

原 著

ビデオ画像による睡眠中呼吸運動解析の試み

東京女子医科大学 耳鼻咽喉科学教室 (主任: 石井哲夫教授)

タカサキ カオリ ・ タカヤマ ミキコ ・ イシイ テツオ
高崎かおり ・ 高山 幹子 ・ 石井 哲夫

(受付 平成10年4月8日)

Measurement of Respiratory Movement by Analysis of Images

Kaori TAKASAKI, Mikiko TAKAYAMA and Tetsuo ISHII

Department of Otolaryngology (Director: Prof. Tetsuo ISHII)

Tokyo Women's Medical University

Examinations of sleep apnea syndrome, which require various monitors to be attached to the body, can impose a heavy burden on patients. We have devised a system whereby respiratory movement is measured, without restricting patients, by analyzing video taped images of patients. To explain the principle of image analysis first, images of the chest and abdomen are divided into small areas and the movement of each area is followed by the tracking method. Then overall movement is obtained from the average of velocity spectra (optical flow). The movement thus recorded is processed by tracking vision and computer. The image can be analyzed either in real time or retrospectively.

Appropriate conditions for recording were as follows; illumination of 10 lux or more, a richly patterned bedcover, the surface of which was uneven so that tracking could easily be done. The camera was positioned at the foot of the bed at an angle of 35° to the horizontal plane of the body. When the results of this system were compared with those of the simultaneously performed conventional method using a respiration band, there was little difference in the respiratory movement, operational factor or apnea index. Thus, this system was found to be capable of diagnosing sleep apnea syndrome.

緒 言

呼吸による胸腹壁の運動は、主に横隔膜およびその他の呼吸筋に支配されている。したがって、これらの動きをモニターすることにより、呼吸運動を測定することができる。現在、一般に行われている睡眠時無呼吸症候群 (SAS) の終夜睡眠検査では、胸部と腹部のバンド装着をはじめ、様々なモニターを身体に密着させることにより情報を得ている¹⁾。そのため、睡眠時の患者の負担が大きく日常の睡眠状態とは微妙に異なることや、夜間の体動やトイレでモニターがはずれ、検査が中断されることなどが問題点となっていた。

今回、バンドを装着するかわりに胸部と腹部の

運動をビデオ撮影し、その結果をコンピューターで画像解析することにより、胸腹壁の呼吸運動の測定を行うシステムを作製した。本方法と従来のバンド装着による方法とを比較し、本方法の有用性と、画像解析が可能な撮影条件および検査に適する条件につき検討した。

対象および方法

まず今回作製した胸腹壁の呼吸運動の測定の原理とシステムについて述べる。なお、従来の方法には、米国 NIMS 社製のレスピソムノグラフ (MODEL SYO2) を使用した。

1. 画像解析による測定の原理

通常、ブラウン管の画面上の画像は、ピクセル

と呼ばれる三原色の点で、縦512個×横512個並んで構成されている。画面上のある小領域に着目すると、ピクセルが並ぶことによって作られる模様ができる。その模様を色の濃淡のパターン（以下明るさパターンと呼ぶ）として認識する（図1）。画面を多数の小領域に分割し、それぞれを明るさパターンで認識して、その運動を追跡する。それらの運動を統合することで全体の動きを知ることができる²⁾。

本研究で採用した追跡手法の原理は、明るさパターンをいったん認識し記憶すると、そのパターンが移動しても、最も相関度が高い領域を近傍から探索し、追跡し続けるものである。追跡したパターンを新たに記憶し、次々と相関度の高い領域を探し出し追跡していく（図2）。時間の経過を追うことにより、画像が刻々と変化してもその運動を連続的に追跡することができる²⁾。つまり、この手法を用いれば、最初の明るさパターンと、数時間後の明るさパターンが全く違うものになっても、追跡することが可能である。

以上の方法で検出した明るさパターンの運動は、コンピューターで解析される。まず、画面上にx軸y軸を仮定し、明るさパターンが移動した時の運動を速度ベクトルに変換する。この時の速度ベクトルをオプティカルフローと呼ぶ。画面上のすべての小領域から検出したオプティカルフ

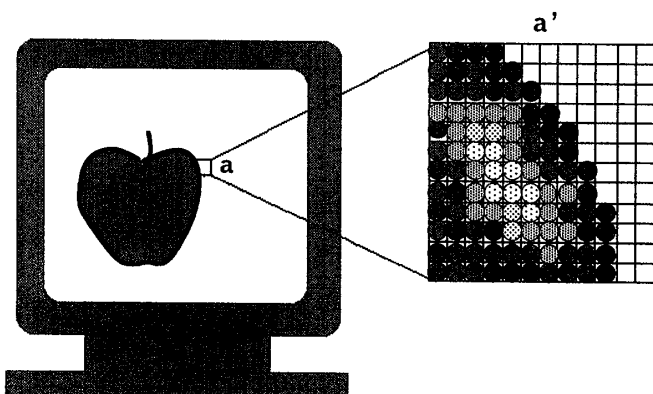


図1 明るさパターンのモデル

画像中の小領域 a を拡大したものを a' とする。a' 中の多数の濃淡の異なる円がピクセルである。ピクセルが並んで画像を形成しているのがわかる。ある小領域におけるピクセルの配列でできる濃淡のパターンを明るさパターンと呼ぶ。

