

動画像処理による呼吸モニタリングシステム

中井 宏章†、渡邊 睦†、三宅 啓夫‡、高田 敬輔‡、山下 馨††、新盛 英世§、石原 謙§

†東芝 関西研究所、‡東芝エンジニアリング、
††阪大 基礎工学部、§愛媛大 医学部附属病院 医療情報部

概要

我々は、ビデオカメラで撮影した被験者の就寝時映像から、動画像処理により呼吸を自動計測するシステムを試作している。本システムは、完全に無拘束でリアルタイムに呼吸状態をモニタリングでき、高齢者や乳児の睡眠中の突然死や無呼吸症候群の早期発見・診療補助に用いることができる。呼吸計測は、被験者胸部の画像変化をフレーム間差分で検出することにより行い、同時に統計的判別による就寝状態判定も行う。また、呼吸計測に最適な関心領域 (ROI) を自動設定することにより、オペレータの操作なしに長時間の呼吸計測が可能となった。本報告では、本システムの詳細について述べるとともに、特別養護老人ホームにおいてフィールドテストを行った結果について報告する。

Automatic respiration monitoring system by time-varying image analysis

Hiroaki Nakai†, Mutsumi Watanabe†, Miyake Yoshio‡, Keisuke Takada‡,
Kaoru Yamashita††, Hideyo Shinmori§ and Ken Ishihara§

†Toshiba Kansai Research Labs., ‡Toshiba Engineering Co.,
††Faculty of Engineering Science, Osaka Univ.,
§Dept. of Medical Informatics, School of Medicine. Ehime Univ.

abstract

We propose a system which can monitor patient's respiration by time-varying image analysis. It can measure respiration *unrestrainedly* and continuously for a long time without manual operation thanks to its functions of examining his/her sleeping condition and setting measurement parameters optimally. Thus, this system can be applied to detect sudden change of vital condition of an elder person, and is also useful to diagnose *Sleep Apnea Syndrome* and *Sudden Infant Death Syndrome*. Experimental results in a home for the aged have shown efficiency of the system.

1 はじめに

近年、高齢者の増加に伴い、睡眠時の生理状態を自動監視できる装置のニーズが高くなっている。これは、高齢者が睡眠中に死亡するケースが多い反面、介護者が毎夜一晩中監視することの労力が非常に大きいことに因る。また、高齢者だけに限らず、睡眠時無呼吸症候群 (Sleep Apnea Syndrome) 等の睡眠障害や、乳幼児突然死症候群 (Sudden Infant Death Syndrome) といった睡眠時の病疾についての関心も高まっている。このような睡眠状態での病的変異を監視できる装置は、病院や老人ホーム等でのフェイルセーフのための設備としてのニーズがあるだけでなく、一般に広く在宅でも使用できるような、操作が容易かつ安価な製品の実現も期待されている。

人の睡眠状態を計測する装置としては、睡眠ポリグラフィ (polysomnography) で使用されるような接触型センサを用いた生体情報の計測・記録装置がある。このような装置は、心電、呼吸、脳波等、様々な生体情報を同時に記録できるため、睡眠障害の臨床診断等に用いられているが、センサが被験者に接触して睡眠や体動を妨げる、オペレータが一晩中監視する必要がある等の理由から、一般の人々が手軽に使用できるようなものではない。

我々は、被験者の就寝時映像を動画像処理すれば呼吸による胸部の動きを計測できることに着目し、睡眠時の呼吸を完全に非接触かつ無拘束で自動計測できるシステムを試作している [1][2][3]。このような動画像処理による呼吸計測手法としては、オプティカルフローを求めることにより被験者の呼吸量を計測する手法が西田らにより報告されている [4]。彼らの報告によると、理論的にはオプティカルフローの総和が換気量に比例すること、胸部と腹部の動きを別々に計測することにより無呼吸症候群が末梢性か中枢性かが判別できる可能性等が示されている。しかし、画像中の計測領域を手動で設定しなければならない (つまりオペレータによる長

