

取り巻きセンサシステムによる睡眠時無呼吸症候群診断

Sleep Apnea Syndrome Diagnosis by Surrounding Sensing System

西田佳史 (東大) 正 森武俊 (東大先端研) 正 佐藤知正 (東大先端研)

Yoshifumi NISHIDA, the University of Tokyo, 7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo, 113-8656 Japan
 Taketoshi MORI, RCAST, the University of Tokyo, 4-6-1 Komaba, Meguro-ku, Tokyo, 153-8904 Japan
 Tomomasa SATO, RCAST, the University of Tokyo, 4-6-1 Komaba, Meguro-ku, Tokyo, 153-8904 Japan

This paper proposes a new method of **non-invasively** and **unrestrainedly** diagnosis for the Sleep Apnea Syndrome (SAS) by TV image. The SAS is a disease that a patient stops breathing in sleep intermittently. A remarkable feature of the method is that the system is able to diagnose the SAS without directly attaching any sensors to the patient by utilizing image processing. This paper describes the method theoretically from the physiological point of view. The method consists of the following steps: 1) With an image processor, the system calculates optical flows from magnified images of the breast and the abdomen of the patient. 2) the system obtains medical parameters for the SAS diagnosis by utilizing the optical flows. The effectiveness of the proposed method is proved through applying an experimental system to some SAS patients with a help of doctors and nurses at a hospital.

Keywords: Non-invasive Unrestrained Monitoring, Sleep Apnea Syndrome Diagnosis, Vision Based Diagnosis

1 緒論

睡眠時無呼吸症候群¹(Sleep Apnea Syndrome, 以下 SAS と略す)の原因は、咽喉部の形状異常などの末梢性のものと、中枢神経の異常などの中枢性に大別される¹⁾。SAS 患者の治療のためには、上記のいずれの原因によるものか判定を行ない、適切な治療方針を決定する必要があるが、現在市販されている典型的な睡眠時呼吸モニタでは、患者にさまざまなセンサを直接取り付けるために、1) 患者がセンサを無意識に外してしまい、計測が中断することがしばしば生じる、2) 患者に相当な肉体的、心理的な負担を強い、などの問題点があった。

本論文では、画像処理に基づいて無拘束・無侵襲センシングに行なうことで、従来システムの課題点を解決する SAS 診断手法を提案する。また、実験室レベルの検証だけでなく、医師の協力を得て実際の SAS 患者を対象に検査を行ない従来手法と比較することにより、本手法の有効性を検証する。

2 睡眠時無呼吸症候群

2.1 睡眠時無呼吸症候群の特徴

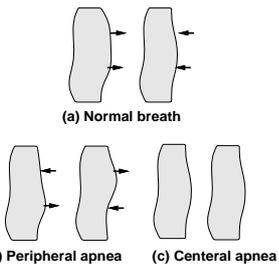


Fig.1: Peripheral apnea and central apnea

末梢性無呼吸、中枢性無呼吸には以下のような特徴がある。Fig.1に末梢性無呼吸(Peripheral Apnea)と中枢性無呼吸(Central Apnea)の呼吸にともなう胸部、腹部の動きの様子を示す。Fig.1中の各図は人を横から見た時の様子を示している。正常な呼吸(図中(a)参照)では、吸息時には胸部と腹部が同時に膨らみ、呼息時に同時に縮むことを繰り返すのに対して、末梢性無呼吸(図中(b)参照)では、胸部が膨らみ、腹部が縮む状態と、これとは逆の胸部が縮む、腹部が膨らむ状態とを交互に繰り返す²⁾。また、中枢性無呼吸(図中(c)参照)では、胸部・腹部の動きは認められない。本論文では、以下でこの特徴を利用することによって、上述の3つの呼吸状態を識別する手法を述べる。

2.2 無呼吸の生理と診断の原理

Fig.2は、正常な呼吸、末梢性無呼吸状態における胸部(breast)、腹部(abdomen)、横隔膜(diaphragm)の変化の関係を図式化したものである。図では、横隔膜は腹部、胸部を仕切る壁であり、呼吸により体軸方向に動く(図中の左右に動く)ものとして扱う。