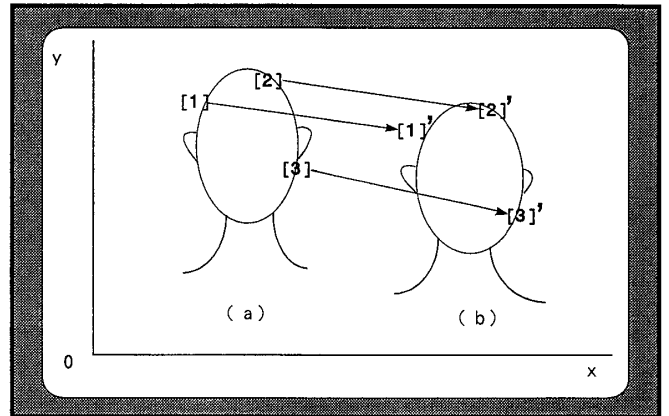


図2 追跡手法のモデル

画像中の人物を [1] から [3] の領域で認識し、(a) の位置から (b) の位置への移動を追跡する。それぞれ最も相関度の高い領域 [1]' から [3]' を近傍から探しだし追跡する。この時生じる速度ベクトルをオプティカルフローと呼ぶ。

ローを、さらに x 成分と y 成分に分割し、それぞれの成分の集合平均を求める。その結果から、画面全体の運動の x 成分、y 成分を計算することができる。

2. 胸部および腹部の運動の計測

胸部および腹部の運動を実際に計測するためのパラメータは、以下の式で表すことができる。これは、胸部および腹部を撮影した画面内の領域から、それぞれオプティカルフローの和をとった二次元パラメータである。

$$\text{Parameter}_x = \sum_{\substack{(x, y) \in \\ \text{胸部 or 腹部}}} \text{optical flow}_x \, dx \, dy \quad (1)$$

$$\text{Parameter}_y = \sum_{\substack{(x, y) \in \\ \text{胸部 or 腹部}}} \text{optical flow}_y \, dx \, dy \quad (2)$$

実際の測定は、病室内で撮影し（図3a）、撮影した胸部および腹部の画面を、それぞれ縦16×横19の304の小領域に分割した。304の小領域の運動をそれぞれ追跡してオプティカルフローを検出し、胸部および腹部の変移量を測定した（図3b）。これらの運動の追跡は、常に1/30秒毎に行われるように設定した。つまり、オプティカルフローも1/30秒毎に検出され、全体の運動も1/30秒毎に測定できる。なお、オプティカルフローは、布地の柄および織りの濃淡で明るさパターンを認識させて検

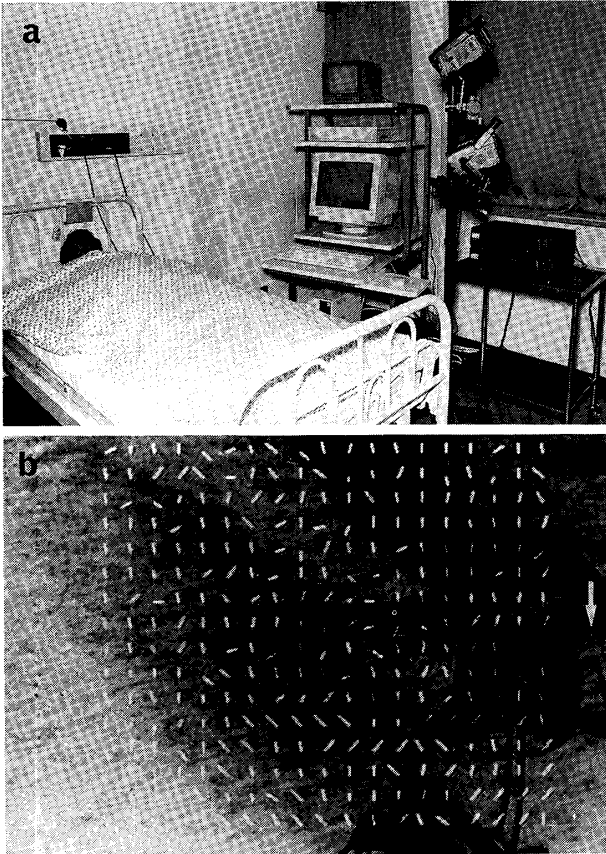


図3 実際のオプティカルフローの検出

a: 病室での測定風景

b: 撮影した画像からオプティカルフローを検出している画面。縦16×横19の304領域に画面を分割して追跡している。白い小さな点が混在しているように見えるが、それぞれ小さなベクトルであり、304領域から検出したオプティカルフローである。画面右端に拡大像のモデルを示す。(なお、黒い傘の模様は撮影した被検者の衣服の柄である。)

