

視覚情報による睡眠時無呼吸症候群診断手法

西田佳史 *¹ 森武俊 *² 溝口博 *³ 佐藤知正 *²

Sleep Apnea Syndrome Diagnosis based on Image Processing

Yoshifumi NISHIDA *¹, Taketoshi MORI *², Hiroshi MIZOGUCHI *³ and Tomomasa SATO *²

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 from 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.

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

1. 緒 論

最近、睡眠時無呼吸症候群 (Sleep Apnea Syndrome, 以下 SAS と略す) が注目されている。この疾患は、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 [1]。調査によれば、人口の 1% 強の人がこの疾患にかかっていると見積もられている。また、この疾患にかかると夜間の睡眠が浅くなるために、日中に眠い状態が続く、容易に居眠りをしてしまう傾眠傾向に陥ることが多いことから、居眠りによる交通事故などの人災との関係も指摘されている [2] [3]。

原因としては、咽喉部の形状異常などの末梢性のもとの、中枢神経の異常などの中枢性に大別される。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。

現在市販されている典型的な睡眠時呼吸モニタでは、呼吸をモニタするために、鼻にサーミスタをとりつけ、呼吸に伴う温度変化を計測したり、胸部と腹部に伸縮性のある網上ジャケットや、帯状のセンサを巻くことによって、胸部、腹部の動きを計測している [4] [5]。これらの手法では、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) その際に、センサを破壊してしまう事故が絶えない、3) 患者に相当な肉体的、心理的な負担を強い、4) 日常の睡眠とは微妙に異なる、などの問題点があった [6]。これらはいずれも患者を拘束したセンシングにより計測を行なっていることに起因するものであり、無拘束・無侵襲なセンシングによって SAS 診断を行なう装置が求められている。

患者を無拘束・無侵襲にセンシングすることによってバイタルサインを計測できるシステムとして以下のような圧力センサを利用したシステムが開発・提案されている。Alihanka らは圧電センサをマットに埋め込むことで呼吸数、心拍数、バリストカルジオグラム[‡]を測定する装置を提案している [7]。稲葉らは、シーツに睡眠中の人の体表の動きを検出するためのビニール被膜のリード線を縫いつけることで、呼吸数と心拍数を計測するシステムを開発し [8]、嶋田らも、圧電センサをベッドの上、シーツ下に設置し、それをを用いて睡眠中の人の呼吸数、心拍数、体動量を計測するシステムを開発している [9]。西田らも同様なシステムで、患者の体動の数、呼吸数をモニタするだけでなく、患者の体位を認識するシステムを提案している [10] [11]。

[‡]心収縮による大動脈への血液放出によって起こる体の反跳のことで、人の心拍出量を計算する基準として用いることがある。

原稿受付 1997 年 7 月 10 日

*¹ 東京大学大学院工学系研究科

*² 東京大学先端科学技術研究センター

*³ 埼玉大学工学部

*¹ Faculty of Engineering, The University of Tokyo

*² Research Center for Advanced Science and Technology, The University of Tokyo

*³ Faculty of Engineering, Saitama University

無拘束・無侵襲なセンシングにもとづく SAS の診断システムとしては, Salmi らが, Alihanka らが開発した圧電センサマットを利用して SAS 診断を行なう手法を開発している [12]. これに対して, 本研究では視覚センサを用いて無拘束・無侵襲なセンシングを行なうことで, SAS 診断を行なう手法を扱う.

本論文の目的は, 画像処理に基づいて無拘束・無侵襲センシングを行なうことで, 上述の問題点を解決する SAS 診断手法を提案することにある. 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.

ロボティクスの観点から本研究の位置付けを述べる. 人と共棲し人にサービスを与える人間共棲システムは, 人の状態を理解する機能が求められる. 筆者らは, これまでに, 人の状態を無拘束・無侵襲にセンシング[†]する枠組として「取り巻きセンサ構成」を提案してきた [13]. 取り巻きセンサ構成とは, 無拘束・無侵襲なセンシングを実現するために, センサを人ではなく, 人がいる環境側に埋め込むことで, 体外, 体表から計測する形態のセンシングを実現する構成法である.

本研究は病室における人間共棲システムとして SAS 診断システムを取り上げ, 上述の取り巻きセンサ構成を応用し無拘束・無侵襲に患者の呼吸状態をモニタすることで SAS 診断を行なうサービスを提供する人間共棲システムの具体例を示すものである.

