

学術論文

圧力センサによる睡眠中の呼吸・体位の無侵襲・無拘束な計測

西田佳史 *¹ 武田正資 *² 森武俊 *³
溝口博 *⁴ 佐藤知正 *³

Unrestrained and Non-invasive Monitoring of Human's Respiration and Posture in Sleep Using Pressure Sensors

Yoshifumi NISHIDA *¹, Masashi TAKEDA *², Taketoshi MORI *³,
Hiroshi MIZOGUCHI *⁴ and Tomomasa SATO *³

This paper proposes a monitoring system for a human respiration and posture in sleep using pressure sensor array. The proposed system consists of 221 pressure sensors (Force Sensing Resistors: FSRs) attached to the surface of the bed. Each sensor of the pressure sensor array is set 5[cm] apart. The novel features of the proposed system lie in non-invasive and unrestrained monitoring of the human respiration and posture. Non-invasive monitoring eliminates the need for monitoring needles or catheters to invade the human body, sensors thus do not impose a physiological burden such as pain on him or her. In unrestrained monitoring, sensors and their electrical cords do not limit degrees of freedom of his or her movement. Unrestrained sensing therefore does not impose a psychological burden caused by the limitations on him or her. Experimental results demonstrate that the proposed system is feasible for monitoring a human respiration and posture for over 6 hours.

Key Words: Unrestrained Monitor, Non-invasive Monitor, Respiration Monitor, Posture Recognition, Vital Sign Monitor

1. 結 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。これらの国では、高齢化・高齢社会の到来により、在宅や病院にて高齢者の生活を支援するシルバー産業分野も成長しているが、このような意識変化を背景として、健常者を対象としたフィットネスクラブ、リラクゼーションシステムサービスなどの健康産業分野も急成長をとげている [1].

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 [2]. これは、結局、生理状態を計測する際に負担

が少なく、操作が簡便で使いやすく、かつ十分に安価な機器がないことに起因している。

人の生理的な状態を観察する際に、生理的・精神的な負担をなくすためには、無侵襲・無拘束なセンシングが不可欠である。医療分野では、生理的な状態を精緻に分析するため、センサを体内に挿入する侵襲センシングや、センサを体内に侵襲させたり体表に固定させたりし、これらのセンサと信号線で結ばれた比較的大規模なシステムで生体信号を解析するという形態の拘束センシングが行なわれることが多い。一般に、侵襲センシングの場合、侵襲による不快感や痛みを伴い、長時間の計測は困難である [3]. 拘束センシングの場合、センサからの信号線により人が大規模なシステムと物理的につながるため、人の動きの自由度が極めて制限されるなど問題点があり、生理的・精神的負担を被検者に強いる。さらに、1) 患者が睡眠中などに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) 日常の生理状態とは微妙に異なる、などの実用上の問題点がある [4]. 例えば、集中治療室 (ICU) 以外の通常の病室にいる患者や、在宅で健康状態を把握したい人など精緻な計測よりも生理的な状態の概要を知りたい人に対しては、バイタルサインなどの生理的な状態を無侵襲・無拘束にセンシングすることが求められる。

従来の計測手法の問題点を解決するための研究として、人がいる環境側にセンサを設置し、これを使って体表、体外から人の

原稿受付 1997年7月10日

*¹電子技術総合研究所

*²ソニー (株)

*³東京大学先端科学技術研究センター

*⁴埼玉大学工学部

*¹Electrotechnical Laboratory

*²Sony Co.