出した。

以上の手法により、胸部と腹部の呼吸運動によるオプティカルフロー曲線が得られる。データ解析のためこの曲線を x, y 平面に置き換え、 x 軸は時間、 y 軸はオプティカルフローを表し、比較対象となる米国 NIMS 社製のレスピソムノグラフでの解析と比較した。

3. 体表面オプティカルフローの算出原理

肋骨胸郭また腹部を円柱と仮定した時の半径を r として、オプティカルフローと半径 r との関係を考える(図4)。円柱上の点 p_0 が点 p に移動した時、画面上では点 p_0 から点 p^* に移動する。 p_0p^* の x, y 成分をそれぞれ (p_0p^*x, p_0p^*y) とすると、

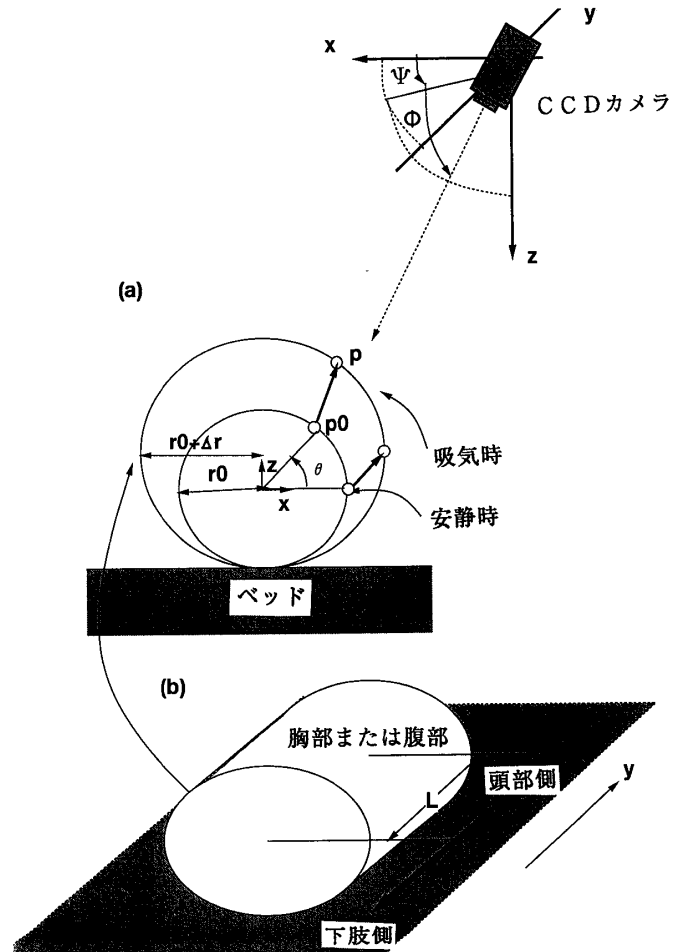


図4 呼吸運動のモデル

胸部または腹部を円柱に近似しモデル化すると、胸部上の点 p_0 は、吸気時に点 p に移動する。

a: 胸部または腹部の断面図, b: 胸部または腹部の立体図。

r_0 : 胸部または腹部の半径, $r_0 + \Delta r$: 吸気時、膨張した時の半径, L : 胸部または腹部の長さ, ϕ : 垂直方向のカメラの入射角, ψ : 水平方向のカメラの入射角。

オプティカルフローの x 成分の合計 ($O_{sum, x}$) は次の式で表すことができる。カメラの入射角を、円柱に対し垂直方向の角度を ϕ 、水平方向の角度を ψ とすると

$$dO_{sum, x} = p_0p^*x dS^* \quad (3)$$

$$O_{sum, x} = \int dO_{sum, x} = A^2 L r_0 (\pi \cos \phi \sin^2 \psi) / 4 \times \Delta r \propto \Delta r \quad (4)$$

同様にオプティカルフローの y 成分の合計、($O_{sum, y}$) は以下の式で表すことができる。

$$dO_{sum, y} = p_0p^*y dS^* \quad (5)$$

$$O_{sum, y} = \int dO_{sum, y} = A^2 L r_0 \cos \theta \{ \pi \sin \phi / 4 (3 + \cos^2 \psi) +$$

$$2\sqrt{\cos^2\phi\cos^2\psi+\sin^2\phi}\times\Delta r\propto\Delta r \quad (6)$$