第 2 章で末梢性の SAS と中枢性の SAS の特徴を述べ, それらを識別するための従来型の計測手法を述べる. また, 第 3 章で呼吸運動をモデル化し, 画像処理に基づく診断の理論的考察と診断パラメータの導出方法を述べる. 第 4 章では本手法の有効性を検証するための実験と実験システムについて述べ結果を考察する. 第 5 章で結論を述べる.

2. 睡眠時無呼吸症候群

2.1 本研究で扱う睡眠時無呼吸症候群診断

本論文で検証することを具体的に述べる. 現在, SAS を診断するための指標として, 無呼吸指数 (Apnea Index: AI) が採用されている. これは, 式 (1) で定義される量で, 睡眠中一時間あたりの無呼吸回数を示す量である. 睡眠中の 7 時間以上の時間に対して, 無呼吸の回数を数えることによってこの量を導出する. さらに, その無呼吸の中枢性と末梢性の比率によって, 中枢性 SAS, 末梢性 SAS のいずれかを診断している.

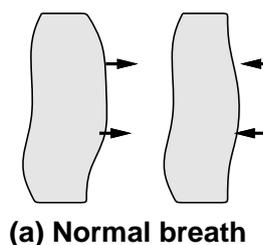
$$AI = \text{無呼吸回数} / \text{睡眠時間} \quad (1)$$

本論文では, SAS 診断手法の実現可能性を示すために, 以下のことを示す.

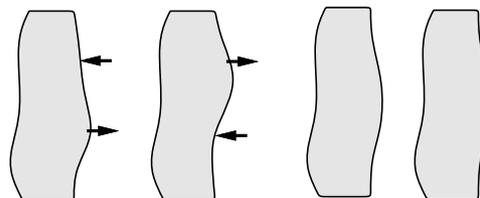
(1) 本手法によって睡眠時無呼吸を検出できること.

末梢性無呼吸, 中枢性無呼吸を検出し, 上述の AI を導出できることが求められる.

[†]拘束センシングとは, 患者の体表にセンサを粘着テープやベルトで固定し, センサから出るコード類によって, 患者の動きを拘束する形態を指し, 侵襲センシングとは, 針, カテーテルを患者の体に刺し込んだり, 器具を体内に埋め込む形態を指す.



(a) Normal breath



(b) Peripheral apnea

(c) Central apnea

Fig. 1 Peripheral apnea and central apnea

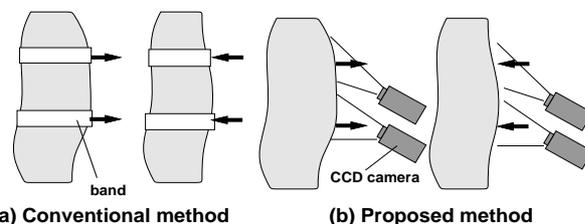
(2) 一晩の睡眠時間で 7 時間以上のデータを連続して採集できること.

上述した SAS の定義より 7 時間以上のデータが必要となる. また, 本研究では通常の睡眠状態に近いデータが採集するために, 就寝中に布団を掛けていても計測が可能であることを示す.

2.2 睡眠時無呼吸症候群の特徴

末梢性無呼吸, 中枢性無呼吸の特徴について述べる. 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 (図中の (a))
吸気時には胸部と腹部が同時に膨らみ, 呼気時に同時に縮むことを繰り返す.
- 末梢性無呼吸 (図中の (b))
胸部が膨らみ, 腹部が縮む状態と, これとは逆の胸部が縮み, 腹部が膨らむ状態とを交互に繰り返す. この状態は呼吸のための運動が生じているが, 実際には換気を行っていないため無呼吸状態として扱われる.
- 中枢性無呼吸 (図中の (c))
胸部・腹部の動きは認められない.