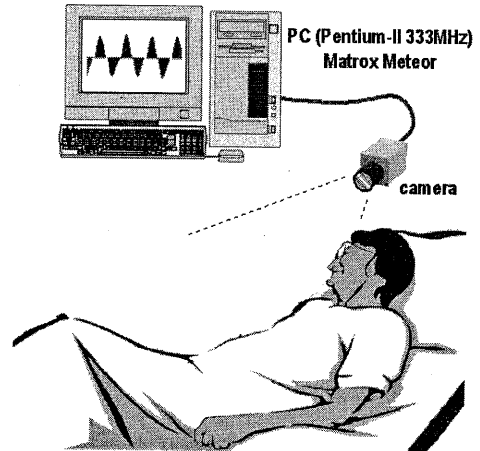


図 1: システム構成

時間の監視が必要)、計測精度の実験による裏付けが不十分である等、実用化の際に発生する課題が多く残されている。

そこで我々は、被験者が真に自然な状態で睡眠でき、かつ長時間連続に呼吸状態をモニタリングできるシステムを実現するため、画像中の呼吸計測部位や最適なパラメータを自動設定し、かつ被験者の就寝状態を自動認知できるシステムを試作した。特に、計測部位を自動設定できる機能は、夜間に中途覚醒が多い高齢者 [5] を対象とした場合には大変重要となる。

本報告では、試作したシステムの概要について述べ、次に特別養護老人ホームにてフィールドテストを行った結果について報告する。

2 システムの概要

図 1 にシステム構成を示す。システムは、PC、フレームグラバ、CCD カメラのみからなり、画像処理は全て PC 上のソフトウェアにて行う。カメラは、被験者の寝ているベッドが視野内にちょうどおさまるよう設置する。呼吸計測時には、カメラで被験者の動きが観察できるように白熱照明を点灯させるが、照明が被験者の睡眠の妨げとなるときには、カメラの赤外線除去フィルタを外し、赤外線照明を点灯する。

図 2 に処理全体の概略を示す。システムが起

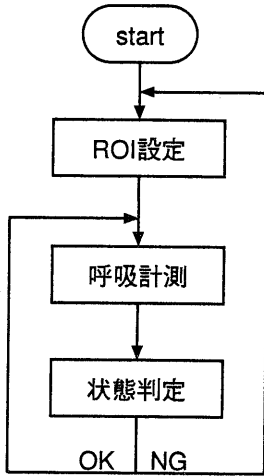


図 2: 処理の流れ

動されると、ROI 設定ステップにより呼吸計測するための ROI (関心領域) が被験者胸部の画像領域に設定される。この後、呼吸計測ステップにおいて ROI 内の画像処理により被験者の呼吸波形が計測される。ここで、同時に呼吸周期や画像変化量等の単純特徴量が算出される。さらに、状態判定ステップにおいて、被験者の就寝状態が判定される。安静に呼吸していると判定された場合には呼吸計数から処理が繰り返され (図 2 OK)、そうでない場合には ROI 設定から繰り返される (同 NG)。試作したシステムでは、秒 10 回の速度でこれらの処理を繰り返し行う。

以下、まず呼吸計測の方式から、次に ROI 設定方式と、状態判定の順に処理の詳細について述べる。

2.1 呼吸計測方法

呼吸計測ステップでは、胸部画像領域に設定された ROI 内での画像変化を求めることにより被験者の呼吸を計測する。我々のシステムでは、フレーム間での絶対値差分の総和から、呼吸に伴う胸部の動き量を求める。ROI 内の画像の位置 (x, y) の画素の濃淡値を I_{xy} で表すと、

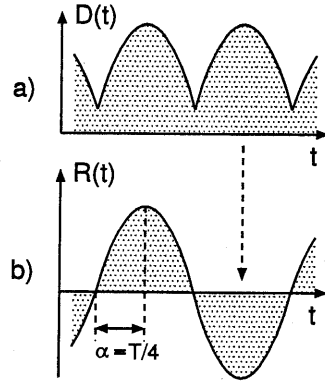


図 3: 呼吸波形の反転と差分間隔

時刻 t での ROI 内の画像変化 $D(t)$ は次式によって求められる (図 3 a)。

$$D(t) = \sum_{(x,y) \in ROI} |I_{xy}(t) - I_{xy}(t - \kappa)|$$

次に、得られた画像変化量を極小毎に正負を反転させて呼吸波形 $R(t)$ を求める¹(図 3 b)。この時、画像変化には撮像系等に起因するノイズがバイアス成分となっているため、直前の D の極小値を予め引いておく。また、微少な極小値等の影響により呼吸波形が正しく得られない可能性があるが、これを回避する方式は別途報告している [3]。ある被験者の安静呼吸時に計測した画像変化 D と呼吸波形 R の例を図 4 に示す。このようにして求めた呼吸波形 R のゼロ交差間隔から呼吸周期 T が計測できる。