¹ 覚醒時には呼吸障害を自覚しないが、睡眠時に10秒以上続く換気停止が1時間に5回以上、または、7時間に30回以上生じるものとして定義される。一次的には、低酸素血症、高炭酸ガス血症をきたし、二次的には肺高血圧、右心不全、不整脈、脳障害などを引き起こし、重症例では突然死をきたすことが知られている

² この状態は呼吸のための運動が生じているが、実際には換気を行なっていないため無呼吸状態として扱われる。

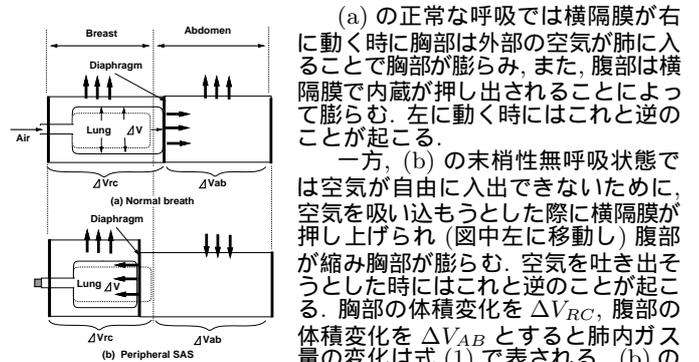


Fig.2: Respiration exercise

(a)の正常な呼吸では横隔膜が右に動く時に胸部は外部の空気が肺に入ることによって膨らみ、また、腹部は横隔膜で内蔵が押し出されることによって膨らむ。左に動く時にはこれと逆のことが起こる。

一方、(b)の末梢性無呼吸状態では空気が自由に入出できないために、空気を吸い込もうとした際に横隔膜が押し上げられ(図中左に移動し)腹部が縮み胸部が膨らむ。空気を吐き出そうとした時にはこれと逆のことが起こる。胸部の体積変化を ΔV_{RC} 、腹部の体積変化を ΔV_{AB} とすると肺内ガスの量の変化は式(1)で表される。(b)の場合、 ΔV_{RC} 、 ΔV_{AB} が0でないにもかかわらず ΔV はほぼ0となる。

$$\Delta V = \Delta V_{RC} + \Delta V_{AB} \quad (1)$$

したがって、 ΔV_{RC} 、 ΔV_{AB} を計測することで ΔV を計測することができる。以下、画像処理を用いて、 $\Delta V_{RC} + \Delta V_{AB}$ に相当する物理量を導出する手法を述べる。

2.3 画像処理に基づく呼吸運動計測の理論的考察

2.3.1 布団が掛かっていない場合の考察

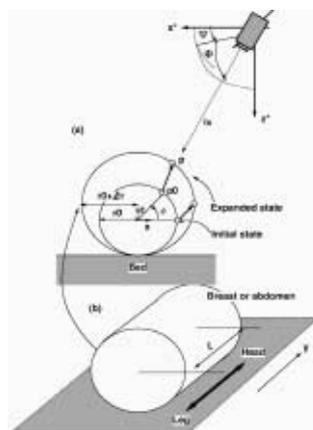


Fig.3: Model of human body

呼吸による胸部、腹部の変化をFig.3のようにモデル化する。これは、胸部、腹部を円柱近似したものである。 ΔV を初期半径(r_0)、半径変化(Δr)で表すと式(2)のようになる。式(2)において、 Δr 、 r_0 、 L が人が呼吸をするようなスケールの値をとる場合を考える。成人男子の平均的な値を代入すると式(2)は式(3)のようになる。なお、ここでは成人男子の平均的な値として、生理学の見解にもとづいて、 Δr の変域を $-0.32 \sim 0.32[cm]$ 、 $r_0 = 12.7[cm]$ 、 $L = 36.2[cm]$ とした。式(3)は、最小自乗法を用いて誤差1%以下で式(4)のように1次近似でき、 ΔV と Δr は比例していると考えてよいことが分かる。