(a) Conventional method

(b) Proposed method

Fig. 2 Comparison between conventional method and proposed method

この特徴を利用することによって, 腹部, 胸部の動きをモニタすることによって上述の 3 つの呼吸状態を識別することができ



Fig. 3 Monitoring of patient with conventional system

る。医学的には、胸部の動きは主に肋骨筋によるものであり、腹部の動きは主に横隔膜の運動によるものである。

2.3 従来の計測方法

現在までに数種類の検査用モニタ装置が実用化されている。中でも計測時に最も患者に負担をかけないモニタ装置であり、また、現在広く普及している典型的なモニタ装置として米国ニムス社製のレスピソムノグラフを取り上げる。このシステムでは、患者の腹部と胸部の動きをモニターするために、Fig. 2左に示すように、計測用のバンドを胸部と腹部に巻き付ける必要がある。このバンド内にはコイルが入っており、呼吸にともなう胸部、腹部の断面積の変化によって、コイルのインダクタンスが変化する。この変化を読みとることによって、呼吸による胸部と腹部の動きを計測する [14] [15]。以下、この手法をインダクタンス法と呼ぶ。患者に計測用バンドを装着した時の様子を Fig. 3に示す。

これに対して、本論文では、無拘束・無侵襲な計測に基づく診断を実現するために、胸部、腹部の拡大画像を画像処理することによって、胸部、腹部の動きの計測を行なう (Fig. 2(b) 参照)。

3. 画像処理に基づく診断手法

画像処理に基づく SAS 診断手法の手順を以下に示す。

- (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な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) Fig. 4に示すように、胸部、腹部のそれぞれでオプティカルフローの総和をとる。
 - (4) この総和をもとにして各種診断パラメータを導出する。
- 本節では、診断手法の原理を述べ、各診断パラメータの導出方法を述べる。

3.1 画像処理に基づく診断手法の理論的考察

本節では以下の結論を理論的に導く。

- (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総和は、胸部、腹部を円柱近似した時の半径に比例した量であること。
- (2) 胸部、腹部の半径がその円柱の体積と比例した量であると考えるとよいこと。

- (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。

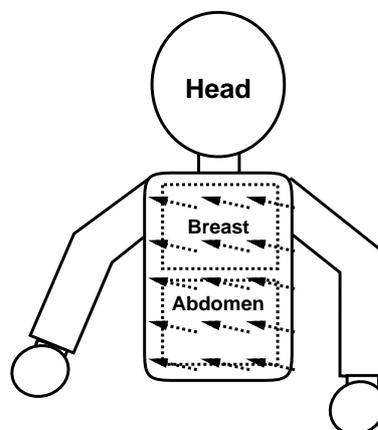


Fig. 4 Optical flows for monitoring respiration

肺内ガス量を V_{all} 、肺内残ガス量を V_0 、ガス量の変化を ΔV とすると、 V_{all} は式 (2) のようになる。

$$V_{all} = V_0 + \Delta V \quad (2)$$

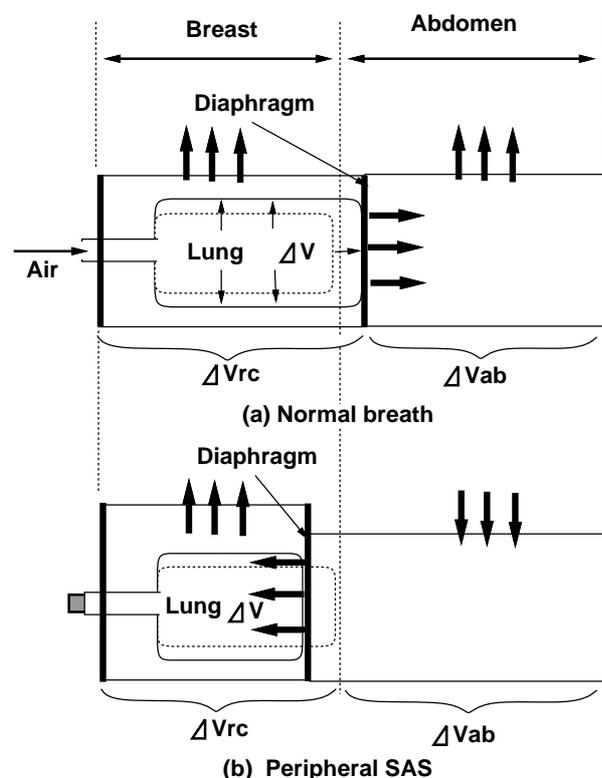


Fig. 5 Respiration exercise

Fig. 5は、正常な呼吸、末梢性 SAS 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。このモデルでは、(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胸部が膨らみ、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SAS患者の呼吸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} とすると肺内ガス量の変化は式(3)で表される。(b)の場合、 $\Delta V_{RC}, \Delta V_{AB}$ が0でないにもかかわらず ΔV はほぼ0となる。

$$\Delta V = \Delta V_{RC} + \Delta V_{AB} \quad (3)$$

したがって、 $\Delta V_{RC}, \Delta V_{AB}$ 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ための手法とその原理を説明する

