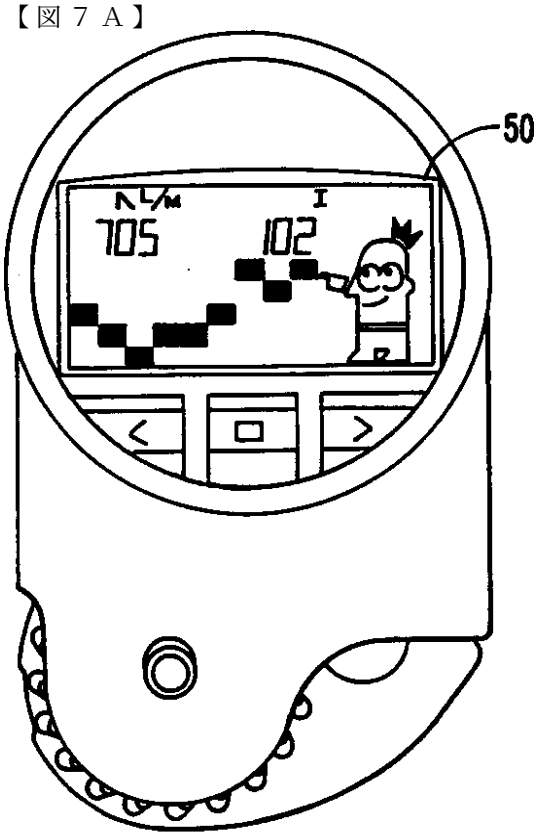


FIG. 7A.

【図７Ｂ】

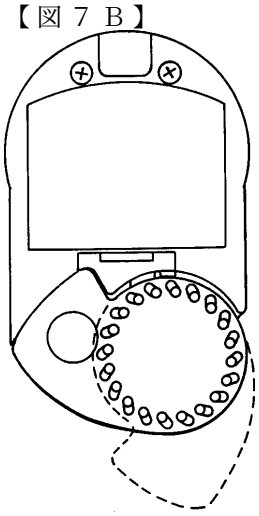


FIG. 7B.

【図８】

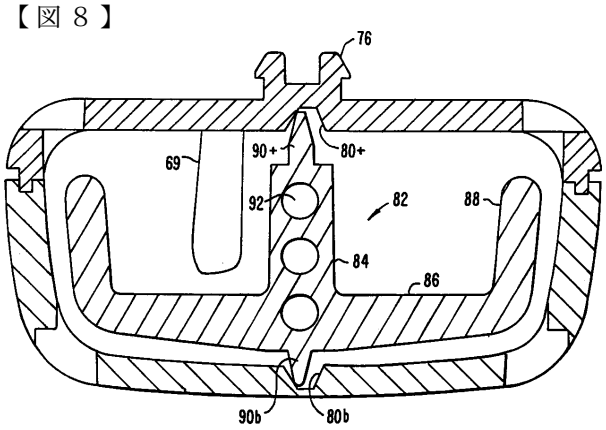


FIG. 8.

【図９】

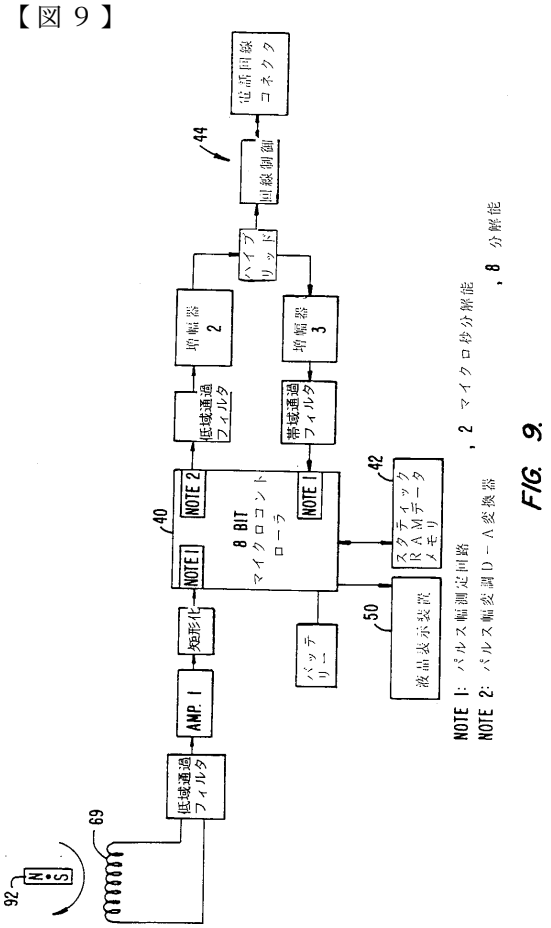


FIG. 9.