$$\Delta V = (\Delta r^2 + 2\Delta r r_0)\pi L \quad (2)$$

$$= \pi(\Delta r^2 + 2.0 \cdot 12.7 \cdot \Delta r)36.2 \quad [cm^3] \quad (3)$$

$$\simeq 2924.7\Delta r - 1.88[cm^3] \quad (4)$$

画像座標 (x^*, y^*) における重み関数を $w(x, y)$, 時刻 t における (x^*, y^*) 近傍のオプティカルフローベクトルを $O(x^*, y^*, t)$ として表記し, ベクトル B を以下のように定義する. また, その x, y 成分を B_x, B_y とする.

$$B_x \equiv \iint \int_0^t O(x^*, y^*, t) \cdot (1, 0) \quad dt dx^* dy^* \quad (5)$$

$$B_y \equiv \iint \int_0^t O(x^*, y^*, t) \cdot (0, 1) \quad dt dx^* dy^* \quad (6)$$

但し, x^*, y^* の積分区間は $(x^*, y^*) \in$ 胸部 or 腹部 である. B は胸部拡大画像からオプティカルフローを求め, それらを面積分したものを表している. 画面上での p_0p の見え方を p_0p^* とし, その (x^*, y^*) 成分を $p_0p_x^*, p_0p_y^*$ とする. 但し, M_T は式 (9) で与えられる透視変換マトリクスであり, A は画像の拡大率から決められる定数である. p_0p^* は式 (7)(8) で与えられる. また, $dx^* dy^*$ は, 式 (10) で示すように変換できる.

$$p_0p^* = \int_0^t O(x^*, y^*, t) dt \quad (7)$$

$$= M_T p_0p \quad (8)$$

$$M_T = A \begin{pmatrix} -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ -\sin \phi \cos \psi & -\sin \phi \sin \psi & \cos \phi \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (9)$$

$$dx^* dy^* = A^2 r_0 (\cos \phi \cos \psi \cos \theta + \sin \phi \sin \theta) d\theta dL \quad (10)$$

式 (7)(8)(10) より, 式 (5)(6) を $\phi, \psi, \Delta r, r_0, A, L$ で表すと, 次式のようになる.

$$B_x = A^2 L r_0 \frac{\pi \cos \phi \sin 2\psi}{4} \Delta r \quad (11)$$

$$= C_x \Delta V \quad (\text{式 (4) から } \Delta V \propto \Delta r \text{ より})$$

$$B_y = A^2 L r_0 \cos \phi \left(\frac{\pi \sin \phi (3 + \cos 2\psi)}{4} + 2\sqrt{\cos^2 \phi \cos^2 \psi + \sin^2 \phi} \right) \Delta r \quad (12)$$

$$= C_y \Delta V \quad (\text{式 (4) から } \Delta V \propto \Delta r \text{ より})$$

ただし, C_x, C_y は定数である. したがって, B_x, B_y によって ΔV を計測できることが分かる. B の大きさの最大値を与える ϕ, ψ を数値的に求めると, $\phi = 33.6^\circ$ であった.

本節の考察により, 以下の結論が導かれた. 布団がない場合, 1) 胸部, 腹部画像を画像処理して導出されるオプティカルフローの時間積分値の総和は, 胸部, 腹部を円柱近似した時の半径変化量に比例した量であること. 2) 胸部, 腹部の半径変化量がその円柱の体積変化量と比例した量であると考えてよいこと. 3) 計測に際して適切な視線方向はベッド面への入射角がおよそ 30° の時であること.

