

取り巻きセンサシステムによる人の生理的行動理解

西田佳史* 森武俊** 佐藤知正** 平井成興*

*電子総合技術研究所, **東京大学先端科学技術研究センター

Understanding of Human Physiological Body Movement by Surrounding Sensing System

Yoshifumi NISHIDA*, Taketoshi MORI**, Tomomasa SATO** and Sigeoki HIRAI*

*Electrotechnical Laboratory, **RCAST, The Univ. of Tokyo

1 緒論

現在, 日本をはじめとする先進国では, とにかく長生きすることが善であるという意識から, いかに健康な状態を長く保ちつつ充実した人生をおくるかという意識への変革が起こっている. 近年の人口構成の変化, 個人の意識変化, 社会要請の変化から, 近い将来, 高齢者を対象とした医療・福祉分野をはじめ, 健康者を対象とした健康増進・健康管理の分野がますます重要になってくることは必至である.

自己の健康維持のためには, 自分の健康状態を把握することで, 自分で自分の健康を管理することが不可欠であるが, 健康維持への関心の高さにも関わらず, 病院などの特殊施設以外では, 健康状態把握のための生理状態計測手段は非常に限られているのが現状である.

本論文の目的は, 人の行動を無拘束に観察することで, 行動に含まれる人の状態に関する生理的な意味を理解する手法を提案し, それを具体的な医用アプリケーションに適用することで, 提案した手法の有効性を検証することにある.

2 取り巻き構成に基づく環境システム

2.1 従来の計測システムの問題点

従来の生体計測手法では, 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る, 4) 日常の状態とは微妙に異なる, などの問題点がある. 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・無侵襲な計測によって生体情報を計測するシステムが求められている.

2.2 日常定型行動の特徴

人は日常生活において毎日, ある決まった行動をとる. 以下, 日常生活において繰り返し行われる, 睡眠, 食事, トイレ, 入浴などの習慣的な行動を「日常定型行動」と呼ぶ. このような日常定型行動は, 以下の3つの特徴を持つ. 1) 時間的規則性: 定期的に繰り返されるものが多い. (例) 睡眠, 食事, 排泄, 入浴, 2) 空間的規則性: ある特定の場所で発生することが多い. (例) 寝室, 台所, トイレ, 風呂場. 3) 使用機器規則性: ある特定の機器を必要とすることが多い. (例) ベッド, 布団, 便器, 入浴槽.

2.3 取り巻きセンサ構成

本論文では, 従来の生体計測システムの問題点を解決する, 生理的行動観察システムの構成法として「取り巻きセンサ構成」を提案する. 取り巻きセンサ構成は, 日常定型行

動の発生場所分析を行ない, 発生場所分析に基づいて環境をセンサ化する. その際, 環境の形の維持し, 居住性を確保できる場所を探すことで, 環境にセンサをうまく埋め込むセンサ構成法であり, 日常定型行動に基づいて環境をセンサ化する点に特徴がある.

上述の日常定型行動を利用した取り巻きセンサ構成の利点は以下のように整理される. 1) 環境にセンサを設置し, 人とセンサは分離されているので, 無拘束な計測である. 2) 普段行なっている日常定型行動から生理情報を無拘束に収集することができるので, 計測のための意識的行動を必要としない. 3) 日常定型行動の時間的規則性より, 定期的な生体情報が採集が可能である. 4) 日常定型行動の空間的規則性, 使用機器規則性から環境を局所的にセンサ化することができ, 効率の良い情報の採集が可能である.

2.4 取り巻きセンサ構成に基づく行動観察システム



Fig.1: Environing sensor system

本論文では, Fig. 1に示すような取り巻きセンサ構成に基づいてシステムを構築した. 日常定型行動の中で最も長く計測が可能である睡眠行動を取り上げ, これを観察するためのベッド型の行動観察システムを開発した. システムの特徴は, 人の睡眠中の行動を観察するための圧力センサ, 視覚センサが, 人の居住性が損なわれないように, 天井内部, ベッド内部に埋め込まれている点にある. 視覚部は CCD カメラ 5 台, 照明 4 基からなっており天井部に埋め込まれている. 圧覚部は圧力分布測定シート (221 個の圧力センサからなる), 圧力センサコントローラからなる. 視覚部は主に呼吸の計測に用いられ, 圧覚部は主に体位の認識を行ない,

体位認識に基づいて呼吸の計測のための視線制御を行なうために用いられる。

3 行動理解アーキテクチャ

3.1 階層的人間モデル

測定したい生理量を人の内部までセンサを侵襲させて計測する侵襲計測と異なり、無侵襲・無拘束計測ではセンサで計測できる体表での物理量から人の内部の生理量を推定する必要がある。