差分間隔 κ は、前回計測した呼吸周期 T の $1/4$ となるよう自動設定される (図 3 b)。これは、特に暗環境において差分処理を行った場合に、呼吸による画像変化が撮像系の雑音に埋もれてしまうのを防ぐためである。この差分間隔が最適であることは、予備実験にて確認された。

また、呼吸波形計測に最も簡便なフレーム間差分を用いるのは、

- 本システムの目的は、呼吸での換気量を精

¹吸気と呼気に相当した上下波形を出力する方が、ユーザーからみて直感的にわかりやすいとの医師からのアドバイスによる。上下が厳密に吸呼に対応してはいない。

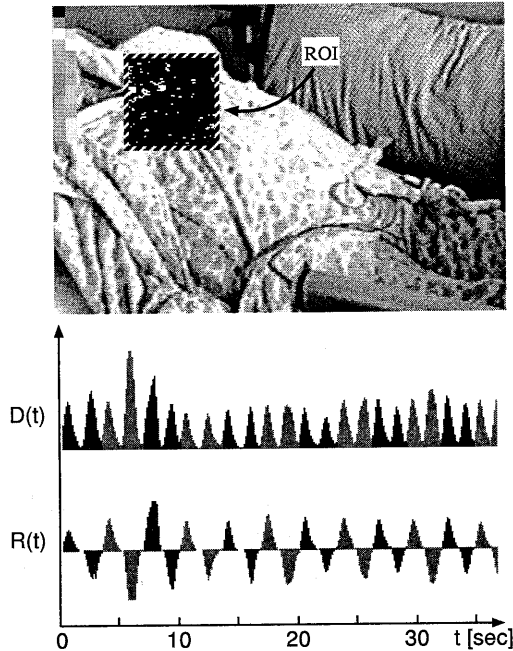


図 4: 処理画像例と呼吸計測例

密に求めるのではなく、呼吸状態の乱れを検知することにあるため、オプティカルフローのような画像演算はオーバースペック、

- 計算量が少く、一般のPCとフレームグラバだけでリアルタイム処理が実現でき、専用画像処理ハードウェアが不要、

の理由による。

2.2 ROI自動設定

睡眠中の寝返り等の体動やトイレに行くため等の離床 / 着床といった所在変化は、呼吸計測において避けられない問題である。したがって、常に最適な呼吸計測部位を自動設定できる機能は、初期設定ならびに計測不能の状態からオペレータの操作無しに復帰するために不可欠である。また、呼吸に伴う胸部の動きは、元々画像中では大きくは捉えられず、特に被験者が布団等を被っている場合はそうである。したがって、ROIを最適に設定する機能は、S/Nの高

い呼吸波形を計測するためにも重要である。

被験者が安静な睡眠状態にあり、かつ外乱がない場合には、呼吸計測に最も適しているROI位置は最も大きな映像変化がある領域であると考えてよい。したがって、フレーム間差分を用いてROI内の映像変化を一定時間積算し、最大の積算値となった領域にROIを設定するものとする。ROI内の積算変化量 A_{ROI} は、呼吸計測と同様にフレーム間差分により求めるが、積算時間を T_a として、

$$A_{ROI} = \sum_{\tau=t-T_a}^t \sum_{ROI} |I_{xy}(\tau) - I_{xy}(\tau - \kappa_a)|$$

により求める(κ_a は固定値)。画面内でROIの場所を様々に変えてスキャンし、 A_{ROI} が最大となる位置をROI設定位置の候補とする。さらに、この候補内で次節にて述べる呼吸状態判定を行った結果、被験者が安静な呼吸状態にあると判定されればROIが固定される。

2.3 就寝状態判定

状態判定では、睡眠中の呼吸停止を検出するのが第一の目的である。同時に、計測された映像変化が呼吸に起因するか否かを判別し、呼吸以外の体動は呼吸として計数しないようにすることも、システム性能面において重要な課題となる。本システムでは、呼吸の状態に加えて、被験者の寝返り等の体動や離床などの所在変化を検知対象の状態として考え、大きく分けて次の5つを判定するものとした。