*³Research Center for Advanced Science and Technology, The University of Tokyo

*⁴Faculty of Engineering, Saitama University

生理的な状態を計測することで、無拘束性を確保しようとする環境埋め込み型センサを利用した無拘束センシングの研究があげられる。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 [5], Salmi, Alihanka, 嶋田らは、圧電センサをベッドの上、シーツ下に設置し、それを用いて睡眠中の人の呼吸数、心脈数、体動量を計測するシステムを開発している [6] ~ [8]. Tamura らは、温度センサをベッド上に設置し、これを用いて体動量を測定するシステムを開発している [9]. Ishijima は、導電性の繊維をベッド上に置き、心電図を計測するシステムを開発している [10]. 視覚センサを利用したものとしては、石原らが視覚センサを用いて呼吸を測定する手法 [11] を、Nakajima らは呼吸、体動量、脈拍を測定する手法を開発し [12] [13], 西田らはベッド上方に視覚センサを設置し、これを利用して睡眠中の人の呼吸数、体動量の計測だけでなく呼吸疾患を診断するシステムを提案している [4]. これらの環境埋め込み型の無拘束センシングは、センサを埋め込む場所を適切に選ぶことで、エネルギー供給問題、処理装置の大きさの制限を回避することができ、また、人に計測機器を取り付けないことによって無拘束性を確保でき、人への生理的、心理的負担が軽減できるという利点がある。

しかし、上述の環境埋め込み型無拘束センシングでは、1) 計測できる対象が心電図、心拍数、呼吸数、体動量などに限られており計測対象が少なく、体位などの新たな計測対象へ発展が望まれている、また、2) 現在実現されている計測対象についても、精度良く検出するための手法が確立されていないといった問題点があった。

これに対して本論文では、1) ベッドに圧力センサを埋め込むことで無侵襲・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提案し、2) このシステムを用いて、高精度な呼吸計測を実現するアルゴリズムと、3) 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示す。また、実験によりシステムの有効性を検証する。

体位認識については、これまで携帯型無拘束センシングの分野では扱われており、例えば、山越らは磁気抵抗素子を利用した小型角度センサを開発し、それを胸部、大腿部などに固定し、各部位の重力方向に対する相対角度から姿勢を計測する手法を提案しているが [14], 環境埋め込み型センシングの分野では未だ扱われていない。本論文では、圧力センサを用いた環境埋め込み型センシングにより体位を認識するアルゴリズムを示す。

2章で開発した呼吸・体位計測のためのシステムを述べ、3章で呼吸・体位計測手法を述べる。また、2章で述べたシステムと、計測手法の有効性を検証する実験を示す。4章で結論を述べる。

2. 開発した呼吸・体位計測システム

筆者らは、前章で述べた圧力センサを利用した従来型の生体計測システムと比較して空間分解能が高く、呼吸だけでなく体位の計測が可能なシステムの開発を行った。本章では開発したシステムの構成と仕様を述べる。

開発したシステムは、圧力分布測定シート、圧力センサコント

ローラ、ホストコンピュータ (Gateway2000 P5-100J) からなっている。Fig.1に圧力分布測定シートがベッド上に設置されている時の様子を示す。



Fig. 1 Pressure distribution monitoring sheet set on bed

圧力センサコントローラはホストコンピュータから制御可能で、221個の圧力センサの出力から1個のセンサを選択し、アンプを通して出力する。コントローラは、16入力から1入力を選択することができるマルチプレクサを14個使用している。

圧力分布測定シートは221個の圧力センサ (Force Sensing Resistor:FSR) が約7[cm] 間隔で並べられている。FSRは高分子厚膜フィルムデバイスであり、加えられた力増加にともなって、電気抵抗値が減少する性質を持っている。これを利用することで圧力の計測を行なうことができる。このセンサは市販されているロードセルと比較すると価格が数十分の1程度であるので、システムのコストを抑えた設計が可能になる。開発したシステムは、コンピュータを除いた圧力センサシートと制御部の部分に関して40万円以下で製作可能である。Fig. 2はFSRの写真である。FSRの仕様をTable 1に示す。また、シートの仕様をTable 2に示す。Fig.3に圧力分布計測におけるフローチャートを示す。

Table 1 Technical specification of FSR

Diameter	22.2[mm]
Thickness	0.43[mm]
Sensitivity range	0.1 to 10.0[Kg/cm ²]
Pressure resolution	50[g/cm ²]
Cost	1, 600 [yen]