2.3.2 布団が掛かっている場合の考察

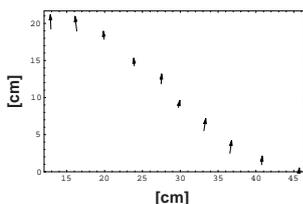


Fig.4: Motion of futon

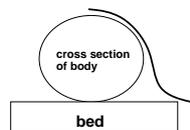


Fig.5: Monitored region

薄手の上布団が胴体に掛けられている時の呼吸運動に伴う布団の動きを考察する. Fig.4は, 薄手の上布団がかかっている時の, 呼

吸に伴う胸部・腹部における布団の変位を示したものであり, Fig.5の太線で示した範囲を計測したものである. 変位の大きさは, 分かりやすいように5倍にして表示してある. Fig.4より, 以下のように仮定し, 理論的に考察した. すなわち, 薄手の上布団を 1) 密度は均一で, 2) 厚さは無視でき, 3) 布団の面と平行の方向には伸び縮みせず, 4) 上布団と敷き布団の間の摩擦は十分に大きいものとして扱う. 胴体を円筒で近似した時, 円筒に接触している部分では円筒に従い, 円筒から離れ布団に接触するまでの間は懸垂線を描く.

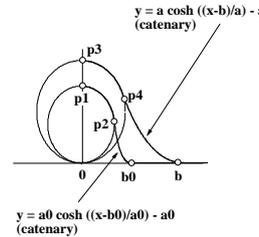


Fig.6: Model of motion of futon during respiration

初期状態の布団が描く曲線 $f_i(x)$ 上の点 (x_i, y_i) , 呼気状態の布団が描く曲線 $f_e(x)$ 上の点 (x_e, y_e) を以下のように定式化する. r_0, r は, それぞれ初期状態, 呼気状態における胴体の半径を表し, a, b, a_0, b_0 は懸垂線の形を決定するパラメータである.

$$(x_i, y_i) = \begin{cases} (r_0 \cos \theta, r_0 \sin \theta + r_0) & 0 \leq x < p_{2x} \\ (x, a_0 \cosh(\frac{x-b_0}{a_0}) - a_0) & p_{2x} \leq x < b_0 \\ (x, 0) & x \geq b_0 \end{cases} \quad (13)$$

$$(x_e, y_e) = \begin{cases} (r \cos \theta, r \sin \theta + r) & 0 \leq x < p_{4x} \\ (x, a \cosh(\frac{x-b}{a}) - a) & p_{4x} \leq x < b \\ (x, 0) & x \geq b \end{cases} \quad (14)$$

ここで点 p_2, p_4 を

$$p_2 = (r_0 \cos \theta_2, r_0 \sin \theta_2 + r_0) \quad (15)$$

$$p_4 = (r \cos \theta_4, r \sin \theta_4 + r) \quad (16)$$

とすると, p_2, p_4 には曲線に垂直な方向に力は作用しておらず, 懸垂線と円弧は p_2, p_4 で接していることから, 以下の式 (17), (18), (19), (20) が成立する.

$$\left. \frac{\partial f_i(x)}{\partial x} \right|_{x=r_0 \cos \theta_2} = -\cot \theta_2 = \sinh\left(\frac{r_0 \cos \theta_2 - b_0}{a_0}\right) \quad (17)$$

$$f_i(r_0 \cos \theta_2) = r_0 \sin \theta_2 + r_0 = \cosh\left(\frac{r_0 \cos \theta_2 - b}{a_0}\right) \quad (18)$$

$$\left. \frac{\partial f_e(x)}{\partial x} \right|_{x=r \cos \theta_4} = -\cot \theta_4 = \sinh\left(\frac{r \cos \theta_4 - b}{a}\right) \quad (19)$$

$$f_e(r \cos \theta_4) = r \sin \theta_4 + r = \cosh\left(\frac{r \cos \theta_4 - b}{a}\right) \quad (20)$$

が成立する. また, 仮定 4) が成立する時, 点 b は不動点であるので, p_1 から b の間の曲線の長さ, p_3 から b の間の曲線の長さは等しくなる. よって, 以下の式が成立する.