- 正常呼吸
- 不安定な呼吸
- 呼吸停止
- 非呼吸体動 (大体動)
- 所在変化

ここで、非呼吸体動は呼吸に起因しない体動のことであり、大きく分けて大体動と小体動の2種類に分別する。大体動は寝返り等の姿勢変化やベッド内での移動といった体全体の動きとし、小体動は手足等の体の一部のみの動きとする。

小体動については、画面一部のみの変化であり、これに惑わされず呼吸計測が継続できるほうがシステム特性としては望ましいこと、大体動は呼吸計数に必ず影響を及ぼすことから、大体動のみを非呼吸体動として検出するものとした。また、所在変化はトイレによる離床/着床や、被験者のベッドからの落下といったカメラ視野内外への移動を指す。

まず、呼吸状態が正常であるか否かを判定するのに、計測された呼吸周期が病理学的にみて正常な範囲にあるか否かを一つの判定基準とする。{ $5 < (1 \text{ 分間の呼吸数}) < 35$ }

体動のような大きな画像変化を検出するため、単純に全画面の差分変化量からヒューリスティックに判定する方式に加えて、呼吸波形から正常性を直接判定する方式も実装している。呼吸波形は被験者によって異なるとともに、同じ被験者でも睡眠状態や時間によっても変化する。これら個人や状況に影響を受けにくい判定方式として、呼吸波形の周波数領域の性質を用いて判定する方式を採用した。呼吸計数ステップにて得られた呼吸波形 $R(t)$ から、Hamming 窓関数を重畳の後、離散フーリエ変換することにより、その時点での呼吸パワースペクトラム $S(t)$ を求める。正常呼吸であることが既知の呼吸波形において、基準となるパワースペクトラム \hat{S} を予め求めておく。スペクトラムをベクトルと見做し、基準スペクトラムとのマハラノビス距離を求めることにより、呼吸状態を判定する。スペクトラム算出には連続 64 点の呼吸波形データを用いる (10fps 処理で 6.4 秒間相当)。マハラノビス距離 M は、基準の平均 \hat{S} 、共分散行列 Σ から、次のように求める。

$$M(t) = (S(t) - \hat{S}) \Sigma^{-1} (S(t) - \hat{S})^T$$

ある被験者での予備実験にて、正常呼吸状態にある呼吸波形から 281 区間のデータを取り出し、パワースペクトラムを求めたものを図 5 に示す。また、この基準スペクトラムに対して得られたマハラノビス距離の算出例を図 6 に示す。図左側は正常呼吸時で、右側は被験者が体を動かした

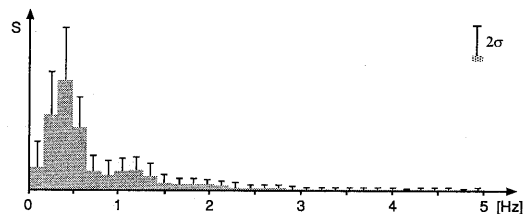


図 5: 基準パワースペクトラム



図 6: マハラノビス距離算出例
(左側: 正常呼吸時、右側: 非呼吸体動時)

り短い呼吸停止をした時の例であり、非安静時には距離 M が顕著に大きくなるのがわかる。

さらに、所在変化のみを安定かつ簡便に検出するために、体動のような画面内に納まる変化には影響されにくく、マクロな変化を捉える判定方式を実装している。観測量としてカメラ視野内での明度ヒストグラムを利用し、この分布の時間変化に対し統計的検定を行う。明度ヒストグラムには一般に確率分布が仮定できないため、符号検定 (sign test) というノンパラメトリック検定法を用いる。以下、符合検定法について説明する。系列データ $\{X_i\}, \{Y_i\} (i = 1, N)$ に対し各成分対 (X_i, Y_i) を作成し、 $X_i > Y_i$ 、 $X_i = Y_i$ 、 $X_i < Y_i$ の各場合を計数する。この際、系列データ数が等しく、各成分対 (X_i, Y_i) が独立であることが前提となる。ここで、次の 2 つの仮説を設定し、