【図１０Ａ】

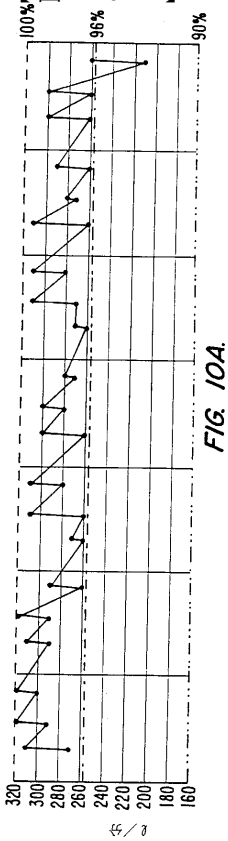


FIG. 10A.

【図１０Ｂ】

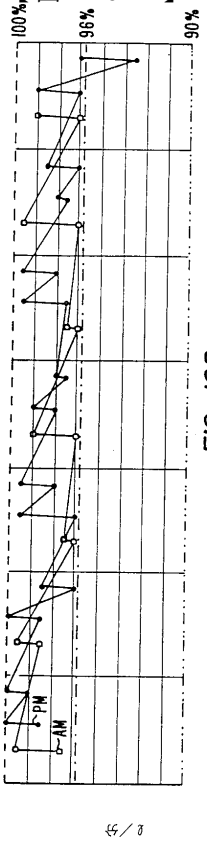


FIG. 10B.

【図１０Ｃ】

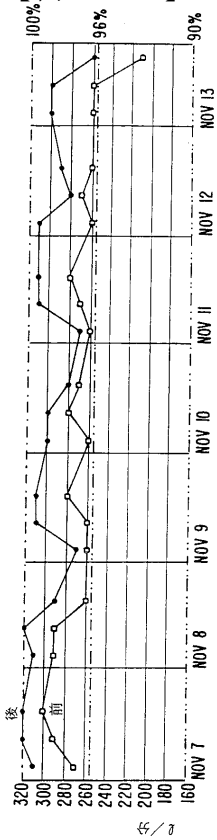


FIG. 10C.

【図１０Ｄ】

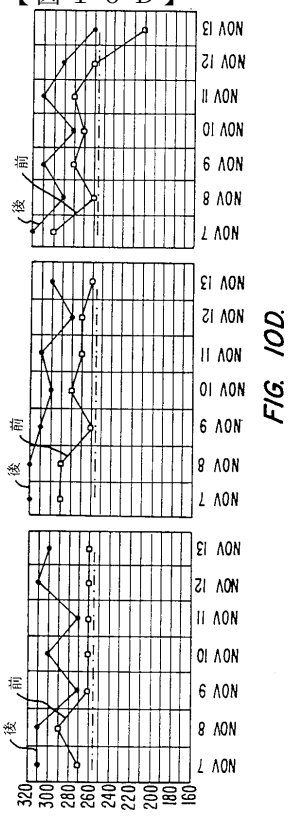


FIG. 10D.

【図１０Ｅ】

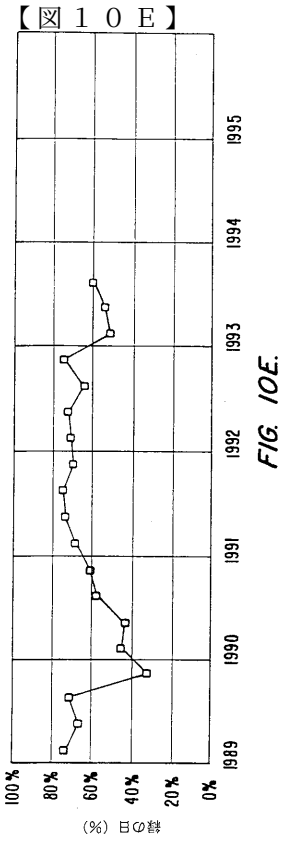


FIG. 10E.