$$\int_0^{b_0} \sqrt{1 + f_i'^2(x)} dx + (b - b_0) = \int_0^b \sqrt{1 + f_e'^2(x)} dx \quad (21)$$

$$r_0\left(\frac{\pi}{2} - \theta_0\right) + \frac{a_0}{2} \sinh\left(\frac{b_0 - r_0 \cos \theta_0}{a_0}\right) + b - b_0 = r\left(\frac{\pi}{2} - \theta_4\right) + \frac{a}{2} \sinh\left(\frac{b - r \cos \theta_4}{a}\right) \quad (22)$$

a_0, b_0, θ_2 は既知の時、以上の式(19),(20),(22)を連立して解くことで、呼吸状態において半径 r がある値をとった時の a, b, θ_4 を求めることができる。

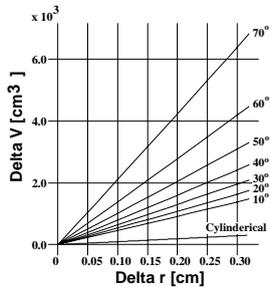


Fig.7: Relation between ΔV and Δr

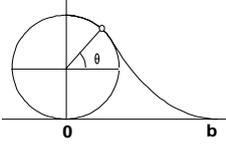


Fig.8: Separation angle

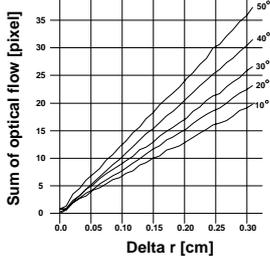


Fig.9: Relation between Δr and sum of optical flows

胴体を円柱近似した際の半径の変化 Δr と上布団がある場合の体積変化 ΔV の関係を数値計算により調べた。Fig.7に数値解析結果を示す。図中の角度は、Fig.8において θ で定義される角度(以下、剥離角度)であり、この角度は布団の張りぐわいを表しており、角度が90度に近いほど布団が張っており、0度に近いほどたるんでいることを示している。

Fig.7から、1) 布団がある場合でも実際の換気量 ΔV と実際の半径変化 Δr の間には比例関係にある。2) 布団がない場合と比較して大きな値になり、布団の接し方(Fig.7の剥離角度)に大きく依存する。布団が張っているほど大きな値になることが分かる。

また、オプティカルフローの時間積分値の総和と胸部・腹部の半径変化 Δr の関係を同じく数値解析により調べた。Fig.9は、布団のさまざまな張り方をした時のオプティカルフローと半径変化 Δr の関係を表している。Fig.9より、オプティカルフローの総和と胸部・腹部の半径変化 Δr には比例関係があることが分かる。Fig.7より、換気量 ΔV と実際の半径変化 Δr の間には比例関係が成立しているため、オプティカルフローの総和は換気量 ΔV に比例した量であることが分かる。

以上の布団がない場合、布団を考慮した場合の考察から、オプティカルフローの総和が呼吸換気量に比例した量であることが分かったが、以下にこの原理を応用した診断手順と、具体的な診断パラメータの導出手法について述べる。

2.4 画像処理に基づく診断手法と診断パラメータ導出手法

画像処理に基づくSAS診断手順を以下に示す。1) カメラで胸部、腹部の拡大画像を取り込む。2) その画像をもとに、画像処理装置を用いて画像処理を行うことによって胸部・腹部画像のオプティカルフローを計算する。3) オプティカルフローの時間積分値の総和をもとにして各種診断パラメータを導出する。

以下、呼吸を記述するために本研究で用いたパラメータを説明する。本研究では、従来手法であるインダクタンス法²⁾と比較することで手法の有効性を検証するために、インダクタンス法で用いられている診断パラメータ(RC, AB, VT, TCD)に対応するパラメータ(RC', AB', VT', TCD')を導出する。本手法によって導出したパラメータをインダクタンス法によるものと区別してダッシュをつけた。

