

新しい換気モデルを備えた小型補助呼吸装置による遠隔医療

本 間 達, 若 松 秀 俊

日本臨床生理学会雑誌 第 31 卷 第 6 号 別刷

平成 13 年 12 月 1 日 発行

新しい換気モデルを備えた小型補助呼吸装置による遠隔医療

本 間 達, 若 松 秀 俊

概 要

慢性的に呼吸循環系に疾患をもつ独居老人の、介護者不在の状況下での突発的な病態の重篤な変化に対応するために、人工呼吸装置による呼吸管理と医療の応援の要請を自動で行なうシステムが要求されている。発作時の患者にとって換気仕事量を低減することは生命維持と病態の回復にきわめて重要である。このため実測した換気曲線に基づいた換気モデルを構築し、著者らの従来の研究に基づいて、処理速度の高速化により応答特性を向上して新たに開発した人工呼吸装置で、補助呼吸に適用した場合の有効性について検討する。従来の人工呼吸装置で使用頻度の高い方形波モデルとの比較を行ない、本研究で提案した換気モデルが患者の換気仕事量を低減するものであることを確認する。さらに従来著者らが提案してきた遠隔医療システムを拡張し、患者画像と各種モニタリングデータを同時に考慮した病態診断が行なえることを確認し、有効性について検討する。

Key words : 人工呼吸装置, 在宅呼吸管理, 在宅老人, 補助呼吸, ガス混合器

緒 言

慢性的に呼吸循環系に疾患をもつ独居老人の、介護者不在の状況下での突発的で重篤な病態変化は、患者生命を危険な状態に陥れるものであり、迅速な対応が要求される。このとき、もっとも重要なことは患者生命の維持であり、このための手法として人工呼吸が有効であることが知られている¹⁾。介護者不在の環境においては自動で生命維持のための補助呼吸管理を行なうことが不可欠であり、同時に自動的に医療の応援を要請しなければならない。このような観点から、著者らはこれまでに遠隔操作可能な人工呼吸装置の開発を手がけてきた²⁻¹¹⁾。この装置はマスクを着着するだけで、内蔵したセンサもしくはモニタリング装置で患者の病態を判断し、自動的にこれに合わせた呼吸管理による生命維持を行なう。同時に、重篤な状態と判断される場合には、公衆通信回線を介して、あらかじめ登

録されている医療機関に救援を求めるものであり、患者の救命を優先的に考慮したシステムで、独居の在宅老人の QOL 向上に有効なものであった。

ところで発作時の患者にとって換気仕事量¹²⁾を低減することは病態の回復と生命維持にきわめて重要である。呼吸管理により自然な生理状態に近づけることを前提として、実測した換気曲線に基づいた換気モデルを構築する。このために著者らの従来研究に基づいて新たに高速な応答特性をもつ人工呼吸装置を開発し、補助呼吸に適用した場合の有効性について検討する。また、この装置の遠隔医療システムに適用し、遠隔から患者画像と各種モニタリングデータを考慮した病態診断が行なえることを確認し、有効性について検討する。

人工呼吸装置の基本設計

著者らが従来開発してきた人工呼吸装置は高速な応答特性で酸素濃度を任意に調整可能で、公衆通信回線を介した遠隔から操作可能な装置である²⁻⁶⁾。この装置は、独居の患者が発作などの緊急時にマスクを口元

東京医科歯科大学大学院保健衛生学研究科
(受領：平成 13 年 8 月 20 日)

に当てるだけで自動的に呼吸管理を開始し、同時に公衆通信回線を介して遠隔の医療の救援を要請するもので他に類を見ない。本研究ではこの装置を基礎として新たに人工呼吸装置を開発した。これを Fig. 1 に示す。

呼気流量および酸素濃度の調整は 2 個の電磁バルブ（アサヒエンタープライズ社製 640EDX）を用いて構成したブレンドで行なう。それぞれの電磁バルブには PI 制御器（同社製 126PVC）が接続されており、流量センサ（同社製 ASCX15DN）からのフィードバック信号によりアナログ制御を行なう。この制御器に対して呼気流量および酸素濃度の設定値を制御用コンピュータ（NEC 社製 PC-9821Nr300）からインターフェースカード（CONTEC 社製 AD12-8（PM））を介して送信する。

また、空気供給源として静粛性を重視した KNF 社製ダイヤフラム式コンプレッサ（N023.1.2AN.30E）を内蔵し、これにエアタンク（FESTO 社製 CRVZS-0.75-C）および圧力スイッチ（MOELLER 社製 MCS4）を組み合わせた独自のコンプレッサを構成した。