本論文では、このような推定を可能とする階層的人間モデルを提案した。階層的人間モデルの特徴は、モデルが物理層と生理層からなっており、層間で変量変換を行なうことが可能である点にある。本論文では、睡眠時無呼吸症候群診断をとりあげ、人の睡眠中の呼吸運動の観察に基づいて換気量などの生理量を推定することを例題として階層的人間モデルを構成した。

3.2 遡及処理機能

本論文では、生理状態を頑健に理解するための時間管理手法として遡及処理機能を提案した。この機能の特徴は、a) 画像バッファの参照速度変化させること、b) 画像バッファの参照方向を変化させること、c) 画像バッファを複数回参照することによって、状況に応じた画像処理を行なう点が特徴である。

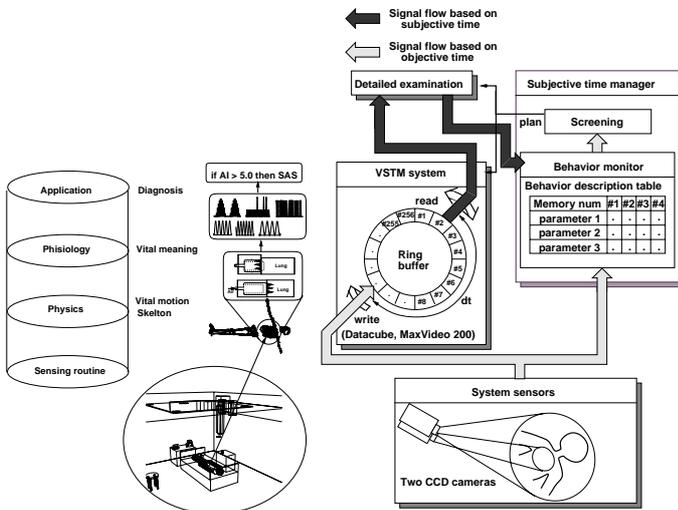


Fig.2: Hierarchical human model(left) and retrospective processor(right)

4 視覚情報を用いた睡眠時無呼吸症候群診断手法

睡眠時無呼吸症候群 (Sleep Apnea Syndrome, 以下 SAS と略す) 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 7 時間に 30 回以上生じるものとして定義され、重症例では突然死をきたすことが知られている。原因としては、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。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。

本論文は、2 章で開発したシステムを用いることで、従来の SAS 診断システムの問題点を解決する SAS 診断手法を開発した。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。

4.1 画像処理に基づく診断手法と原理

本論文で提案する画像処理に基づく 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) 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。

4.2 呼吸運動の理論的解析

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。

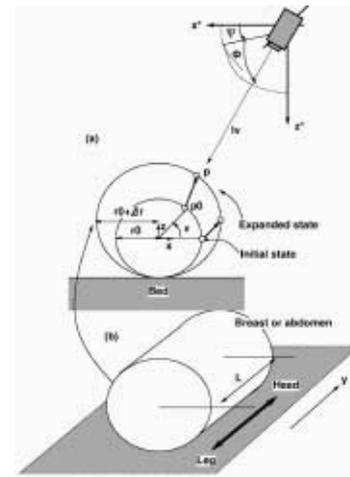


Fig.3: Abdominal and breast movement during respiration

オプティカルフローの総和 (B_x, B_y) は次式のように画像の拡大率 A 、胸部・腹部の長さ L 、初期状態における胸部・腹部の半径 r_0 、視線方向 (ϕ, ψ) を用いて次式の書き表すことができる。

$$B_x = A^2 L r_0 \frac{\pi \cos \phi \sin 2\psi}{4} \Delta r \quad (1)$$

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

上式により、 B_x, B_y によって半径変化量 Δr を計測できることが分かる。また、換気量 ΔV と Δr の間には、次式のような関係があることから、 B_x, B_y によって換気量 ΔV が測

定できる.

$$\begin{aligned} \Delta V &= \pi(\Delta r^2 + 2.0 \cdot 12.7 \cdot \Delta r)36.2 \text{ [cm}^3\text{]} \\ &\simeq 955.5\Delta r - 1.88[\text{cm}^3] \end{aligned} \quad (3)$$

4.3 実際の患者を対象とした臨床実験

Fig. 4は本手法を用いて導出した呼吸曲線である. Table 1に従来手法(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. 無呼吸指数とは一時間あたりの無呼吸回数を示している. 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.