前節での考察をもとに RC', AB', VT', TCD' を以下で定義する。 RC', AB' がそれぞれ、 $\Delta V_{RC}, \Delta V_{AB}$ に相当する量である。画像のパターンによりオプティカルフローの検出精度が異なるので、検出しやすい部分を選択的に用い、 RC' を以下のように定義する。ただし、 $w(i, j)$ は0または1をとる関数で、 (i, j) におけるオプティカルフローを加算の対象にするかを選択する関数である。 $O(i, j, t)$ は胸部または腹部を単位面積 ΔS で分割した時の時刻 t における (i, j) 要素のオプティカルフローを表している。 O の x, y 成分をそれぞれ O_x, O_y とする。

$$RC'(t) \equiv \frac{1}{S_{RC'}} \sum_t \sum_{(i,j) \in \text{胸部}} w(i, j) O_y(i, j, t) \Delta S \Delta t \quad (23)$$

$$S_{RC'} = \sum_{(i,j) \in \text{胸部}} w(i, j) \Delta S \quad (24)$$

同様に、 AB' を以下のように定義する。

$$AB'(t) \equiv \frac{1}{S_{AB'}} \sum_t \sum_{(i,j) \in \text{腹部}} w(i, j) O_y(i, j, t) \Delta S \Delta t \quad (25)$$

$$S_{AB'} = \sum_{(i,j) \in \text{腹部}} w(i, j) \Delta S \quad (26)$$

$$VT' \equiv \text{Max}\{RC'(t) + AB'(t) | t \in 1 \text{ 回の呼吸}\} - \text{Min}\{RC'(t) + AB'(t) | t \in 1 \text{ 回の呼吸}\} \quad (27)$$

$$TCD' \equiv \sum_{t \in 1 \text{ 回の呼吸}} \frac{1}{2} (|RC'(t) - RC'(t - \Delta t)| + |AB'(t) - AB'(t - \Delta t)|) \Delta t \quad (28)$$

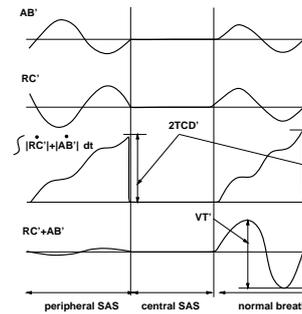


Fig.10: Parameters for detecting peripheral SAS and central SAS

RC', AB' はそれぞれ胸部、腹部の体積変化量を示す量である。また、 VT' は ΔV に貢献した胸部、腹部の体積変化量であり、 TCD' は胸部、腹部の体積変化量である。 VT'/TCD' によって、胸部、腹部の体積変化の ΔV への寄与率を表すことができる。

従来型の装置ではこの量の逆数 TCD'/VT' を採用しており、この量は ΔV に貢献しない体積変化をどれだけ行なったかを示す量である。 $RC'(t), AB'(t)$ が同位相のとき、 $TCD'/VT' = 1.0$ となり、それ以外では1.0より大きくなる。

末梢性無呼吸、中枢性無呼吸の場合の各パラメータの挙動を説明する。Fig.10に末梢性無呼吸、中枢性無呼吸の呼吸、正常な呼吸の各パラメータの挙動を示す。Fig.10中の末梢性無呼吸の間では、 RC' と AB' に位相差があるために、 VT' は TCD' と比較して小さくなる。したがってこの時 TCD'/VT' の値は1.0より大きな値をとる。また、中枢性無呼吸の間では、 VT', TCD' とともに0に非常に近くなり、正常呼吸の場合は、 TCD' と VT' はほぼ等しくなり、 TCD'/VT' は1.0に近い値をとる。

3 睡眠時無呼吸症候群の診断実験

3.1 実験システム

システム構成をFig.11に示す。実験システムは、インダクタンス法に基づいたシステムと本手法に基づいたシステムの2系統のシステムからなる。本手法を実現するためのシステムは、CCDカメラ2台、画像処理装置(富士通社製:トラッキングビジョン)、ホストコンピュータ(Sun SS5)からなる。インダクタンス法を実現するシステムは、トランスジューバンド(計測用バンド)、計測コンピュータ(Non-invasive system社製:ポリソムノグラフ)からなる。