そしてオプティカルフローの総和は以下の式で表すことができる。

$$\begin{aligned} O_{\text{sum}} &= \sqrt{(O_{\text{sum},x}^2 + O_{\text{sum},y}^2)} \\ &= CA^2 L r_0 \Delta r \propto \Delta r \end{aligned} \quad (7)$$

(Cは ϕ , ψ の関数, Aは係数)

以上より, オプティカルフローの総和は半径に比例した量であることがわかる。従って各肋骨胸壁と腹壁表面の変移量を各オプティカルフローの総和で対応することができ, そしてこの両者の和は肺内ガス量の変化, すなわち呼吸量を反映していることになる。

4. 画像解析による測定のシステムと応用

実験システムは, 2台のCCDカメラとトラッキングビジョン, およびコンピューターで構成されている(図5)。2台のCCDカメラで胸部および腹部の画像を別々に入力し, トラッキングビジョンで画像の追跡と, オプティカルフローの検出をそれぞれ行う。これらのデータから, コンピューターにより解析と検査が同時に行われ, 呼吸運動をリアルタイムに測定可能な構成にした。

実際には, CCDカメラとして一般のホームビデオカメラ(SONY Handycam Video8)を用い,

トラッキングビジョン(TRV-US)とコンピューター(SPARC station 5 Model-110)は富士通社製のものを使用した。また, 記録は, ビデオカメラをVHSのビデオデッキに接続し3倍速で録画を行い, 120分テープで6時間の測定を可能なように設定し, 睡眠中のテープ交換の手間を省いた。このテープを後日解析することも可能である。

以上に述べた画像解析の原理とシステムを用いて, 健常成人例における呼吸運動の測定を従来の方法と同時に行い, 本方法の実用性を検討した。さらに, 測定条件を設定するため, 以下の5項目につき検討した。

- 1) 睡眠中におけるその他の体の動き
- 2) 掛け布団の種類
- 3) 掛け布団の素材, 図柄
- 4) 部屋の明るさ
- 5) カメラの設置位置

結 果

正常な覚醒時の胸腹壁の呼吸運動について, 胸部の運動に着目し, 従来の方法と本方法とで比較した(図6)。ドットで表したものが従来の方法による胸郭の呼吸運動の最大吸気時の周期を表しており, 曲線で表したものが本方法による胸郭の呼

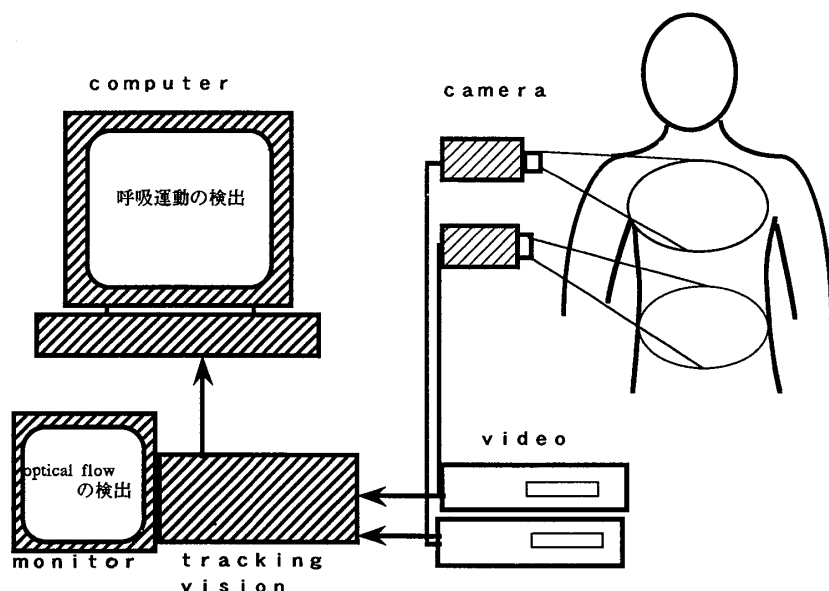


図5 測定システムの模式図

2台のCCDカメラで胸部および腹部の画像を入力し, ビデオテープに記録する。それらの画像をトラッキングビジョンで, 追跡およびオプティカルフローの検出を行い, さらにそのデータをコンピューターで解析し, 呼吸運動を測定する。

吸運動である。横軸が時間を示し、縦軸プラス方向が吸気相、マイナス方向が呼気相を示す。従来の方法と本方法での結果を比較すると、ドットと曲線の頂点は常に一致しており、本方法で呼吸運動(胸部の吸気相)が計測可能であることがわかった。