3. 圧力センサを用いた呼吸・体位の観察

本節では、呼吸計測アルゴリズムと体位認識アルゴリズムを示す。また、本アルゴリズムを用いた実験を行う。

3.1 呼吸検出アルゴリズムと原理確認実験

Fig.4は、睡眠中の人の呼吸運動に伴う横隔膜の動きをモデル化したものである。吸息運動の時、横隔膜は紙面右方向に

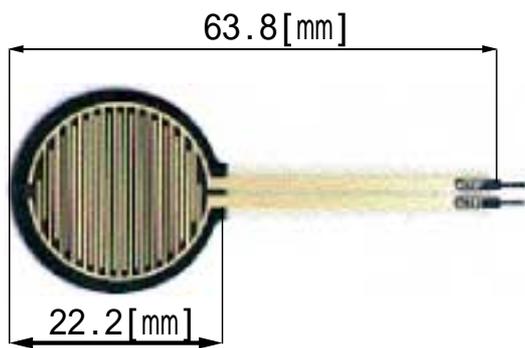


Fig. 2 Picture of FSR

Table 2 Technical specification of pressure distribution monitoring sheet

Sheet size	200[cm] × 100[cm] × 0.3[cm]	
Pressure sensor	FSR	
Number of sensors	221	
Sampling frequency	70[Hz]	
Cost	400, 000 yen	
Space resolution	Head & Leg	10[cm]
	Elsewhere	7[cm]

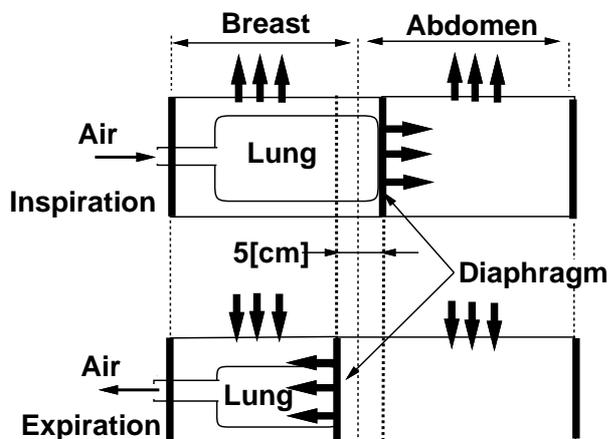


Fig. 4 Respiration exercise

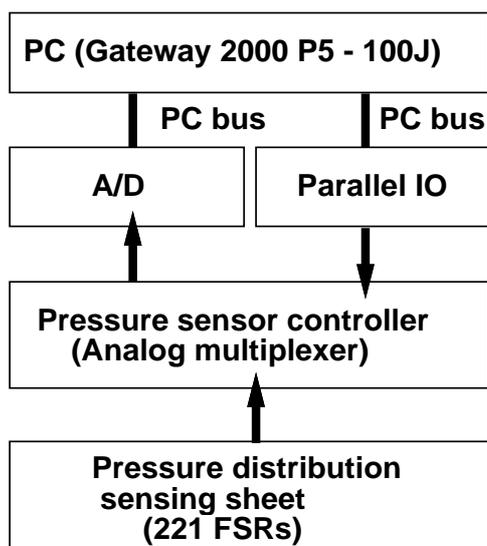


Fig. 3 Signal flow of the system

動き、呼吸運動の時、紙面左方向に動く。横隔膜の振幅は約 5cm である。横隔膜の動きに伴い、腹部の内蔵が動くので身体と圧力センサの接触位置における圧力分布が変化する。したがって、人の呼吸は圧力センサの分布の変化として検出可能である。以上のことを考慮に入れて、本研究では以下に示すアルゴリズムに基づいて呼吸検出を行なう。

呼吸検出アルゴリズムは以下のステップからなる。

ステップ 1) 基準センサを選択する: 基準センサとして 0.25 ~ 0.33[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。呼吸周期は 15 ~ 20[回/分] であるので、基準センサは呼吸運動に伴う圧力変化を最も強く検出できるセン