3.2 末梢性無呼吸の検出実験

実際の末梢性SAS患者(70歳男性)を対象に計測したデータをもとに、 $RC', AB', TCD', VT', TCD'/VT'$ の導出例をFig.12に示す。Fig.12では、呼吸を8回行っている。1~5, 8回目の呼吸は、 TCD'/VT' が1.0近くであり、 TCD' が0ではないことから正常な呼吸であることが読みとれる。6, 7回目の呼吸は TCD'/VT' が2.0以上であり換気に寄与していない呼吸運動の比率が高いことを示している。特に7回目の呼吸に関してはこのような状態が10秒以上持続しているため、末梢性無呼吸であることが読みとれる。

3.3 診断結果の比較

本手法を用いてSAS診断が行なえることを示すために、実際のSAS患者3名を対象に本手法とインダクタンス法をそれぞれ適用し7時間連続計測を行なった時の結果を比較する。この時、カメラの視線は固定とし、被験者が寝がえりを行なった時は、人がその都度2つのカメラの視線を、それぞれ胸部、腹部の画像が入力できる

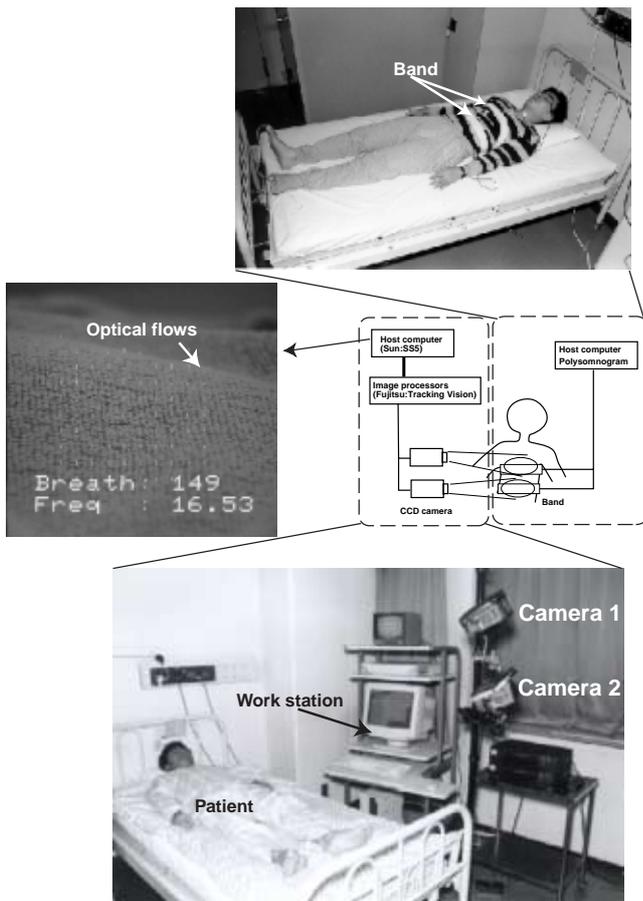
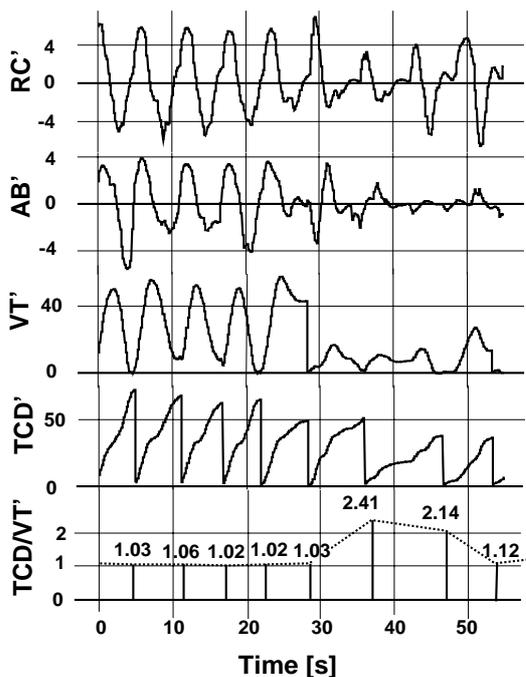