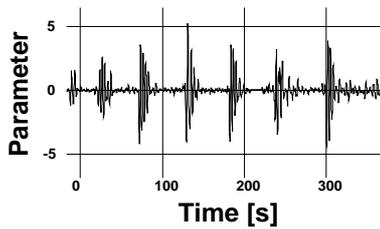


Fig.4: Typical breath curve of SAS patient

Table 1: Comparison between conventional method and proposed method

被検者	診断で用いられるパラメータ	従来手法	本手法
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)

5 圧力情報を用いた体位認識・呼吸計測手法

2章で述べた無侵襲・無拘束に睡眠中の人の呼吸・体位を計測できるシステムを用いて, 1) 高精度な呼吸計測を実現するアルゴリズムと, 2) これまで環境埋め込み型の無拘束センシング分野では扱われてこなかった体位の認識を実現するアルゴリズムを開発した. また, 実験によりシステムと本手法の有効性を検証した.

5.1 同位相加算法による呼吸検出

Fig. 5.1中の白丸と黒丸はそれぞれ呼吸に伴う圧力変化の位相が同じであるセンサを分類している. 図中では, 基準センサは $\tau = 0$ で表されている. 基準センサの選択について

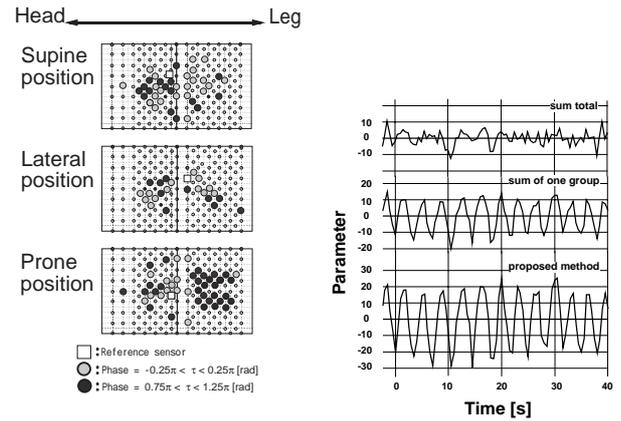


Fig.5: Classification of sensors based on phase shift(left) and comparison of breath curves(right)

は後述する. 基準センサとの位相差が $0[\text{rad}]$ 付近であるセンサが白丸で表されており, 位相差が $\pi[\text{rad}]$ 付近であるセンサが黒丸で表されている. Fig. 5.1 は, a) 呼吸が身体の広範な場所から検出可能であること, b) 呼吸運動に伴う圧力分布の変化は互いに位相差を持っていること, c) 白丸領域と黒丸領域の間で呼吸に伴って荷重移動が生じていることを示している.

このことを利用して, 本論文では, 高精度な呼吸計測を実現するアルゴリズムとして, 以下の手順からなる呼吸検出法を開発した. 1) 基準センサを選択する: 基準センサとして $0.25 \sim 0.33[\text{Hz}]$ におけるパワースペクトルの積分値が最大となるセンサを選択する. 2) 圧力センサを2つのグループに分類する. 3) 2つのグループの総和をとり, 互いの総和の差をとる: この操作により, 圧力変化の位相差を考慮した適切な加算が可能になり, ノイズの影響を低減させ, 位相差による相殺の影響をなくすることができる.

Fig. 5.1は, 上から単純な加算による呼吸曲線, 上述の2つに分類したグループの中の1つのグループの加算による呼吸曲線, 本手法による呼吸曲線を示している. この図から, 本手法が単純な加算と比較して, 高精度に呼吸が検出できていることを示している.

5.2 芯線近似法による体位認識

患者の仰臥位, 側臥位(左右), 腹臥位の4体位を判別するアルゴリズムを開発した.

このアルゴリズムでは, まず最初に, 側臥位の判別を行ない, 次に, 仰臥位, 腹臥位の判別を行なう.

側臥位判別手法: 側臥位の判別は, 圧力分布画像を画像処理することにより後述する圧力分布の芯線を抽出し, これを利用することで行なう. Fig.6の左図は, 側臥位(左)をとった際ののベッド上の圧力分布を表している. Fig.6の右図は左図の圧力分布に対して y 軸方向の重心を x 軸方向に沿って求めることにより芯線を抽出したものである. 芯線を最小 2 乗近似した 2 次の多項式の 2 次の項の係数 α の大小, 正負を調べることにより側臥位(左右)の判別を行なう.