次に、以下の項目を胸部の運動について検討した。

1. 睡眠中におけるその他の体の動き

睡眠中の体位変換は、無意識に行われることであり、設定不可能なものである。側臥位の場合、仰臥位と比較するとカメラで撮影される胸部および腹部の面積が小さくなる。つまり、画像から得る視覚情報が少なくなる。そこで、仰臥位、側臥位にかかわらず測定可能か検討した。まず、掛け布団をかけずに寝間着のみを着用して、仰臥位と側臥位で呼吸運動を測定し、従来の方法と比較した(図7)。図6と同様に、ドットで表したものが従来の方法による呼吸運動の最大吸気時の周期で、曲線で表したものが本測定方法による呼吸運動である。仰臥位および側臥位とも、ドットと曲線の頂点は一致しており、側臥位でも呼吸運動が測定可能であることが判明した。

2. 掛け布団の種類

掛け布団を使用しても呼吸運動の測定が可能で

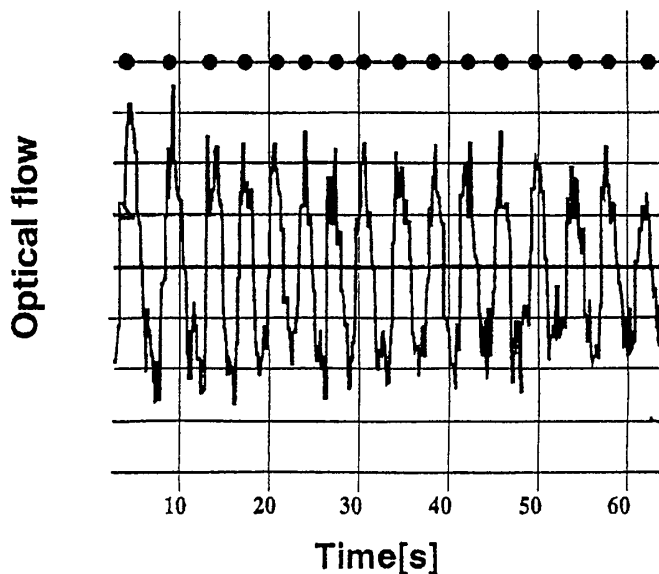


図6 健常成人例における呼吸運動の測定結果
ドット(●)：従来のバンド装着による呼吸運動，曲線(△)：本方法による呼吸運動。

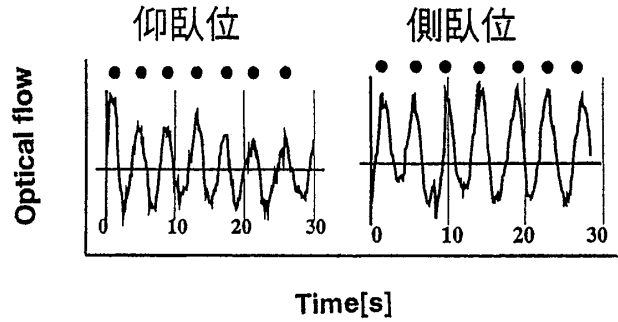


図7 体位変換時の呼吸運動の測定結果
ドット(●)：従来のバンド装着による呼吸運動，曲線(△)：本方法による呼吸運動。

あるか検討した。まず、掛け布団をかけずに寝間着のみの場合の仰臥位および側臥位の測定結果を基準とし、木綿の薄いカバーのみを掛けた場合と、タオルケットを掛けた場合とを、仰臥位および側臥位で測定し、各々結果を比較した(図8)。ドットで表したものが従来の方法による呼吸運動の最大吸気時の周期で、曲線で表したものが本測定方法による呼吸運動である。いずれの場合もドットと曲線の頂点は一致しており、木綿の薄いカバー、タオルケットを使用しているも、呼吸運動の測定が可能であった。しかし、厚い布団は呼吸運動が布団に吸収されてしまい不適當であった。また掛