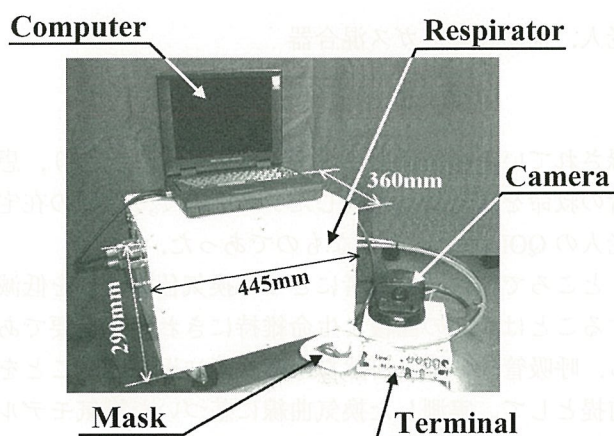


Fig. 1 Respirator with equipment for telecommunication.

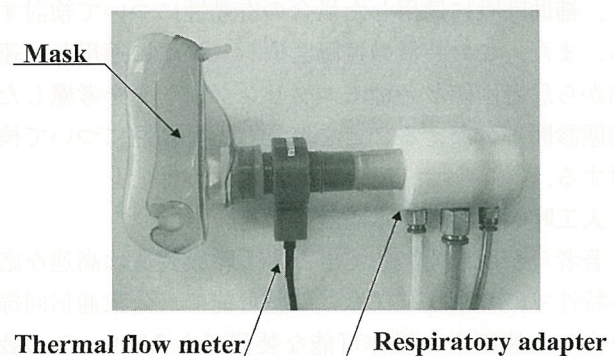


Fig. 2 Mask with flow meter and adapter to the respirator.

モニタリング機能の強化

インターフェースカードのアナログ入力機能を利用して人工呼吸装置外部に呼吸モニタや心音計などの各種モニタリング装置を接続し、モニタリングデータの記録・解析を行なう。

Fig. 2 に示す装置はマスクおよび呼気弁と熱線式空気流量計（アサヒエンタープライズ社製 HQ-200, 以下、熱線流量計）を組み合わせたものである。熱線流量計は呼吸時の気流抵抗がほぼ 0 であり、自然な呼吸状態が測定可能である。これによって呼吸管理時のみならず自発呼吸時のモニタリングも行なえる。

また、著者らはこれまでにマイクロホンに内蔵した聴診器により心音をサンプリングし、遠隔の医師に送信して記録する遠隔心音図を試みている⁹⁾。本研究ではこの心音出力をモニタリングデータと考え、医師に送信すると同時に人工呼吸装置でのモニタリングを行なう。

サンプリング間隔の決定

著者らの従来の研究^{2~6)}では制御用コンピュータの演算速度と気体成分・圧力の応答特性を考慮してサンプリング間隔を 20 [msec] とした。しかしながら、本研究では、高速な応答特性を示す熱線流量計の出力と心音をモニタリングするため、サンプリングは可能な限り高速に行なうことが望ましい。Fig. 3 は心音のサンプリングにおけるサンプリング間隔との関係を示す。サンプリング間隔を 10 [msec] とした場合、ほぼ良好に心音波形が再現可能であるが、20 [msec] とした場合、I 音と II 音の区別ができず、心音の再現

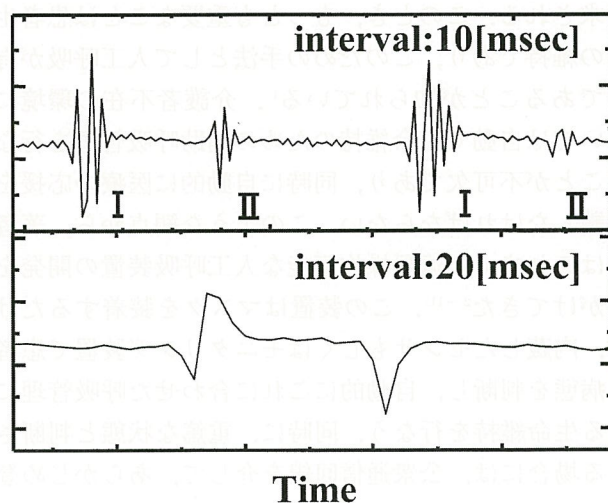


Fig. 3 Difference of phono-cardiogram according to its sampling interval.