仰臥位, 腹臥位の判別手法: 芯線と体位固有の圧力分布

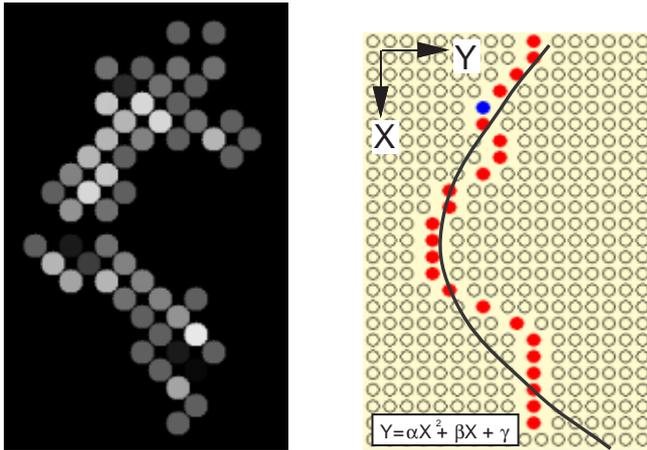


Fig.6: Pressure distribution and line of center of gravity in lateral position

を利用して行なう。仰臥位あるいは腹臥位で寝た場合、体の骨格と肉の位置関係から、仰臥位では尻部に、腹臥位では胸部において特徴的な圧力分布を示すことを利用して、2次の項の係数の絶対値が小さいとき、すなわち、屈曲していない寝姿の時、背中部、尻部の圧力分布から仰臥位、腹臥位の判別を行なう。

5.3 体位の連続計測実験

実際の就寝状況に近付けるため本システムの上に通常の布団（厚さ約10[cm]）を敷き、研究室の学生3名を対象に、睡眠時の体位の監視機能を検証するための実験を6時間連続して行なった。今回の実験で結果に示す寝返りは、提案した体位認識機能を応用したもので、体位変換が認識され、その姿勢が約3秒以上保たれると1回の寝返りとカウントしている。また、呼吸の計測機能を検証するための実験に関しては、画像処理に基づく呼吸計測機能を利用して、研究室の学生3名を対象に、本論文で述べた圧力センサによる呼吸計測と画像処理による呼吸計測の比較実験を行なった。体位計測の実験結果をTable 2に、呼吸計測の実験結果をTable 3に示す。Table 2中の寝返り回数、平均寝返り周期は、就寝中の画像をビデオに録画し、それを人が解析したものである。

Table 2の第3, 5項目から、システムの認識結果とビデオを利用した人による解析結果がほぼ一致していることが分かる。また、同表の第4, 6項目から、寝がえり周期の場合にも、システムの認識結果とビデオ解析結果がほぼ一致していることが分かる。これらの結果は、提案した体位識別手法の長時間モニタ応用が可能であることを示している。また、Table 3は、被験者3名を対象に、仰臥位、側臥位をとった時の平均呼吸回数に関して、圧力センサを利用した呼吸計測により算出された平均呼吸回数と視覚センサを利用した呼吸計測により算出された平均呼吸回数とを比較している。計測時間は各項目1時間である。この表から、平均呼吸回数はほぼ一致しており、呼吸の検出が正確に行なえていることが分かる。以上の結果から、本手法及び本システムが実際の就寝状況で機能することが示された。

Table 2: 芯線近似法による体位認識の結果

Subject	A	B	C
計測時間 [時間]	7.0	6.53	6.03
寝がえり回数 [回]	20	12	22
寝がえり回数 (VCR) [回]	23	11	24

Table 3: Experimental result of posture recognition with proposed method

被験者	A		B		C	
手法	圧力	視覚	圧力	視覚	圧力	視覚
仰臥位	1000	1017	974	973	722	724
側臥位	1081	1081	1058	1062	748	748

6 結論

本論文では、人の行動を無拘束に観察し、その行動から人の生理的な状態を理解するためのシステム構成法と理解手法を提案した。また、それを具体的な医用アプリケーションとして、睡眠時無呼吸症候群診断システム、睡眠中の体位モニタシステムに適用することで、その有効性を検証した。本論文の成果は、以下のようにまとめられる。1) 従来の生理状態計測装置の問題点を明らかにし、人の行動を無拘束に観察するためのシステムの新しい構成法として取り巻きセンサ構成を提案した。2) 無拘束に観察された行動から生理的意味を解釈するためのアーキテクチャとして、階層的人間モデルと遡及処理からなる生理的行動理解アーキテクチャを提案した。3) 取り巻きセンサ構成に基づいて睡眠中の人の行動を観察するシステムとして、天井部分に視覚センサを、ベッドに圧力センサを埋め込んだシステムを構築した。4) 提案した生理的行動理解アーキテクチャに基づき、具体的に睡眠時無呼吸症候群診断システム、睡眠中の体位モニタシステムを構築することで、手法の有効性を検証した。5) 睡眠時無呼吸症候群診断システムについては、実際の患者を対象とした臨床実験を行ない、従来の診断システムと比較することにより、診断システムの実現可能性を検証した。

参考文献

- [1] Y. Nishida, M. Takeda, T. Mori, H. Mizoguchi, T. Sato: "Monitoring Patient Respiration and Posture Using Human Symbiosis System," Proc. of IROS'97, Vol. 2, pp632-639, 1997
- [2] 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, pp274-281, 1998