呼吸による胸部、腹部の変化を Fig. 6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。

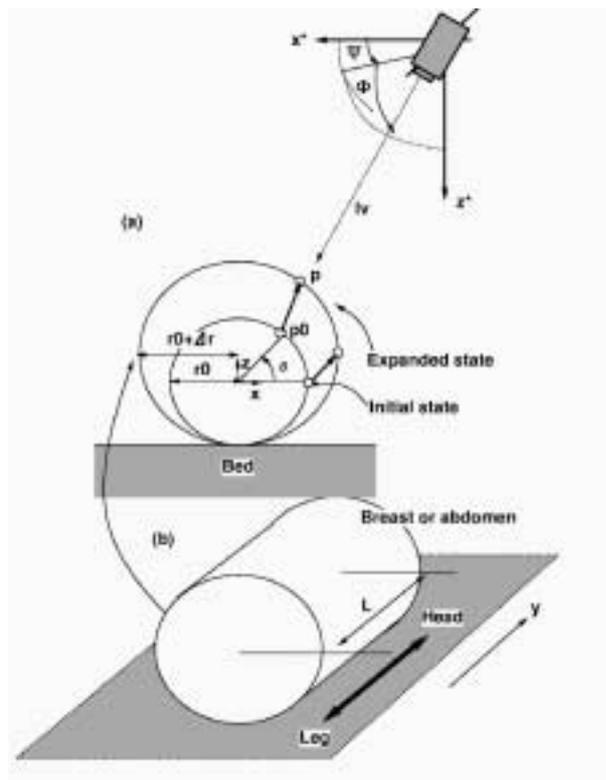


Fig. 6 Model of human body

Fig. 6において、腹部、胸部の長さを L 、初期状態における円柱のある一点を p_0 、この点が呼吸にともない移動した後の点を p とすると、 p_0p は次式のようなになる。

$$p_0p = (\Delta r \cos \theta, \Delta r \sin \theta + \Delta r) \quad (4)$$

また、 ΔV_{RC} を初期半径 (r_0)、半径変化 (Δr) で表すと次式のようなになる。

$$\Delta V = (\Delta r^2 + 2\Delta r r_0)\pi L \quad (5)$$

式(5)において、 $\Delta r, r_0, L$ 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(5)は式(6)のようなになる。なお、ここでは成人男子の平均的な値として、生理学の知見にもとづいて、 Δr の変域を $-0.32 \sim 0.32[cm]$ 、 $r_0 = 12.7[cm]$ 、 $L = 11.6[cm]$ とした。式(6)は、最小自乗法を用いて誤差 1% 以下で式(7)のように 1 次近似できる。

$$\Delta V = 36.42\Delta r_0^2 + 294.6\Delta r \quad (6)$$

$$\simeq 939.3\Delta r - 0.60 \quad (7)$$

ただし、 ΔV の単位は $[cm^3]$ 、 Δr の単位は $[cm]$ である。したがって、式(7)より ΔV と Δr は比例していると考えてよい。

カメラの視線方向を l_v 、カメラ座標の x 軸ベクトルを l_x, y 軸ベクトルを l_y とする。

$$l_v = (-\cos \phi \cos \psi, -\cos \phi \sin \psi, -\sin \phi) \quad (8)$$

$$l_y = (-\sin \phi \cos \psi, -\sin \phi \sin \psi, \cos \phi) \quad (9)$$

$$l_x = l_y \times l_v = (-\sin \psi, \cos \psi, 0) \quad (10)$$

カメラの視線方向から見える胸部、腹部の範囲を、 $\alpha - \frac{\pi}{2} < \theta < \alpha + \frac{\pi}{2}$ とする。ただし、 α は式(11)で与えられる。また、ワールド座標 (x, y, z) と画像座標 (x^*, y^*) の透視変換マトリクスを M_T とすると、 M_T は式(12)となる。ただし、本論文ではカメラモデルとして平行投影モデルを採用した。

$$\tan \alpha = \frac{1}{\cos \psi} \tan \phi \quad (11)$$

$$M_T = A \begin{pmatrix} -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ -\sin \phi \cos \psi & -\sin \phi \sin \psi & \cos \phi \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (12)$$