Fig.11: Experimental system

Fig.12: Calculation of VT' , TCD' , and TCD'/VT'

ように適切に再配置した。布団は薄手(厚さ約2[cm])のタオルケットを使用した。本手法ではCCDカメラを使用しているため、一定量以上の光量が不可欠であるが、実験では部屋の明るさを約10[ルクス]に保った。なお、仰向け、横向きの体位をとった区間のみデータを解析するデータとして用い、寝がえりなどの体動がある区間は解析するデータから削除した。

Table 1にインダクタンス法と本手法を用いて導出した無呼吸指数 AI^3 と中枢性・末梢性無呼吸の比率を示す。同表で本手法と従来のSAS診断手法を比較すると、中枢性・末梢性無呼吸の比率にずれがあるものの、無呼吸の判定は正確に行なえていることを示している。このことは、本手法がSAS診断に適用可能であることを示している。

Table 1: Comparison between conventional method and proposed method

Subject	Parameter	Conventional method	Proposed method
1	AI [times/hour]	48	42
	CSAS(PSAS)[%]	8.9(90.1)	4.2(95.8)
2	AI [times/hour]	38	41
	CSAS(PSAS)[%]	8.2(91.8)	6.8(93.2)
3	AI [times/hour]	11	12
	CSAS(PSAS)[%]	59.4(40.6)	51.8(48.2)

4 結論

本論文では、画像処理を利用した無拘束・無侵襲な計測によって睡眠時無呼吸症候群(SAS)の診断を行なう手法を示した。理論的に考察することにより、本手法を用いることで呼吸換気量に比例した量を計測することが可能であることを示した。本手法の特徴は、視覚センサを用いた計測であるため無侵襲・無拘束に計測可能である点にある。また、本手法を実現するためのシステムを構成し、このシステムを用いて実際にSAS患者を対象として診断を行ない、本手法によるSAS診断の実現可能性を示した。

以下に本手法の利点を整理する。無拘束・無侵襲な計測に基づく診断手法であるので、1) 被験者の肉体的・精神的な負担が少ない。2) センサなどに拘束されずに睡眠がとれるので、より自然な睡眠中の呼吸からのデータが採集できると考えられる。3) センサが外れるなどの事故が生じない。4) 診断中にトイレにたったり、水を飲みにくい際などに煩わしいセンサの脱着を必要としない。したがって、いちいち看護婦を呼び出す必要がなくなる。また、将来の可能性としては、ホームビデオ等の利用によって、在宅での簡易的な診断への応用が考えられる。

今後の課題として、1) 赤外線センサを使うことにより、部屋が通常の就寝状況程度に暗い場合にも適用可能であることを示すこと、2) 患者が寝がえりをした際に、適切に胸部、腹部の画像を入力するためにカメラの視線を制御すること、3) 臨床例を増やし、健常者における VT' , TCD' などの診断パラメータの値域、SAS患者におけるそれらの値域に関するデータを蓄積すること、があげられる。

本研究を進めるにあたり検査の協力をして頂いた東京女子医科大学の石井哲夫教授、高山幹子教授、高崎かおり氏、荒井朱美子氏に感謝致します。診断システムや診断手法全般に關して有益な情報提供をして頂いた本研究室宮崎英樹助手に感謝致します。

参考文献

- 1) 高橋編: "睡眠時呼吸障害—その診断と治療—," 金芳堂, 1993
- 2) M. A. Sackner, A. S. Belsito, N. Nay, et al.: "Apnea diagnosis with *RespiSomnograph*TM," abstract from The 5th International Congress of Sleep Research: 742, June 28-July 3, 1987

³SASを診断するための指標として用いられるもので、 AI = 無呼吸回数 / 睡眠時間で定義され、睡眠中一時間あたりの無呼吸回数を示す量である。