が困難である。そこで、本研究ではサンプリング間隔を 10 [msec] として統一した。

遠隔通信機能の拡張

著者らが従来の研究²⁻⁵⁾ で用いた遠隔通信用端末装置 (ダイ・エレクトロニクス社製 VP-38, 以下端末装置) には 4 系統のビデオ画像入力端子がある。そこで、本研究では、人工呼吸装置の制御用コンピュータの CRT 出力をデジタルスキャンコンバータ (アイ・オー・データ機器社製 TVC-XGA) を介して遠隔端末装置のビデオ画像入力に接続する。人工呼吸装置の動作および人工呼吸装置に接続する各種モニタリング装置の状態を CRT 表示することで、患者自身によるモニタリングデータの確認を行なえると同時に、遠隔の医療側からの診断が可能である。この際、医師は患者画像による病態診断と各種のモニタリングを同時に行なうことが可能である。また、患者画像と呼吸装置によるモニタリングデータのそれぞれについて詳細な検討が必要な場合には、個別に拡大して観察可能である。さらに呼吸装置の稼動状態のモニタリングと、呼吸装置に接続した外部モニタリング装置のモニタリングは遠隔からの操作によって切替可能である。

端末装置との接続はインターフェースカードのデジタル入出力機能を用いる。これは接点入力方式で 8 系統の入力が可能であり、最大 256 パターンの制御信号が受信可能である。端末装置は 4 系統の接点出力方式による遠隔出力機能をもつので、本研究では 8 系統中 4 系統を使用した。

なお本研究では在宅の独居者を対象とした緊急時遠隔医療システムを想定しているので、通信回線は一般家庭用の ISDN 基本インターフェース (2B+D, 128 kbps) の使用を前提とした。このため、遠隔通信実験では ISDN の B 回線 2 回線を模擬する ISDN 擬似交換機 (HOW 社製 I64-2S) を使用した。

自発呼吸を模擬した換気モデルの構築

熱線流量計を用いて測定した健常者の安静時における換気曲線を Fig. 4 に示す。これはすなわち、吸気時における時間と吸気速度の関係を示すものである。この図から吸気時に瞬間的に速度が向上し、吸気終末にかけて徐々に速度が低下していくことがわかる。このときの最大速度は同一の被験者の場合でも呼吸時刻によって異なり、60 [l/min] から 150 [l/min] の範囲で変動した。呼吸が最も安定した場合において、およそ 80 [l/min] であった。

上述の健常者の呼吸データでは、吸気開始後 100

[msec] 程度で吸気速度が最大値まで上昇し、その後徐々に吸気速度が低下している。一回の吸気に要する時間はおよそ 1 [sec] であるが、非健常者の場合、呼吸速度が低下することを考慮する。そこで、本研究では補助呼吸時の基本換気モデルを以下のように設定した。

① 吸気相と呼気相の間隔はそれぞれ 4 秒間とする。

② 吸気時の換気目標値は正弦波とし、最大吸気速度を 25 [l/min] とする。

③ 吸気相を正弦波の区間 $[\pi/3, \pi]$ に対応する。すなわち、吸気相に切り換わった瞬間の目標値を $25\sin(\pi/3)$ [l/min] となるようにステップ状に入力し、以後吸気速度が 0 [l/min] になるまで正弦波状に変化する。

すなわち、これは Fig. 5 に示す波形のようになる。この換気モデルは、ステップ状の変化と正弦波状の変化を組み合わせたパターンであるので、Step-sinu-

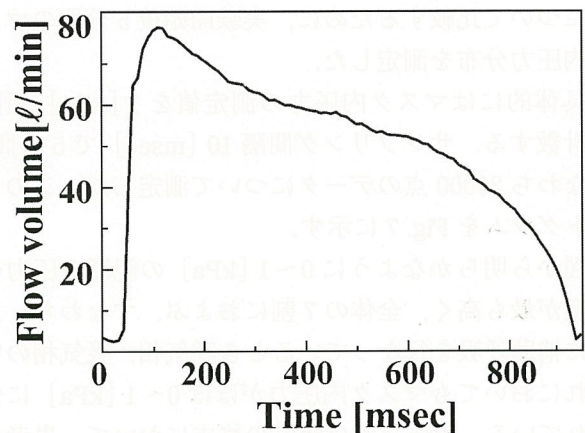


Fig. 4 Ventilatory curve obtained from the healthy in inspiration.