ただし、 A は画像の拡大率から決められる定数である。

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。

$$B_x \equiv \int \int \int_0^t O(x^*, y^*, t) \cdot (1, 0) \, dt dx^* dy^* \quad (13)$$

$$B_y \equiv \int \int \int_0^t O(x^*, y^*, t) \cdot (0, 1) \, dt dx^* dy^* \quad (14)$$

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. p_0p^* は式 (15)(16) で与えられる. また, dx^*dy^* は, 式 (17) で示すように変換できる.

$$p_0p^* = \int_0^t O(x^*, y^*, t) dt \quad (15)$$

$$p_0p^* = M_T p_0 p \quad (16)$$

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

$$\Delta r \ll r_0 \text{より}$$

$$\simeq A^2 r_0 (\cos \phi \cos \psi \cos \theta + \sin \phi \sin \theta) d\theta dL \quad (17)$$

式 (15)(16)(17) より, 式 (13)(14) を $\phi, \psi, \Delta r, r_0, A, L$ で表すと, 次式のようになる.

$$B_x = A^2 L r_0 \frac{\pi \cos \phi \sin 2\psi}{4} \Delta r \quad (18)$$

式 (7) から $\Delta V \propto \Delta r$ より

$$= C_x \Delta V \quad (19)$$

$$B_y = A^2 L r_0 \cos \phi \left(\frac{\pi \sin \phi (3 + \cos 2\psi)}{4} + 2\sqrt{\cos^2 \phi \cos^2 \psi + \sin^2 \phi} \right) \Delta r \quad (20)$$

式 (7) から $\Delta V \propto \Delta r$ より

$$= C_y \Delta V \quad (21)$$

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 の大きさは, 式 (22) で与えられるが, 式 (22) の ϕ, ψ の関数部分を $R(\phi, \psi)$ とおくと式 (23) のように表される.

$$|B| = \sqrt{B_x^2 + B_y^2} \quad (22)$$

$$= A^2 L r_0 R(\phi, \psi) \Delta r \quad (23)$$

ϕ を $0 \sim \frac{\pi}{2}$, ψ を $0 \sim \frac{\pi}{2}$ の範囲で変化させた時, $R(\phi, \psi)$ は Fig. 7 のように変化する.

Fig. 7において, ϕ が $\pi/2$ 付近 (患者を真上から観察している時) では, 画像上での変位ベクトルが小さくなり, さらに, 変位ベクトルの相殺の影響を受けるために, $R(\phi, \psi)$ は ϕ が $\pi/2$ 付近のとき小さくなっていると解釈できる. また, ψ が 0 付近 (患者を横から観察している時) では, 変位ベクトルの相殺の影響が小さく, $\pi/2$ 付近では変位ベクトルの相殺の影響が大きいため, $R(\phi, \psi)$ は ψ が 0 付近のとき大きく, $\pi/2$ 付近のとき小さくなっていると解釈できる.

B の最大値を与える ϕ, ψ を数値的に求めると, $\phi = 33.6^\circ$, $\psi = 0.0^\circ$ の時, この時, B_y も最大値をとり, $B_x = 0$ となるので, $B = B_y$ が成り立つ. したがって, カメラの視線方向を B が最大値をとるように選ぶことで, B_y を計測するだけで, ΔV を計測することができる.

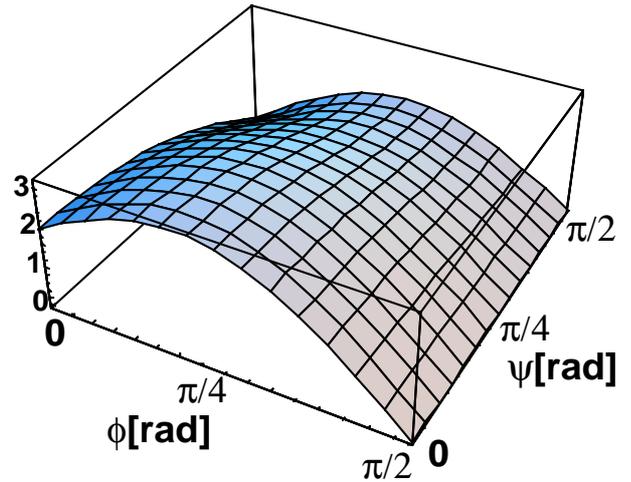


Fig. 7 $R(\phi, \psi)$

3.2 画像処理に基づく診断パラメータ

本節では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. 実際には, 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.