- 帰無仮説 H_0 : 対の差は平均的に 0
($X_i > Y_i$ の現れる確率 $p = 0.5$)
- 対立仮説 H_1 : 対の差は平均的に 0 でない
($p \neq 0.5$)

H_1 に対して H_0 を検定するのが符合検定である。これは両側検定になる。この確率分布は有効データ数 n (全データ数 N から $X_i = Y_i$ の場合の数を引いたもの) が十分大きい場合は正規分



図 7: 明度ヒストグラム 符合検定結果例
(左: 安静呼吸時、中央: 非呼吸体動、右: 所在変化、
2つの↓の間で、被験者が離床動作をしている。)

布で近似でき(概ね $n > 30$)、逐時 p を計算しなくても規定の有意水準で検定が行える。具体的には、 $X_i > Y_i$ の場合数を x として、

$$Z = \frac{x - n/2}{\sqrt{n}/2} \sim N(0,1)$$

を用いて検定量の標準正規分布への変換を行う。判定は、有意水準を α 、標準正規分布上の $\alpha/2$ の確率値を与える点を $Z_{\alpha/2}$ とした時、

- $|Z| \geq Z_{\alpha/2}$ ならば H_0 を棄却し H_1 を採択 (つまり、所在変化があったと判定する)
- $|Z| < Z_{\alpha/2}$ ならば H_0 を棄却しない (変化はないと判定する)

とする。有意水準 α は 0.1 とした。

各時点での検定量 Z を算出した例を図 7 に示す。図左側は正常呼吸時で、中央は寝返り体動をしている時、右側は 2 つの ↓ 印の間で被験者が離床動作をしたときの例であり、所在変化時のみに検定量 Z が顕著に大きくなることがわかる。

3 実験結果

試作システムで使用している PC の MPU は PentiumII 333MHz で、OS は WindowsNT 4.0 である。フレームグラバは Matrox 社製 Meteor を用いた。また、使用するカメラは東芝製 IK-MF41D (1/2" CCD, 最低被写体照度 2 lx)、レンズ焦点距離 6mm である。睡眠時の呼吸計測には、被験者の胸部で 10 ~ 20 lx の明るさとなるよう、白熱照明を点灯させる。なお、照明点灯が睡眠の妨げとなる被験者については、赤外線フィルタを除去したカメラを使用し、呼吸計

測に十分な光量の赤外線照明を点灯して計測を行った。

宮崎県内に在する特別養護老人ホーム「中郷園」にて、10 人の被験者(年齢 68 ~ 94 歳)に対して、本システムを用いて睡眠中の呼吸を計測した。被験者のうち、自力で歩行可能な人が 3 名、歩行できないが食事等の作業を自律で行え寝返り等もできる人が 3 名、介護者の助力で車椅子に座れ手足等は動かせる人が 2 名、完全な寝たきり状態にある人が 2 名である。一人あたり 8 時間連続計測を行い、のべ 80 時間の計測データを得た。このうち、2 人の代表的な被験者の計測結果について述べる。

一人の被験者 OU の計測結果例を図 8(午後 12 時からの約 1 時間分) に示す。この被験者は自力歩行が可能である。図中、波形部分は計測された呼吸を示し、その下の矩形部分は灰色が正常呼吸、黒色が体動と判定された部分を示している。この図で示している時間帯、被験者は安静な睡眠状態にあり、呼吸が正常に計測されている。ただし、午後 12 時 03 分過ぎから 13 分頃までと 35 分過ぎから 38 分頃に、寝返り等の非呼吸体動が複数回観測されている。この被験者について、全睡眠時間のうちの所在変化と非呼吸体動を収録映像を目視して計数したところ、トイレのための離床 / 着床が各々 4 回ずつ、2.3 節にて述べた大体動が約 126 回、小体動が約 364 回、その他照明変動等が 13 回観測された。このうち、4 回の離着床前後では体動個々を明確に切り分けることが困難なため、被験者が比較的安静に横たわった状態にある 6 時間 35 分 15 秒間について、非呼吸体動の検出性能を評価することとした。この間、大体動 97 回、小体動 217 回、照明変動 2 回があったが、システムの非呼吸体動(大体動)検出回数は 125 回であった。大体動以外の検出回数 28 回は全て手足の動きで、目視では小体動と分別されるが、画像変化としては大体動とほとんど同程度であった。なお、検出できなかった大体動はなく、非呼吸体動が安定に検出できることが示された。