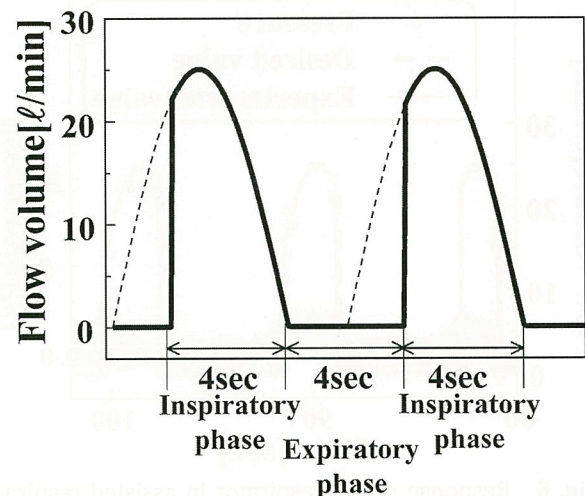


Fig. 5 Newly proposing ventilation pattern.

soidal 入力と定義する．このパターンでの一回換気量は 625 [ml] であり，患者の呼吸状態にあわせてパラメータを調整する．

換気モデルを適用した補助呼吸実験の結果

上述した基本パターンを適用した補助呼吸実験を行った．酸素濃度は 21.0 [%] とした．健常な 32 歳男性を被験者とした場合の結果を Fig. 6 に示す．サンプリング間隔は上述したモニタリングと同様 10 [msec] とし，マスク内圧力をトリガーとして呼気相と吸気相を切り替えた．このとき呼気相から吸気相への切替圧力を -0.5 [kPa]，吸気相から呼気相への切替圧力を 2.5 [kPa] とした．この閾値をそれぞれサンプリング間隔 2 回継続して測定した場合，呼気相と吸気相を切り替えるとした．

モデルの違いによるマスク内圧力の変化

補助呼吸の場合において，呼吸流量の目標設定値を Step 入力，すなわち方形波状に与えた場合と上述の Step-sinusoidal 入力で与えた場合についての換気仕事量について比較するために，実験開始後 5 分間のマスク内圧力分布を測定した．

具体的にはマスク内圧力の測定値を 1 [kPa] 間隔で計数する．サンプリング間隔 10 [msec] で 5 分間，すなわち 30000 点のデータについて測定した．このヒストグラムを Fig. 7 に示す．

図から明らかなように $0 \sim 1$ [kPa] の範囲の圧力の頻度が最も高く，全体の 7 割におよぶ．すなわち，正常に補助呼吸を行なっているとき呼気相，吸気相のいずれにおいてもマスク内圧力がほぼ $0 \sim 1$ [kPa] に保たれている．呼気または吸気の終末において，患者の

呼気相と吸気相の切替が換気モデルのタイミングと合わない場合，マスク内圧力は上昇，もしくは下降する．このときの圧力上昇を本研究ではファイティングの一種ととらえる．

本研究で提案する Step-sinusoidal 入力の場合，方形波入力の場合と比較して $0 \sim 1$ [kPa] の頻度が高くなっており，さらに $1 \sim 2$ [kPa]， $2 \sim 3$ [kPa] の圧力範囲において頻度が低くなっている．これは Step-sinusoidal 入力のほうがファイティングが少なく，換気仕事量が低減している，すなわち患者にとって快適な呼吸を実現していることを示している．

遠隔モニタリングシステムの確認

公衆通信回線を介して遠隔からモニタリングを行っている様子を Fig. 8 に示す．従来の遠隔医療システムでは端末装置に接続したビデオカメラによって撮像した患者画像のみを通信した²⁻⁵⁾．本研究で開発したシステムでは制御用コンピュータの表示画像をデジタルスキャンコンバータでビデオ信号に変換するので，ビデオカメラからの信号と同様に遠隔の医師に送信が可能である．同図 (a) はビデオカメラからの画像による患者の病態を観察している様子であり，同図 (b) (c) は呼吸装置外部に接続した各種モニタリングデータと呼吸装置内部に内蔵したセンサ情報を遠隔から確認している様子である．ここで同図 (b) に示すのはマイクロホンに内蔵した聴診器により取り込んだ患者心音と熱線流量計による患者呼吸の観測データおよびこれらのモニタリング装置の警報である．また同図 (c) に示すのは人工呼吸装置に内蔵したセンサから得られる患者マスク内圧力と人工呼吸装置から送出するガスの流量および警報である．人工呼吸装置内蔵のセンサによるモニタリングデータ画像と外部に接続した