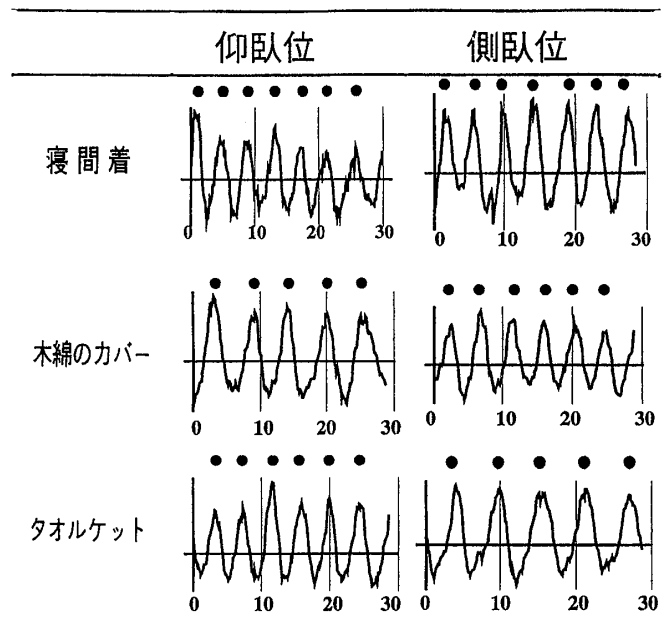


図8 掛け物別呼吸運動の測定結果
ドット(●)：従来のバンド装着による呼吸運動，曲線(△)：本方法による呼吸運動。

け布団を介した場合、胸部と腹部の運動の解離が寝間着のみの場合と比較するとやや不十分になるが、可能な限り適切にカメラの視線をあわせ測定した。

3. 掛け布団の素材、図柄

オプティカルフローを正確に検出することが、検査の信頼性につながる。どのような素材、図柄がオプティカルフローを正確に検出しやすいか検討した。オプティカルフローを正確に検出するためには、明るさパターンを正確に追跡しなければならない。そのためには、明るさパターンの濃淡値が明確であり、それぞれの模様が似通っていないものが適している。また、なめらかな素材より影のできやすい凹凸のある素材の方が、明るさパターンが明確となる。

木綿のカバーおよびタオルケットを掛けた場合、測定可能であったように、呼吸運動が吸収されずに掛けているものに伝われば、呼吸運動を捕らえることができる。しかし、掛け布団と身体との間に空間ができると、呼吸運動を吸収してしまい、胸部と腹部の運動の解離が不明瞭になり誤差が生じる。つまり、身体との間に空間ができにくく、身体の運動が伝わりやすい素材が検査に適している。寝間着のみで測定する場合が当然運動が検出されやすいが、検査する時は掛け布団が必要なことが多い。実際には、タオルケットのような織りがあらく細かい凹凸があるもので、身体に密着しやすいものが適していた。また、その模様は、色の濃淡がはっきりしていて、細かく変化に富んだものが明るさパターンを認識し、オプティカルフローを検出するうえで適していた²⁾。

4. 部屋の明るさ

CCDカメラによるビデオ撮影と、オプティカルフローの検出が可能な明るさを、高感度光量計を用いて測定した。光量を調節しながらビデオ撮影をした結果、3ルクス以上の光量で、はっきりとした映像が撮影できた。ただし、布地の影になった部分のオプティカルフローが、正確に検出されなかつたため、さらに光量を調節しながら撮影をした結果、10ルクス以上で良好な映像が得られた。オプティカルフローも全画面上ほぼ問題なく

検出可能であった。

5. カメラの設置位置

実際の呼吸運動は、三次元空間の中で行われている。画面では、その三次元の動きを平面上の動きに変換しなければならない。カメラのレンズと垂直な動きは、明るさパターンの移動を伴わないことが多く、オプティカルフローを検出できず、画像解析することは難しい。そこで、カメラの位置について、前述した呼吸モデルを用い検討した。

図4を参考に胸部、腹部を円柱に近似して、呼吸運動を考えると、胸部または腹部の点 p_0 は、吸気時点 p に移動する。この時、点 p_0 を始点として点 p に向かうベクトルが得られ、それをオプティカルフローと同一と考える。前述したごとくオプティカルフローの総和は、胸部、腹部の半径の増加量に比例し、各肋骨胸壁と腹壁表面の変移量と対応し呼吸量を反映する。カメラの入射角を、円柱に対し垂直方向の角度を ϕ 、水平方向の角度を ψ とすると、オプティカルフローの総和(Osum)は式(7)より以下の式で表すことができる。

$$Osum = CA^2 L r_0 \Delta r \quad (8)$$

(C は ϕ と ψ の関数、 A は係数、 L は円柱の長さ、 r_0 は円柱の半径、 Δr は半径の変化量)

上の式で、関数 C が最大値をとる時に、オプティカルフローの総和も最大値をとる。 ϕ と ψ の関数 C は、 ϕ と ψ をそれぞれ $0 < \phi, \psi < \pi/2$ の範囲で変化させた時、図9aのように変化する。このグラフを等高線グラフに書き換えたものが図9bである。関数 C の値を等高線グラフの高さで示しており、関数 C の値が大きいほど、等高線の高さが高い。 ψ の変化による等高線の高低の差と比較し、 ϕ の変化による高低の差は激しく、関数 C の値は、 ψ よりも ϕ の変化に影響されることがわかる。 ϕ が $\pi/8$ から $\pi/4$ の間で、等高線は最も高くなり、関数 C は最大値を得る。この時の ϕ と ψ の、数値を求めると、 $\phi = 33.6$ 度、 $\psi = 0$ 度の時で、 $C = 3.18$ となる。つまり、オプティカルフローの総和の最大値(Osum max)は式(8)より以下の式で求められる。