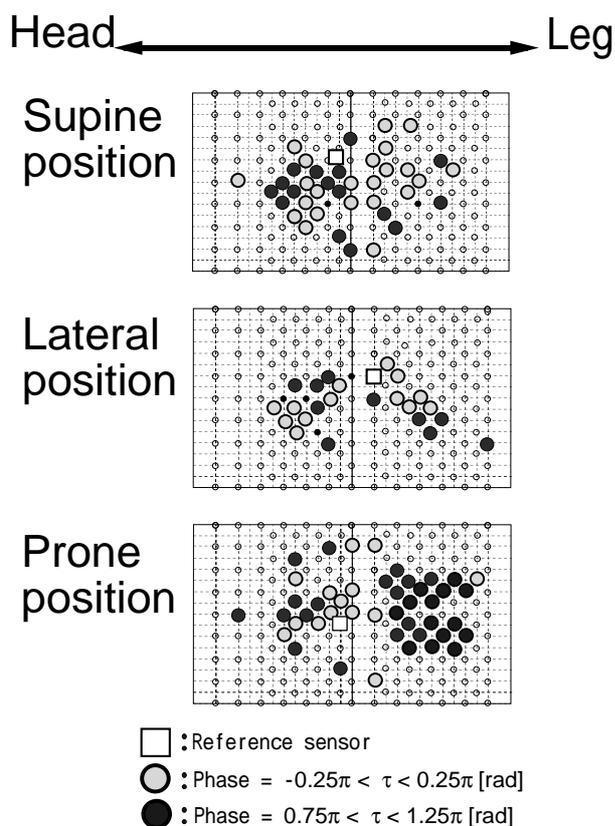


Fig. 5 Classification of sensors in supine, lateral, and prone positions based on phase shift