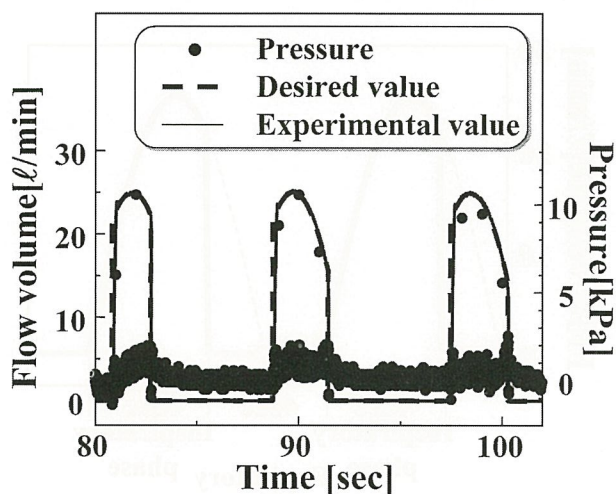


Fig. 6 Response of the respirator in assisted respiration (O_2 concentration 21.0 %).

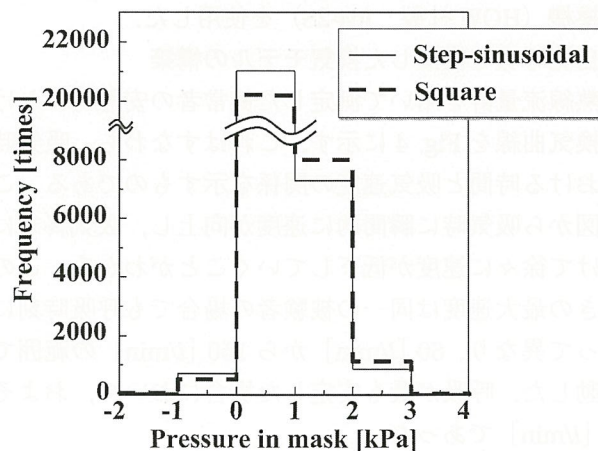


Fig. 7 Inner gas pressure change of mask.

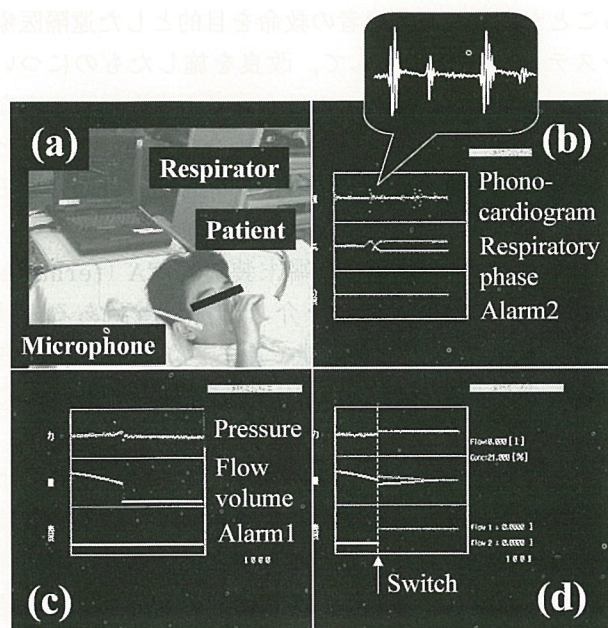


Fig. 8 Necessary information for doctors at a distance. (a) Observation of a patient (imitated by the healthy), (b) Cardiac and respiratory function, (c) Function of a respirator, (d) Alternation of monitored information.

モニタリング装置のデータ画像は医師の操作によって任意に切替可能であることを同図 (d) に示す。

考 察

換気モデルについての考察

本研究では高速な応答特性をもつ電磁バルブと、高速な演算処理能力をもつ CPU を組み合わせた人工呼吸装置を新たに試作した。熱線流量計を用いて測定した健常者の換気曲線に基づいた換気モデルを提案し、補助呼吸に関して、従来の人工呼吸装置で使用されている頻度の高い方形波出力との比較実験を行なった。

マスク内圧力に注目して比較検討したところ、提案した Step-sinusoidal 入力は方形波入力と比較してマスク内圧力の上昇、すなわちファイティングが低減していることを確認した。咳などの発作時のみならず、安静呼吸時においてもファイティングを低減することは換気仕事量を減少させる。すなわち、患者にとって呼吸しやすい換気モデルであると考えられる。ところで、患者の自発呼吸が残っている場合、ファイティングは完全には避けられないが、圧力が過度の上昇を生じる以前に、高速に呼気相と吸気相を切り替えることによりそれを患者が意識することを低減可能である。以上から、マスク内圧力の上昇、すなわちファイティ