$$RC'(t) \equiv \frac{1}{S_{RC'}} \sum_t \sum_{(i,j) \in \text{胸部}} w(i, j) O(i, j, t)_y \Delta S \Delta t \quad (24)$$

$$S_{RC'} = \sum_{(i,j) \in \text{胸部}} w(i, j) O(i, j, t)_y \Delta S \quad (25)$$

同様に, AB' を以下のように定義する.

$$AB'(t) \equiv \frac{1}{S_{AB'}} \sum_t \sum_{(i,j) \in \text{腹部}} w(i, j) O(i, j, t)_y \Delta S \Delta t \quad (26)$$

$$S_{AB'} = \sum_{(i,j) \in \text{腹部}} w(i, j) O(i, j, t)_y \Delta S \quad (27)$$

$$VT' \equiv \text{Max}\{RC'(t) + AB'(t) | t \in 1 \text{ 回の呼吸}\} - \text{Min}\{RC'(t) + AB'(t) | t \in 1 \text{ 回の呼吸}\} \quad (28)$$

$$TCD' \equiv \sum_{t \in 1 \text{ 回の呼吸}} \frac{1}{2} (|RC'(t) - RC'(t - \Delta t)| + |AB'(t) - AB'(t - \Delta t)|) \Delta t \quad (29)$$

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. 8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. 8中の末梢性無呼吸の区間では, 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 よりも大きな値をとる。また, 中枢性無呼吸の区間では, 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。

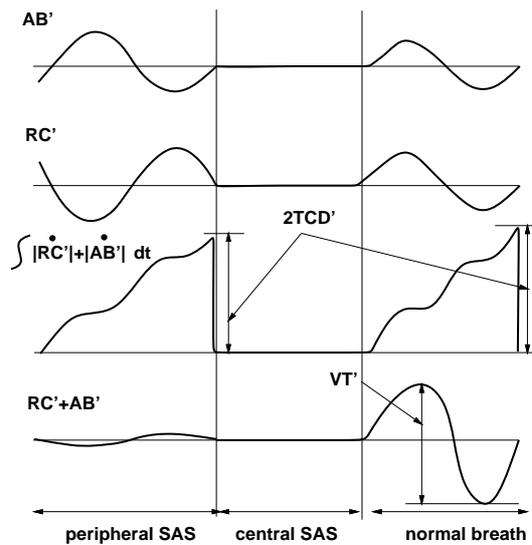


Fig. 8 Parameters for detecting peripheral SAS and central SAS

3.3 呼吸の数え方

インダクタンス法で用いられている呼吸の数え方は, 安静換気の VT の 25% 以上の VT が認められた換気を 1 回の呼吸とみなし, それ以下の場合は無呼吸と判断するというものである [1]. 本研究においてもこの数え方を採用する。すなわち, 最初に安静な呼吸を計測し, その際の VT' の値を基準として無呼吸・呼吸の識別を行ない呼吸を数える。

$RC' + AB'$ が Fig. 9で示すような変化をした場合を考える。この図では合計 5 周期分のサイン波形が示されているが, 最初の 1 周期分の波形では VT' (図中 VT'_1) が基準値の 25% に満たないため 1 回の呼吸とは見なされず, t_2 の時点で始めて 1 回の呼吸が終了したとする。同様に, 次の呼吸は t_2 から始まり, t_3 で

終了したとする。

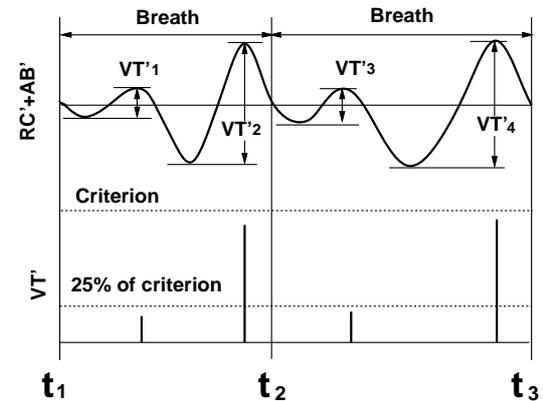


Fig. 9 Respiration count

4. 睡眠時無呼吸症候群の診断実験

本手法の有効性を検証するための実験と実験システムについて述べる。

4.1 実験システム

システム構成を Fig. 10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 [16]), 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, トランサージュバンド (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。