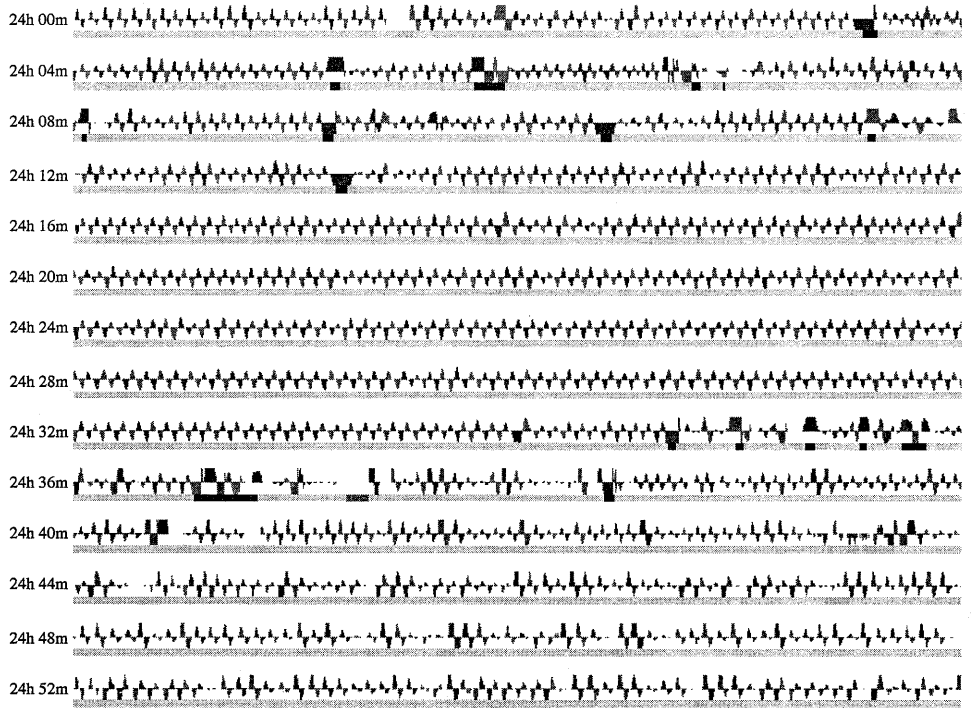


図 8: 呼吸計測例 1 (被験者 OU、安静睡眠時)

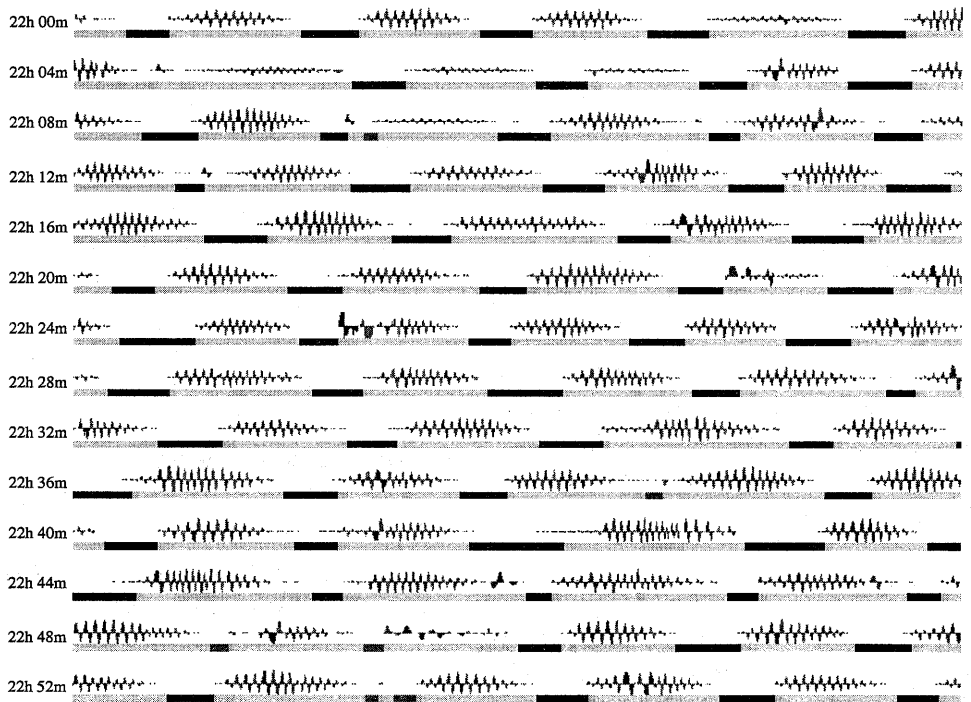


図 9: 呼吸計測例 2 (被験者 OM、無呼吸症候群患者)