ングの検出は、マスクのずれや自発呼吸の有無を検出するのに有効であることが確認された。

従来の人工呼吸装置では方形波か正弦波の出力パターンであり、本研究のようにこれらを組み合わせたパターンは著者らの知る限り存在しない。本研究では健常者の換気曲線を基本とした換気モデルを提案したが、患者の安静時における換気曲線に基づいた換気モデルを与えることで、個々の患者に合わせた呼吸管理を実現可能である。

ところで、個々の患者に合わせた換気モデルの実現は高速な応答特性を要求される。本研究で開発したコンプレッサー方式では現在の在宅人工呼吸装置で主流であるブロー方式と比較して高速な応答特性をもつので、任意の患者の病態に適応した呼吸管理を実現しやすい利点がある。また、本研究で開発した装置は、酸素濃度の精確な調節も可能であり⁶⁾、在宅酸素療法の患者にも適用可能である。

心音モニタリングについての考察

心音を心音図として記録する場合、主として心臓の弁膜異常の発見に有効である¹⁴⁾。良好な条件で記録された心音図は解析によって心拍数をはじめとする種々の情報をもたらすが、緊急時という条件下で、操作に不慣れた患者自身によって行われることを前提とした場合、患者生存および意識の有無を確定するのに有効である。

聴診は患者にとって最も慣れ親しんだモニタリングの一つであり、慣熟訓練を必要とせず患者自身の手で行なえるモニタリングの一つと考えられる。しかしながら、外部環境で発生する雑音による妨害や適切な位置での聴診器の使用などが危惧されるので、これらの雑音に対するフィルタリングや、適切と言い難い位置でも特性を自動調整して適切な心音をモニタリングするシステムの開発が不可欠である。

遠隔システムについての考察

本研究では人工呼吸装置の制御用コンピュータの画像をビデオ信号に変換し、ビデオカメラによってとらえた患者画像と同時に遠隔の医師への送信を試みた。呼吸装置の稼動状況や、これに接続したモニタリング装置のデータおよび警報などが観察できることを確認した。

患者画像をとらえたビデオ画像と制御用コンピュータの CRT 出力画像を同時に遠隔で受信している場合、元の画像を縮小して送信しているので受信間隔時間は患者画像のみ送信する場合と比較してほとんど変動し

ない。現在のシステムでは画面を4分割した個々にそれぞれの画像が対応して表示するシステムなので、個別の画像データのみ表示する場合と比較して情報量が減少している。しかしながら、Fig. 8 から分かるように制御用コンピュータ画面には時間の経過に伴う患者モニタリングデータが表示されているので、患者の経過を考慮して診断する上で非常に有効である。

患者画像に対してモニタリング画像を小画像としてスーパーインポーズするなどシステムの改良が必要と考えられる。また、モニタリングデータの表示を工夫して、より多くのモニタリングデータを同時に表示するなどの工夫が必要であり、今後の検討課題である。

なお逐次変化する患者病態の詳細な診察を実現するためには、より臨場感を伴った動画像の送信が望ましい。現在の画質を維持した動画像を遅滞なく送信するためには180 Mbps程度の通信回線容量が要求されると考えられるので、広帯域の周波数領域を占有できる光ファイバー回線が必要である。本研究では一般家庭用のISDN基本インターフェースを想定した実験を行っているが、今後の一般家庭への光ファイバー回線の普及を考慮しなければならない。また、現在のコンピュータシステムのインターフェース規格は高速データの送受信を前提としていないので、これらの整備も必要と考えられる。

討 論

本研究では独居者の発作などの緊急時に救援を求め

ることが困難な在宅患者の救命を目的とした遠隔医療システム^{2,3)}を基礎として、改良を施したものについて検討した。このシステムは介護者不在の場合のみならず、介護者が近傍に存在する場合の警報システムとしても有効であり、患者QOLの向上にも有効であると考えられる。以下ではそれを検討する。

本システムで採用した端末装置はTA (terminal adapter) またはモデムを介して携帯電話あるいはPHSに接続することが可能である。これにより、在宅のみならず任意の場所において遠隔通信システムの使用が可能になる。