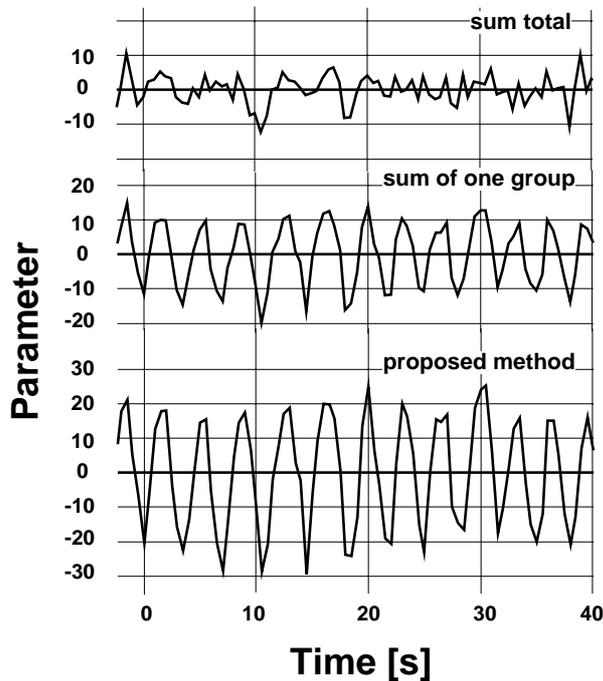


Fig. 6 Comparison of breath curve

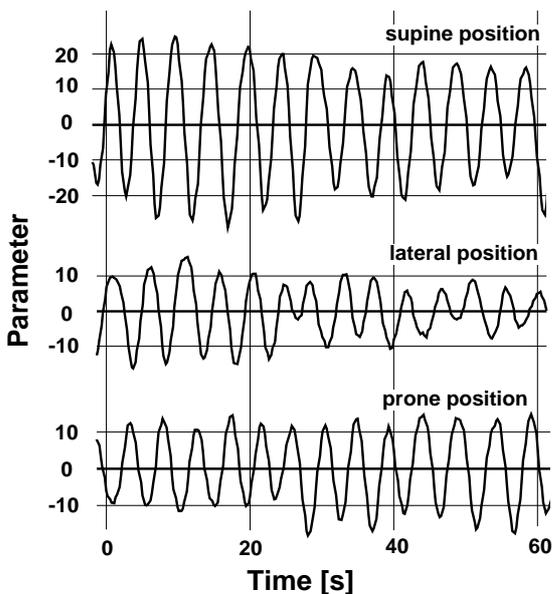


Fig. 7 Breath curve

サである。

ステップ 2) 圧力センサを 2 つのグループに分類する: Fig. 5 中の白丸と黒丸は 2 つのグループを表している。図中では、基準センサは で表されている。基準センサとの位相差が $0[\text{rad}]$ 付近 ($-0.25\pi < \tau < 0.25\pi[\text{rad}]$) 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 ($0.75\pi < \tau < 1.25\pi[\text{rad}]$) であるセンサが黒丸で表されている。Fig. 5 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。

ステップ 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. 6 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。

従来の圧力、圧電センサを利用した呼吸計測システムなどでは、筆者らが開発した圧力分布測定装置と比較すると空間分解能が低く、提案したアルゴリズムのような呼吸の位相を考慮して適切に加算する処理が困難であり、呼吸計測の精度の向上に限界があった [5] [8]。これは、従来のシステムの出力が、本システムにおいて全てのセンサ出力を単純に加算した出力と等価であり、相殺の影響がでるためであると考えられる。

Fig. 7 の上・中・下のグラフはそれぞれ仰臥位 (仰向き)、側臥位 (横向き)、腹臥位 (うつぶせ) をとった際の呼吸曲線を示している。実験結果は本アルゴリズムが仰臥位、側臥位、腹臥位のどの体位をとったとしても呼吸が検出可能であることを示している。

3.2 体位認識アルゴリズム

本節では、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示す。

提案するアルゴリズムでは、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。以下、具体的な手法について述べる。

まず、側臥位判別手法を述べる。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. 8, Fig. 9, Fig. 10 中の左側の図は、側臥位 (左)、仰臥位、腹臥位それぞれのベッド上の圧力分布を表している。それぞれ、黒色の部分は圧力値が低い部分を、白色の部分は圧力値が高い部分を示している。これら図では頭部は図中の上の部分、脚部は図中の下の部分にある。Fig. 8, Fig. 9, Fig. 10 中の右側の図はそれぞれ左側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。すなわち、この係数 α を芯線の曲がりぐあいを表す指標として用いる。本実験では、側臥位 (左右) の判断基準として 2 次の項の係数 α の閾値を経験的に 0.03 と選び、 α

< - 0.03 ならば側臥位 (右), - 0.03 α 0.03 ならば仰臥位あるいは腹臥位, 0.03 α ならば側臥位 (左) と判別した.

次に仰臥位, 腹臥位の判別手法を述べる. 仰臥位, 腹臥位の判別は, 芯線と体位固有の圧力分布を利用して行なう. 仰臥位あるいは腹臥位で寝た場合, Fig.11 に示すように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. Fig.12 は仰臥位, 腹臥位, 側臥位をとった時の, ヒストグラムを示している. α が - 0.03 α 0.03 である場合, すなわち仰臥位あるいは腹臥位と判別された場合, 仰臥位と腹臥位の判別は, Fig.9, Fig. 10 中の左側の図で印で示された芯線上の圧力最大地点が, Fig. 9, Fig.10 の右側の図に示された芯線の上端と下端を結んだ線分 AB の中点 M よりも上にあるか下にあるかで行なう. 芯線上の圧力最大地点が線分 AB の中点 M よりも下にあるとき, すなわち圧力最大地点が臀部側にあるときは仰臥位, 上にあるとき, すなわち圧力最大地点が胸部側にあるときは腹臥位と判別する.

3.3 計測実験

本研究で提案した計測手法の有効性及び本研究で製作した圧力センサによる呼吸・体位監視システムが, 実際の就寝状況で呼吸・体位を監視できることを検証するための実験を行なった.

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, 筆者らが開発した画像処理に基づく呼吸計測機能 [4] 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 3 に, 呼吸計測の実験結果を Table 4 に示す.