$$Osum \max = 3.18 A^2 L r_0 \Delta r \quad (9)$$

以上のことから、最も適切なカメラの位置は、

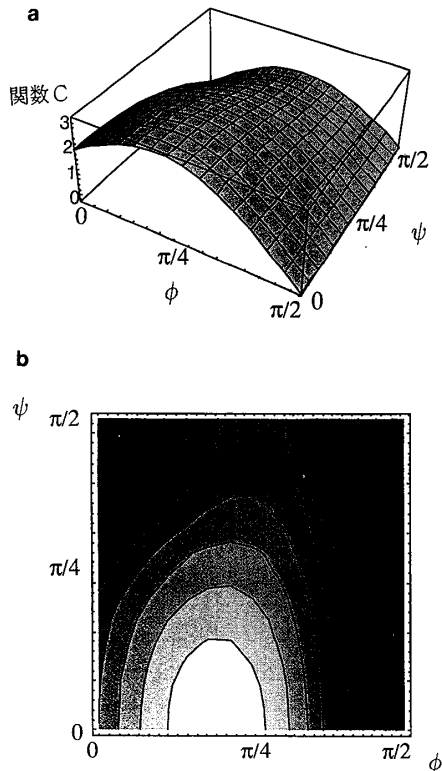


図9 カメラの入射角 ϕ (垂直方向) と ψ (水平方向) の変化による関数 C のグラフ

a: ϕ と ψ が、それぞれ $0 < \phi, \psi < \pi/2$ の範囲で変化した時の関数 C の値を高さで示す。

b: 関数 C の等高線グラフ

グラフの色の濃淡により、高さを表す。カメラの入射角 ψ (水平方向) が変化した時より、カメラの入射角 ϕ (垂直方向) が変化した時の方が高さの差が急激である。よって、関数 C の値は、主に ϕ の変化に影響されることを示しており、 ϕ が $\pi/8$ から $\pi/4$ の間で最大値をとることがわかる。

撮影対象に対しカメラが垂直にむき、その入射角が33.6度の時であった。実際の測定時は、頭部が映像の妨げにならないように、下肢側より約35度にカメラを設置し撮影した。

考 察

1976年に Guillmienault ら³⁾により、睡眠時無呼吸症候群の概念が報告された。その診断基準は、7時間の睡眠中に10秒以上続く無呼吸が30回以上存在するか、あるいは単位時間あたり5回以上の無呼吸が存在するものと定義されている。つまり、診断には無呼吸の存在の記録が必要不可欠である⁴⁾。

従来行われている測定法は、計測用のバンドを

胸部と腹部に巻き、バンド内のコイルに電圧をかけ、コイルのインダクタンスの変化から呼吸運動を測定していた。

今回、新たに考案したシステムは、従来の電気的な情報ではなく、視覚情報という新しい情報源によるものである。つまり、視覚情報として得た映像から、コンピュータで速度ベクトルという数学的な情報に変換、解析し測定する方法である²⁾。本方法以外にもコンピュータを用いた呼吸運動の解析は多く報告があるが^{5)~13)}映像を情報源とする方法は少ない。さらに本方法では、画面を304領域と細かく分割し、かつ1/30秒毎に速度ベクトルを測定している。そのため、わずかな動きでも正確に捕らえ、刻々と映像が変化しても追跡することができる。つまり、掛け布団を使用しても呼吸運動が伝わるものであれば使用可能であり、体位変換をしても測定の妨げにならない。また、適切にカメラの視線を設定することにより腹部と胸部の運動をそれぞれ別々に測定することが可能である。さらに Konno ら¹⁴⁾の報告を参考に、換気量を胸部と腹部の波形の和と対応させ、仕事量をそれぞれの波形の絶対値の和と対応させることにより、換気量と仕事量を比較できる。この場合、胸部と腹部の運動の間に位相差があると、波形の和は絶対値の和と等しくはならず、相殺されて小さくなる。その結果、仕事量に比べ換気量は小さく、運動量のわりには換気が悪い、つまり閉塞性無呼吸と判断できる。また、胸部と腹部の運動を両者とも認めない時は、仕事量も換気量もゼロとなり、中枢性無呼吸と判断できる。

本方法で検査を行う場合に適する条件を、①掛け布団を使用する場合は、柄のあるタオルケットを使う、②部屋の明るさは10ルクス以上、③カメラの入射角は、被検者の身体に対し下肢側から約35度に設置、の3点と設定した。実際には、検査は部屋の電気を消しベッドライト(60ワット)のみをつけて行っているが、その時の胸部および腹部の表面の明るさは約20ルクスであり、測定上良好で、かつ睡眠を妨げるものではなかった。さらに今後、赤外線カメラを導入し、暗所における測定も実現可能と考えている。