呼吸装置の異常やマスクのずれ、あるいは喀痰による気道の閉塞などの突発的な呼吸困難は、人工呼吸装置を装着している患者にとって致命的である。本研究で開発したシステムでは、あらかじめ登録してある電話番号に自動発信するので、医療機関に発信すると同時に、例えばポケットベルや携帯電話のような移動体通信端末に発信し、警報通報装置として利用することができる。これにより介護者がたとえ患者の側から離れている場合でも患者の緊急を医療従事者に知らせることが可能である。すなわち、介護者が呼吸装置を装着した患者の側を離れている時に異変が起こった場合にでも、緊急時の医療従事者への連絡が可能なので、患者と介護者の不安感を軽減でき、患者のQOLの向上に有効である。これは患者側から医療側を呼び出す本システムの特長を利用した機能であり、医療側から定期的に患者側と連絡する遠隔医療システム^{15~17)}と

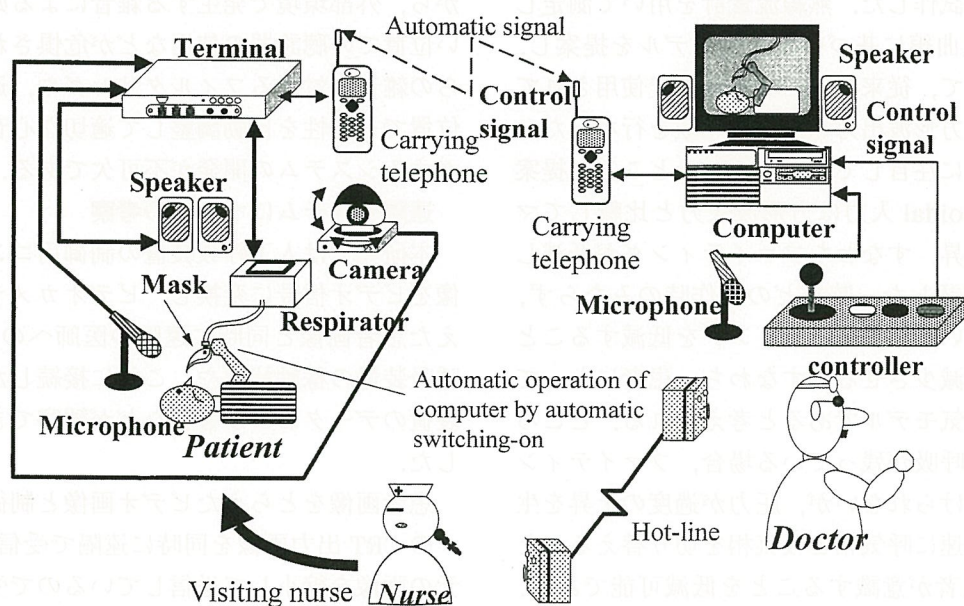


Fig. 9 Outline of bilateral telemedical system using mobile agents.

大きく異なる点である。

ところで、次世代型携帯端末として提案されている W-CDMA (Wide band-Code Division Multiple Access) 方式の回線容量は下り 384 kbps, 上り 64 kbps を実現している。携帯電話による移動体通信は、携帯電話から基地局の方向を上り、基地局から携帯電話の方向を下りとして定義される。したがって呼吸循環補助装置を携帯電話に接続する場合、医療側に送信される患者画像は上り回線を使用することになる。この通信速度は現行の ISDN-B 回線 1 回線と同等であるので、携帯電話 1 台で画像送信ならびに医療側からの呼吸装置の制御が可能である。しかしながら問診および各種モニタリングデータの送信を実現するには通信容量が不足であり、複数回線の使用が望ましい。

結 語

本研究では高速な応答特性をもつ制御用コンピュータ、電磁バルブおよびモニタリング装置を組み合わせた人工呼吸装置を開発し、健常者の換気曲線に基づいた換気モデルを適用した補助呼吸を行なった。従来の人工呼吸装置で頻度の高い方形波モデルとの比較を行ない、本研究で提案した換気モデルが患者の換気仕事量を低減するものであることを確認した。

また、この装置を遠隔医療システムに適用し、遠隔から患者画像と各種モニタリングデータを考慮した病態診断が行なえることを確認し、有効性について検討した。

したがって、本システムは呼吸循環系に疾患をもつ独居老人の突発的な病態変化に対応した救急救命に有効であると考えられる。

ABSTRACT

Telemedicine by the Compact Type of Assist-Respirator with a New Ventilation Pattern

Satoru HONMA and Hidetoshi WAKAMATSU

Tokyo Medical and Dental University
Graduate School of Allied Health Sciences

The medical support system was developed for the home control of respiration and for the emergency life support for unexpected state change of the patients

with chronic disorder of respiration and circulation in the environment without any other help except for themselves at home. Present study is shown applicable to the telemedicine for the diagnoses of patients from their image and various kind of monitoring data at a distance. As the working energy of the ventilation is essential for the physical condition and recovery of respiratory disorder, new useful ventilation pattern is proposed for the reduction of its energy consumption comparing with the conventional square-wave ventilation pattern more frequently used in the artificial respiration. For this purpose, the ventilation pattern is composed on the basis of experimental measurements. The proposed ventilation by the newly developed respirator that ensures its quick measurement and response by using telecommunication from the examination of its feasibility to assist-ventilation and telemedical treatment for the patients.