図 10: 一度の無呼吸が二回に分かれる例
(被験者 OM、午前 4 時 49 分頃)

もう一人の被験者 OM の計測結果例を図 9(午後 10 時からの約 1 時間分) を示す。この被験者は以前に蜘蛛膜下出血を発症しており、予め医師から睡眠時無呼吸症候群と診断されている。図中の黒い矩形部分が呼吸停止状態(10 秒以上の呼吸停止)と判定された部分を示しており、ほぼ 50 秒周期で呼吸停止を繰り返している。無呼吸症候群の程度は、一般に無呼吸指数(一時間あたりの 10 秒以上の無呼吸の回数)で表され、正常は 5 以下とされる [6]。この被験者は正常値よりはるかに多くの無呼吸状態となっており、睡眠時無呼吸症候群という医師の所見通りの計測結果が確認された。また、計測データのうち 4 時間分について無呼吸検出の性能を評価した。収録映像を目視で確認することにより無呼吸状態を計数したところ 244 回あったのに対し、システムでの無呼吸計数回数は 251 回と、実際より多く計数されている。これは、図 10 に示すように、一回の無呼吸状態の間に小さな体動があって二回に分かれて計測されてしまうことが主な原因となっている。

全 10 名の被験者のうち、予め無呼吸症候群と診断されている被験者は 1 名のみであったのに対し、実際に一時間に 5 回より多くの無呼吸症状が観測されたのは 5 名あり、特に明け方(午前 3 時頃以後)に観測されることが多かった。このように、これまで分かっていたいなかった被験者についても新たに睡眠時無呼吸症状が検出されるなど、フィールドテストにおいて本システムの有効性が確かめられた。

4 おわりに

本報告では、フレーム間差分という簡便な動画処理手法を用いて、睡眠時の呼吸を無拘束

に計測できるとともに、就寝状態も自動判別できる呼吸モニタリングシステムについて述べた。本システムは、実験にて有効性が確かめられたが、さらに安定な呼吸計測の実現には、睡眠中の非呼吸体動を判別する方式の高精度化等の課題が残されている。今後、フィールドテストにて得られた実験結果の解析を進めていくとともに、より多くの臨床実験を行い、改良を重ねる予定である。

なお、本研究の一部は、社団法人シルバーサービス振興会「介護支援システム開発事業研究」の一環として委託を受け実施したものである。

謝辞

フィールドテストにご協力頂くとともに数多くの貴重なご意見を賜りました社団法人八日会の皆様と特別養護老人ホーム中郷園の皆様に、この場をお借りして心からお礼申し上げます。

参考文献

- [1] 山田, 石原 他, ビジュアルセンシングシステムによる完全無拘束化での呼吸数の自動計測, 信学情報・システムソサエティ大会, pp.102, 1996.
- [2] 渡邊 他, 動画画像処理による呼吸自動モニタリングシステムの開発, SICE 第 43 回パターン計測部会研究会, pp.15-22, 1998.
- [3] Y. Miyake et al, Improvement in Accuracy of Respiration Pattern Detection on Visual Sensing System, proc. of IAPR Workshop on Machine Vision Applications, MVA'98, Chiba, Japan, pp.262-265, 1998.
- [4] 西田, 森, 溝口, 佐藤, 視覚情報による睡眠時無呼吸症候群診断手法, 日本ロボット学会誌, Vol.16, No.2, pp.274-281, 1998.
- [5] 平沢, 渥美, 睡眠の加齢変化 第一報: 各睡眠パラメータの変化について, 日本老年医学会雑誌, Vol.34, No.6, pp.453-460, 1997.
- [6] 野沢, 睡眠・覚醒障害 - 診断と治療の最前線 -, 第 22 回東京電機大学公開講座, 1998.