本方法の特徴は、バンドの装着の必要がなく、患者を拘束することがないということである。より自然なリラックスした状態で、普段の睡眠状態と近い結果が得られる。また、在宅で撮影したビデオテープをレトロスペクティブに解析することが可能であり、入院を要せず終夜睡眠検査が可能である¹⁵⁾¹⁶⁾。

今後の課題としては、胸部と腹部の運動を解離して記録し、その位相差を解析することにより奇異運動の検出、さらに中枢性、閉塞性の鑑別を明確にしていくことである。前述した検査に適する条件下で、その鑑別は可能であると考えている。視覚情報を情報源とする問題点としては、カメラの画面から画像が遮られた時や、画面から撮影対象がはずれた場合に測定ができなくなるという点である。画面内に動くものがないとオプティカルフローは検出されず、無呼吸と混同してしまう可能性がある。実際の測定では、被検者が夜間トイレに立ち、ベッドから離れた時が問題となろう。被検者にマーカーをつけ、ベッド上に存在しているかどうかの指標にするなど、対応策を検討中である。

結 論

トラッキングと画像解析によるシステムを導入し、バンド装着なしで呼吸運動の測定が可能であった。リアルタイムにも測定を掲示でき、レトロスペクティブにも解析可能であった。また撮影条件を、①掛け布団を使用する場合は、柄のあるタオルケットを使う、②部屋の明るさは10ルクス以上、③カメラの入射角は、被検者の身体に対し下肢側から約35度に設置、の3点と設定し検査をより確実なものとした。

稿を終えるにあたり、本研究の装置の開発、操作につきご協力いただいた東京大学先端科学技術研究センター 生命知能システム研究室 佐藤知正教授、森武俊氏、西田佳史氏に心から感謝いたします。

なお、本研究の一部は、平成8年度文部省科学研究費、一般研究C (No. 30082126) の支援を受けた。

本論文の一部は、第8回日本口腔・咽頭科学会(1995年、大分)、第97回日本耳鼻咽喉科学会総会(1996年、

福岡)、1st International Conference on Snoring and Sleep Apnea(1997年、アテネ)において発表した。

文 献

- 1) 西村忠郎：睡眠時無呼吸の診断と治療。耳鼻臨 83：342-343, 1990
- 2) 井上博充, 稲葉雅幸, 森 武俊ほか：局所相関演算に基づく実時間ビジョンシステムの開発。日ロボット会誌 13：134-140, 1995
- 3) Guilleminault C, Tilkian A, Dement WC: The sleep apnea syndrome. Ann Rev Med 27：465-484, 1976
- 4) Sackner MA, Belsito AS, Nay N: Apnea diagnosis with respiration monitor TM. The 5th International Congress of Sleep Research：742, 1987
- 5) West P, Kryger MH: Continuous monitoring of respiratory variable during sleep by micro-computer. Methods Inf Med 22：198-203, 1983
- 6) Doman J, Detka C, Hoffman T et al: Automating the sleep laboratory: implementation and validation of digital recording and analysis. Int J Biomed Comput 38：269-276, 1995
- 7) Hirshkowitz M, Moore CA: Issues in computerized polysomnography. Sleep 17：105-112, 1994
- 8) Biernacka H, Douglas NJ: Evaluation of a computerized polysomnography system. Thorax 48：280-283, 1993
- 9) Standard of Practice Committee of the American Sleep Disorders Association: Practice parameters for the use of portable recording in the assessment of obstructive sleep apnea. Sleep 17：372-377, 1994
- 10) Ferber R, Millman R, Coppola M et al: Portable recording in the assessment of obstructive sleep apnea. Sleep 17：378-392, 1994
- 11) Lord S, Sawyer B, Pond D et al: Interrater reliability of computer-assisted scoring of breathing during sleep. Sleep 12：550-558, 1989
- 12) Man GCW, Kang BV: Validation of a portable sleep apnea monitoring device. Chest 108：388-393, 1995
- 13) Tvinnereim M, Mateika S, Cole P et al: Diagnosis of obstructive sleep apnea using a portable transducer catheter. Am J Respir Crit Care Med 152：775-779, 1995
- 14) Konno K, Mead J: Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. J Appl Physiol 22：407-422, 1967
- 15) 飛田 渉：在宅睡眠モニター。JOHNS 7：899-903, 1991
- 16) 岡部慎一, 飛田 渉, 三木 裕：在宅睡眠呼吸モニター装置の開発と臨床応用。臨モニター 1：463-470, 1990