Key words: artificial ventilation, respirator, home administration of respiration, the elderly alone at home, assist respiration, gas blender

文 献

- 1) Tobin MJ: Advances in mechanical ventilation, *N Engl J Med* 2001, **344**: 1986-1996
- 2) 本間 達, 若松秀俊: 移動体通信に対応した救急時遠隔医療支援システム. 第 5 回遠隔医療研究会論文集 2001, 28-29
- 3) 本間 達, 若松秀俊: 在宅用小型補助呼吸装置を用いた救急医療用遠隔システムの開発. 日本臨床生理学会雑誌 2000, **30**: 285-292
- 4) Wakamatsu H, Honma S, Zhang X, Yamamoto H: Home medical support system by bilateral telecommunication between patients and doctors. Proc. 5th Internat Symp Artif Life Robot 2000, 813-816
- 5) Wakamatsu H, Honma S: Home medical support system for the living alone in emergency with bilateral telecommunication. World Conf Telemed—Global Info Soc 2000, 139-140
- 6) 本間 達, 若松秀俊, 張 曉林: 在宅老人のための小型補助呼吸装置の開発とその特性. 日本臨床生理学会雑誌 1999, **29**: 199-205
- 7) 高原健爾, 若松秀俊, 宮里逸郎: 呼吸不全患者の肺胞気炭酸ガス分圧と動脈血酸素飽和度の適応制御. 電気学会論文誌 C 1999, **119-C**: 1188-1193
- 8) Wakamatsu H, Takahara K: Human friendly clinical control of respiration to deal with difference of individual characteristics. Proc 6th IFAC Symp Autom Syst Human Skill 1997, 71-74

- 9) 徐 浩源, 若松秀俊, 影井清一郎, 宮里逸郎: 個人差を考慮したファジィアルゴリズムによる人工呼吸制御. 電気学会論文誌C 1995, **115-C**: 1024-1030
- 10) 高原健爾, 若松秀俊, 宮里逸郎, 石田明允: プログラムブル人工呼吸装置を用いた肺胞気炭酸ガス濃度の自動制御. 医用電子と生体工学 1994, **32**: 173-179
- 11) 高原健爾, 若松秀俊: 適応極配置法による人工呼吸制御, 電子情報通信学会論文誌 1993, **J76-D-II**: 2126-2132
- 12) 稲田 豊, 藤田昌雄, 山本 亨: 最新麻酔科学, 改訂第2版, 克誠堂出版, 東京, 1995, pp 86
- 13) 五味昭彦, 竹内靖夫, 岡村吉隆, 森 秀暁, 長島光樹, 服部 淳: 伝送法人工弁音分析にて診断にいたった血栓 Björk-Shiley 弁の再手術例. 日胸外会誌 1992, **40**: 399-403
- 14) 椎名晋一, 本間伊佐子, 宮里逸郎: 臨床検査講座 17: 臨床生理学, 第1版, 医歯薬出版, 東京, 1987, pp 85-121
- 15) 松村 剛, 斎藤利雄, 宮井一郎, 野崎園子, 神野進: パソコン通信による SpO₂ モニタリングと TV 会議システムを利用した在宅人工呼吸療法支援システム構築の試み. 第5回遠隔医療研究会論文集 2001, 38-39
- 16) 山下和範, 植田俊夫, 緒方良治, 井上通敏, 田中博, 杉本 壽: 救急車内蘇生術遠隔支援の模擬体験—救命士特定行為内容の拡大は可能か—. 第5回遠隔医療研究会論文集 2001, 56-57
- 17) 出合幸恵, 河村徹郎, 河村信治, 長村義則, 橋本則男, 三島博昭, 山下幸司, 長坂卓也, 中山佳樹: 個人健康管理システムの改良開発上の工夫—遠隔医療における携帯端末の利用—. 第5回遠隔医療研究会論文集 2001, 40-41