なお, 本実験で用いたシステムの体位認識・呼吸計測に要する計算時間は, 体位認識については, 画像を取り込み, 体位を判断する一連の処理が 50[Hz] 程度である. また, 呼吸曲線の導出については, 寝がえりを行なった際に位相差を考慮したセンサ群の加算を行なうためのマスクを作成し, これを次の寝がえり時まで固定的に用いたが, この寝がえり時のマスク作成に要する時間は約 6[s] 程度であり, それ以外の通常時における, センサ信号の取り込み処理, フィルタ処理, 作成されたマスクを用いた加算処理による呼吸曲線の導出までの一連の処理は 10[Hz] 程度である.

Table 3 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. 表の第 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, 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 4 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

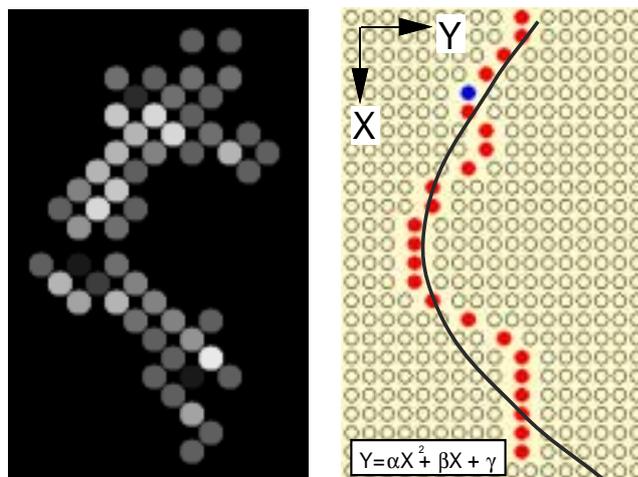


Fig. 8 Pressure distribution and line of center of gravity in lateral position

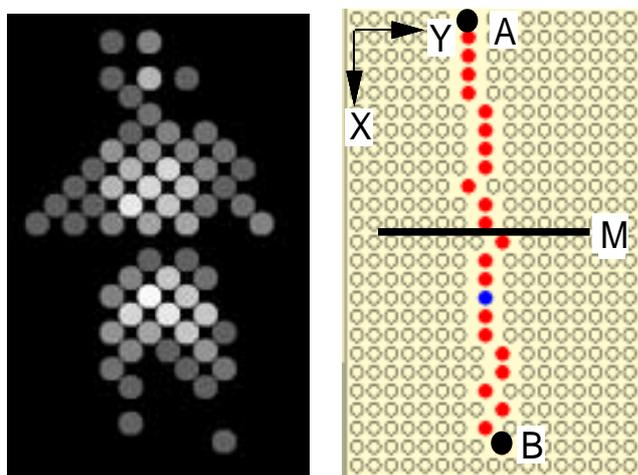


Fig. 9 Pressure distribution and line of center of gravity in supine position

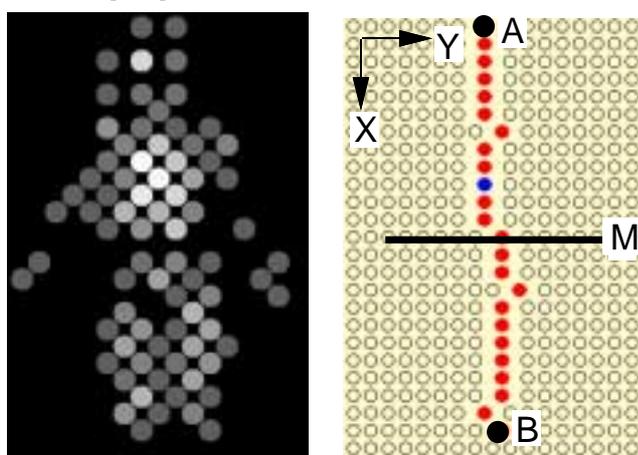


Fig. 10 Pressure distribution and line of center of gravity in supine position

Table 3 Experimental results of posture monitoring for 3 subjects

Subject	Nishida	Saito	Takeda
Monitor time	7 h 0 min 0 sec	6 h 32 min 26 sec	6 h 02 min 58 sec
Turn times [times]	20	12	22
Turn interval [min/times]	17.5	28.0	14.1
Turn times (VCR analysis) [times]	23	11	24
Turn interval (VCR analysis) [min/times]	15.8	25.6	15.8