【図１０Ｆ】

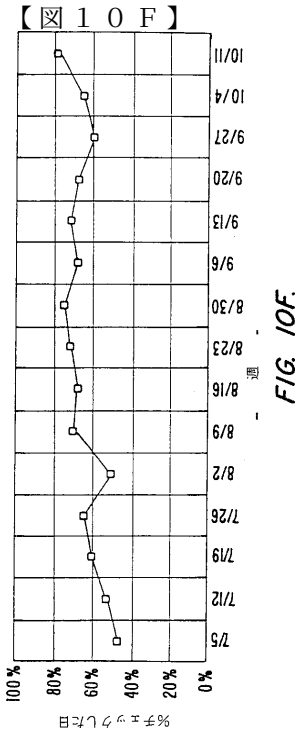


FIG. 10F.

【図１０Ｇ】

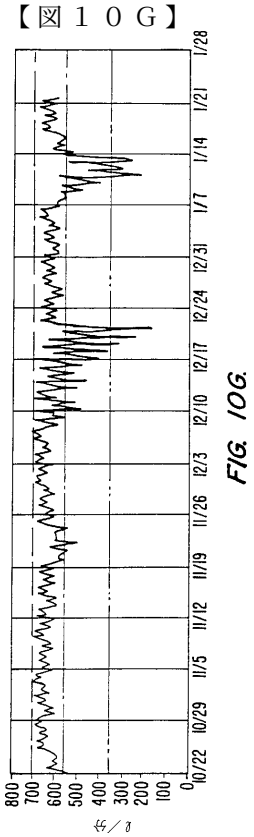


FIG. 10G.

【図１０Ｈ】

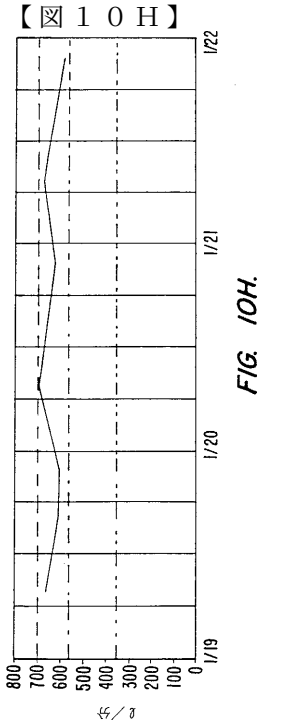


FIG. 10H.

【図１０Ｉ】

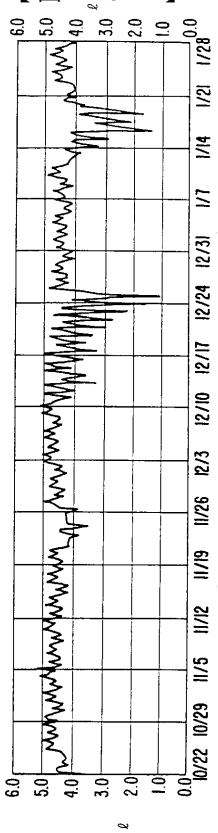


FIG. 10I.

【図１０Ｊ】

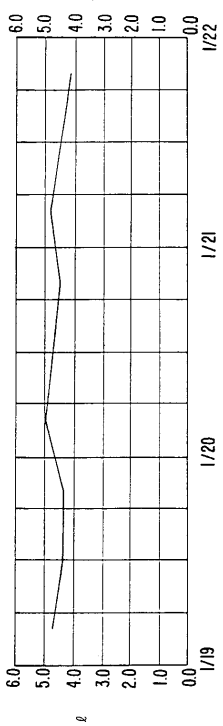


FIG. 10J.

フロントページの続き

(74)代理人
弁理士　村社　厚夫
(74)代理人
弁理士　西島　孝喜
(74)代理人
弁理士　箱田　篤
(72)発明者　タックリンド　クリストファー　エイ
アメリカ合衆国　カリフォルニア州　９４３０１　パロ　アルト　クーパー　ストリート　２５０
(72)発明者　サンダース　マシュー　エイチ
アメリカ合衆国　カリフォルニア州　９４０２４　ロス　アルトス　ヒルズ　トヨニータ　ロード　２３４４２
(72)発明者　ウォーン　ジェフリー　ビー
アメリカ合衆国　カリフォルニア州　９４０２７　アサートン　フィフティーンス　アベニュー　５５

審査官　小原　博生

(56)参考文献　特公平０６－０４６９８３（ＪＰ，Ｂ２）
特開平０４－３７１１３４（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－３０９１３５（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－２５２１３７（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.^{7}，ＤＢ名)
A61B 5/00 - 5/08
G06F 17/60