なお, 本論文で採用したカメラの各種パラメータは以下のとおりである。 ϕ は約 30° , ψ については $45 \sim 60^\circ$ の間, 使用したカメラの焦点深度は 35mm カメラ換算で約 400[mm], カメラと人との距離は 1300 ~ 1700[mm]. 視野におさまる胴体部の範囲は, カメラの視線方向などに依存するが胸部・腹部ともに 300[mm]x150[mm] 程度である。

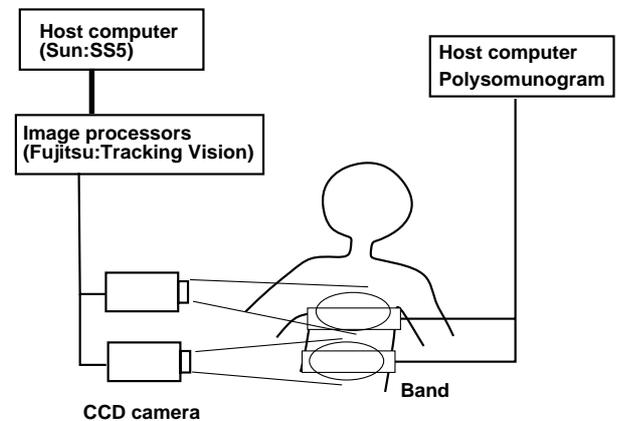


Fig. 10 Experimental system

4.2 正常な呼吸の検出

正常人の呼吸周波数は、0.23~0.33[Hz]であるので、本研究では画像のサンプリング周期として十分高くなるように10[Hz]を選んだ。また、3.2節で述べた呼吸を検出しやすいオプティカルフローの選択は以下のような手順で計算機に自動で行なわせた。すなわち、ある画像上の点 (x^*, y^*) を中心とした16x16の大きさの画像と $(x^* + n, y^* + m)$ (ただし、 $n = -24 \sim 23, m = -24 \sim 23$)を中心とした16x16の大きさの画像相互の差分をとった値が $(n, m) = (0, 0)$ の時にその他の時 $((n, m) \neq (0, 0))$ に比べ有意に小さくなるものを選択させた。

Fig. 11は、本手法を用いて導出したRC'を4096点取り、フーリエ変換を行なってパワースペクトルを導出したものである。図より0.25[Hz]のところで高いピークが確認でき、本手法により呼吸が計測できることが分かる。

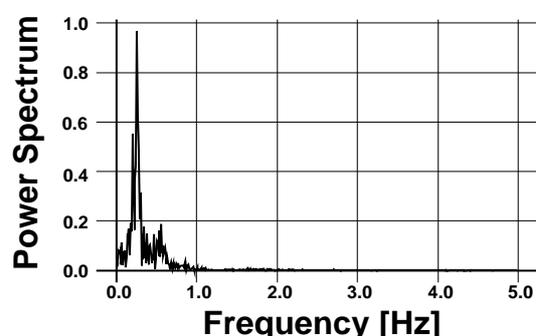


Fig. 11 Power spectrum of RC' calculated by proposed method

4.3 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。

4.4 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、寝がえりなどの体動がある区間のみの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。

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

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)

4.5 本手法の利点

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、水を飲みに行く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。

5. 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。

今後の課題として、

- 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。
- 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。
- 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。

謝 辞

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。また, 診断システムや診断手法全般に関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。最後に, 本論文に対する貴重な助言を頂いた査読者の方々に感謝致します。本研究の一部は文部省科学研究費補助金(課題番号 00073871, 07245104, 00083871), 及び, SCAT 助成金の交付により実施された。