Table 4 Experimental results of respiration monitoring for 3 subjects

被験者	Nishida		Tada		Takeda	
手法	本手法	画像処理	本手法	画像処理	本手法	画像処理
平均呼吸回数 (仰臥位時) [times/min]	16.67	16.95	16.24	16.22	12.04	12.08
平均呼吸回数 (側臥位時) [times/min]	18.03	18.03	17.64	17.71	12.47	12.48

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で比較している。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。体位の誤認識の原因としては、体位認識では脚がどのような姿勢をとっているのかはあまり重要ではないが、重心線による判定ではこれに敏感に反応してしまうという点があげられる。このため、仰臥位であっても脚の形によっては側臥位に判定されてしまうことがある。

開発した計測システム、計測手法の利点を以下に整理する。

- 無侵襲・無拘束センシングであるので、患者の肉体的・心理的な少ない。
- 高精度な呼吸計測や、長時間の体位 (仰臥位, 腹臥位, 側臥位) の計測が可能である。

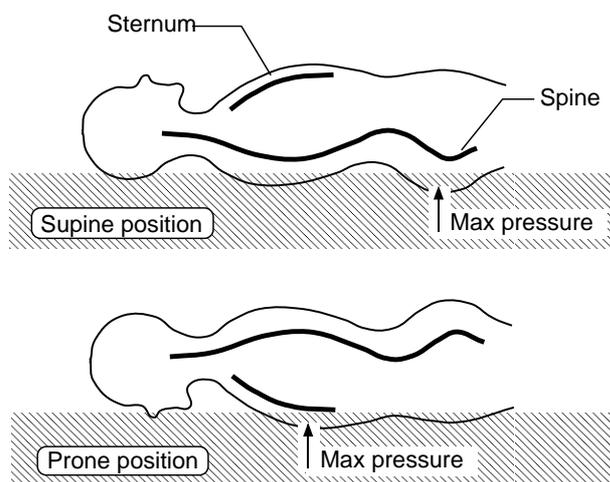


Fig. 11 Bones contributing to pressure distribution

4. 結 論

本論文では、圧力センサを用いて無侵襲・無拘束にセンシングすることによって睡眠中の人の呼吸を精度よく計測することや体位を識別することができるシステムを提案した。本シ

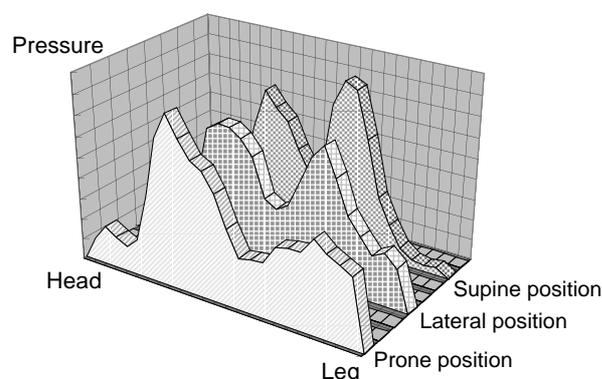


Fig. 12 Relation between histogram and posture

テムは圧力センサ (FSR) 221 枚と生体信号処理部からなっており、これがベッド上に約 5[cm] 間隔で並べられている。

本システムの特徴は、1) 呼吸・体位の計測の際に体内にセンサを侵襲させることからくる痛みなどの肉体的負担や、睡眠中の自由な動きがセンサやセンサのコードなどで拘束されることからくる精神的な負担が一切ないこと、2) 従来の同様な圧力センサを利用した環境埋め込み型無拘束計測システムと比較してセンサが検出できる空間分解能が高く、本論文で示したような高精度な呼吸計測や、体位認識が可能であることにある。