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] 本間編: "睡眠時無呼吸症候群," 克誠堂, 1996
- [3] 戸川: "睡眠時呼吸障害とは?," JOHNS. Vol. 7, No. 7, pp849-853, 1991
- [4] 飛田: "在宅睡眠呼吸モニター," JOHNS, Vol. 7, No. 7, pp899-903, 1991
- [5] 山口, 広原, 八木: "無呼吸症候群の計測法について," 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. 90, No. 53, pp77-82, 1990
- [6] 西田, 溝口, 森, 佐藤: "視覚情報による睡眠時無呼吸症候群診断", 第13回日本ロボット学会学術講演会予稿集, Vol. 3, pp1183-1184, 1995
- [7] J. Alihanka, K. Vaahtoranta, I. Saarikivi: "A new method for long-term monitoring of the ballistocardiogram, hart rate, and respiration," Am. J. Physiol. Vol. 240, 1981
- [8] 稲葉, 齊藤, 堀, 木竜: "無拘束呼吸心拍動検出による患者監視システム," 電子情報通信学会技術研究報告 BME91-45, Vol. 91, No. 232, pp13-18, 1991
- [9] 嶋田, 山内, 高橋: "在床異常監視システムの開発," 計測自動制御学会 第36回ヒューマン・インタフェース部会 News and Report, Vol. 10, No. 4, 1995
- [10] 西田, 武田, 溝口, 佐藤: "圧力センサによる無拘束無侵襲な患者の呼吸・体位理解機能の実現", 第14回日本ロボット学会学術講演会予稿集, Vol. 1, pp395-396, 1996.
- [11] Y. Nishida, M. Takeda, T. Mori, H. Mizoguchi, T. Sato: "Monitoring Patient Respiration and Posture Using Human Symbiosis System," Proc. of International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp632-639, 1997
- [12] T. Salmi, L. Leinonen: "Automatic analysis of sleep records with static charge sensitive bed," Electroenceph Clin. Neurophysiol. Vol. 64, pp84-87, 1986
- [13] T. Sato, Y. Nishida, H. Mizoguchi: "Robotic room: Symbiosis with human through behavior media," Robotics and Autonomous System Vol. 18, pp185-194, 1996
- [14] M. A. Sackner, A. S. Belsito, N. Nay, et al.: "Apnea diagnosis with *Respiomnograph*TM," abstract from The 5th International Congress of Sleep Research: 742, June 28-July 3, 1987
- [15] M. A. Sackner: "Non-invasive respiratory monitoring," Non-invasive monitoring systems, inc., 1986
- [16] 井上, 稲葉, 森, 立川: "局所相関演算に基づく実時間ビジョンシステムの開発," 日本ロボット学会誌, Vol. 13, No. 1, pp134-140, 1995

西田佳史 (Yoshifumi NISHIDA)

1971年2月2日生。1993年東京大学産業機械工学科卒業。1995年同大学大学院工学系研究科機械工学専攻修士課程修了。同年, 同大学院工学系研究科機械工学専攻博士課程に進学, 現在に至る。ヒューマンインターフェース、人間共棲ロボットの研究に従事。1995年より日本学術振興会特別研究員。1997年日本ロボット学会論文賞受賞。日本認知学会, 人工知能学会員。(日本ロボット学会学生会員)

森 武俊 (Taketoshi MORI)

1967年9月8日生。1990年3月東京大学工学部機械工学科卒業。1995年3月東京大学大学院工学系研究科情報工学専攻博士課程修了。工学博士。同年4月東京大学先端科学技術研究センター助手。ロボットビジョンシステムとそのためのアーキテクチャに関心を持つ。ロボットビジョンを用いた動作認識と行動理解, 視覚を持つ知能ロボットの動作実行管理のためのプログラミングについて研究している。IEEE, 人工知能学会, 電子情報通信学会員。(日本ロボット学会正会員)

溝口博 (Hiroshi MIZOGUCHI)

1956年9月22日生。1980年東京大学計数工学科卒業。1985年同大学大学院博士課程修了。同年(株)東芝入社。1994年東京大学先端科学技術研究センター助教授。1997年埼玉大学工学部情報システム工学科に移籍。現在同大学助教授。人間とロボットとのインタラクション, 画像処理の研究に従事。計測自動制御学会, 情報処理学会などの会員。(日本ロボット学会正会員)

佐藤知正 (Tomomasa SATO)

1948年9月22日生。1976年東京大学大学院工学系研究科産業機械工学博士課程修了。同年電子技術総合研究所入所。超音波3次元水中撮像, 知的遠隔作業ロボット, 知能化ハンドアイシステムの研究に従事。この間, 1983年から1984年まで米国ウツホール海洋学研究所に客員研究員として滞在。1991年東京大学先端科学技術研究センターに移籍。現在同センター教授。微細作業ロボット及び人間支援ロボットの研究に従事。工学博士。(日本ロボット学会正会員)