また、本論文では提案したシステムを用いて、呼吸計測・体位識別を行なうための手法を示した。

呼吸計測手法に関しては、呼吸運動に伴う圧力変化の位相差を考慮することで高精度に計測可能なアルゴリズムを示し、画像処理を用いた呼吸計測実験と比較することにより、人が仰臥位、側臥位などの体位をとっても高精度に計測できることを検証した。

体位認識手法に関しては、仰臥位、腹臥位、側臥位 (左右) の 4 体位を識別できるアルゴリズムを示し、6 時間以上の連続計測実験により各 4 体位のうちで典型的な体位については識別可能であることを示した。

今後の課題を以下に整理する。

- 本論文で扱った体位認識アルゴリズムに関しては、人の骨

格に関する知識を利用して、圧力画像から睡眠中に体を支持している主要な骨格の状態を推定するなどの高度な圧力画像処理を行なうことで認識率を向上させることが課題である。

- 本実験データは健常人を対象に行なわれたものである。実際の病院の患者を対象とした臨床実験を行なうことで、臨床応用への有効性を示すことが課題である。

謝 辞

本研究を進めるにあたり助言を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関して有益な情報提供をして頂いた本研究室の宮崎英樹助手、ならびに被検者となって頂いた本研究室の学生に感謝致します。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（課題番号 00073871, 00083871, 07245104）、及び、SCAT 助成金の交付により実施された。

参 考 文 献

- [1] 矢野記念会編：「日本国勢図会」，国勢社，1996
- [2] 戸川：「無拘束計測の展望」，BME, Vol. 4, No. 8, pp. 1-6, 1990
- [3] 大森：「システムとセンサ」，産業図書，1988
- [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] 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, pp. 13-18, 1991
- [6] 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
- [7] T. Salmi, L. Leinonen: "Automatic analysis of sleep records with static charge sensitive bed," Electroenceph Clin. Neurophysiol. Vol. 64, pp. 84-87, 1986
- [8] 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
- [9] T. Tamura, J. Zhou, H. Mizukami, T. Togawa: "A system for monitoring temperature distribution in bed and its application to the assessment of body movement," Physiol. Meas., Vol. 14, pp. 33-41, 1993
- [10] M. Ishijima: "Monitoring electrocardiogram in bed without body surface electrodes," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 40, No. 6, pp. 593-594, 1993
- [11] 石原，山下，山田，津田，榎田，長倉，大江，岡田，川越，志永，大塚，阪中：「ビジュアルセンシングシステムによる完全無拘束下での呼吸数の自動計測—時系列生体情報としてのビデオレート動画像からの生理機能計測—」，第 16 回バイオメカニズム学術講演会論文集，pp. 279-282, 1995
- [12] K. Nakajima, A. Oka, S. Kasaoka, K. Nakashima, T. Maekawa, T. Tamura, H. Miike: "Detection of physiological parameters without any physical constraints in bed using sequential image processing," Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 35, pp. L269-L272, 1996
- [13] K. Nakajima, T. Maekawa, H. Miike: "Detection of apparent skin motion using optical flow analysis: Blood pulsation signal obtained from optical flow sequence," Review of Scientific Instruments, Vol. 68, pp. 1311-1336, 1997
- [14] 山越：「無侵襲・無拘束生体計測」，病態生理，Vol. 10, No. 6, pp. 477-487, 1991

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系卒業。1998年同大学大学院工学系研究科機械工学専攻博士課程修了。工学博士。同年電子技術総合研究所入所。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1998年まで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。IEEE, 人工知能学会会員。

(日本ロボット学会正会員)

武田 正資 (Masashi Takeda)

1973年7月14日生。1996年青山学院大学工学部機械工学科卒業。1998年同大学工学部研究科機械工学専攻博士前期課程修了。同年ソニー(株)入社。人間共棲ロボットの研究に従事。

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。1998年4月同講師。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、動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)