

ゴム光ファイバー感圧センサによる体動検出システムの開発

田村俊世*・西垣内淳志**・野村敏光***

Estimation of Body Movement with Optical Fiber Pressure Sensor

Toshiyo TAMURA, Atsushi NISHIGAICHI
and Toshimitsu NOMURA

ABSTRACT

For assessment of body movement during sleep, a system for monitoring pressure in bed has been developed. The system consists of an optical fiber pressure sensor and a notebook personal-computer with A/D converter. The changes in optical density due to changes in pressure was detected and converted with A/D converter and transferred to computer. Preliminary study showed the pressure distributions of head, back, and hip were relatively high. Thus three optical fiber sensors were arranged in above positions. The changes in posture and body movement were recognizable from the changes in pressure. The time of body movement was estimated from the derivative of pressure signal. The time of body movement was determined when two of three signals were changed. In comparison with the video recording, this estimation showed good agreement. The pressure measurement in bed provides a high resolution posture change during sleep.

1. 研究目的

高齢者社会に向かって在宅高齢者、特に“寝たきり老人”や“長期療養患者”の健康を維持し、疾病をもつひとに対して適切に介護するためには在宅高齢者一般の生体機能、生活活動状態などを客観的に把握する必要がある。しかし従来は生活状態に対応した生理機能状態の変化などを把握する方法がなく、たとえ異常に気付いてもそれを客観的に証明することは困難であった。そこで在宅高齢者に対して無理なく適用でき、取扱いが容易で家庭で簡単に操作できる健康管理機器の開発が望まれる。われわれは高齢者や長期療養患者の生理情報を体にセンサを装着することなく、また、測定されていることを意識されずに測定ができる装置の開発を試みている¹⁾。そのひとつとしてベッドにセンサ

を取り付けることによって、睡眠中または横臥中に長期療養患者について体動やベッド内温度を測定するシステムを試作している²⁾⁻⁴⁾。

睡眠中の体動を測定するものはいくつみられる。睡眠中の体動の観測記録には、テレビカメラおよびビデオテープ装置が用いられることが多い。しかし、テレビカメラは全体の状況を定性的に把握するには便利であるが定量的解析は困難で、解析もオンラインで行うには複雑であり、関連する報告はない。ベッドの圧力を測定して体動を測定する報告⁵⁾はみられるが装置が高価であったり、操作が複雑であったり、オンラインでの測定が不可能であるなどの欠点があった。温度センサを用いた体動検出は取扱いが容易であり、再現性も高いが、体位の変化を温度で検出しているため、信頼性の面で問題が残った。そこで、廉価で取扱いが容易なゴム光ファイバー感圧センサに着目しノート型パーソナルコンピュータに接続し体動検出システムを開発した。

*電気電子工学科

**電気工学科(現シャープ)

***大学院電気電子工学専攻

2. 研究方法

2.1 装置の概要

装置は Fig. 1 に示すようにゴム光ファイバー感圧センサ（オーネス、ブリヂストン）と A/D 変換ボード（ANALOG-PRO Jr, カノープス）を内蔵したノート型パーソナルコンピュータ（PC-9801NS/E+PC-BOX 162, NEC & I-O DATA）より構成される。

ゴム光ファイバーはステップインデックス形の光ファイバーの一種で、コア材にはフェニルメチルシリコンゴム（屈折率 $n=1.51$ ）を、クラッド材にはコアより屈折率の低いジメチルシリコンゴム（ $n=1.40$ ）を用いており、被覆材には外乱光の影響の除去と耐久性向上のために黒色のフッ素系ゴムを用いている。初期伝送光量95%を保持できる曲げ半径は3cmであり、曲げに強く、体に接触した場合も違和感が少ない。

ゴム光ファイバー感圧センサはゴム光ファイバー、発光素子、受光素子、増幅器より構成され、ゴム光ファイバーは外径3.1mm、コア径1.7mmである。圧力範囲は0~10kg/cm²で、圧力に比例した光量が得られる。ゴム光ファイバーの両端に発光素子としてLED、受光素子としてシリコンホトトランジスタを接続している。ホトトランジスタの出力は増幅され無加圧の時6.5V、光量0の時1.7Vに調整し、光量に比例した電圧が得られるようになっている。ゴム光ファイバー感圧センサの出力は、ノート型パーソナルコンピュータに外付けされている拡張スロット内のA/D変換器を介してコンピュータに転送され処理される。取り込まれた測定データは体動測定開始時刻から測定終了時刻まで1時間毎に自動的にフロッピーディスクに保存される。測定チャンネル数は最大8でサンプリング間隔は1~10まで1秒毎に設定できる。1つのフロッピーには、例えば測定チャンネル数3で2秒間隔の測定で連続29時間の測

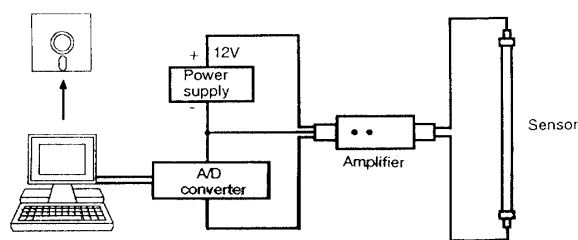


Fig. 1 Schematic diagram of the monitoring system.

定データが保存できる。

2.2 センサの基本特性と体圧分布

センサの基本特性、センサの配列を知るために、既知の重量に対する光ファイバー出力ならびにヒトの体圧分布についての評価実験を行い、センサの使用方法、配列などを決定した。

ゴム光ファイバー感圧センサに既知の重量を負荷し、そのときの光ファイバーの接触面積を変化させ、出力を測定した。2本のゴム光ファイバー感圧センサに均等に圧力が掛かるようにアルミ板を用意し、空のピーカーを載せたときの重量を0として、既知の重量の水を加えた。重量の変化と信号出力の関係を Fig. 2 (a) に示し、重量2kg一定とし接触する幅を変化させたときの結果を Fig. 2 (b) に示す。これより負荷重量と信号出力は線形関係がみられたが、同一の重量を負荷したにもかかわらず接触する幅、すなわち接触面積が変化すると信号出力は一致しなかった。よって体動のように接触位置や面積が変化する場合には定量的評価は難しく、センサをON-OFFセンサとして用いることとした。

センサの適切な配列を知るために圧力測定フィルム（プレスケール、富士フィルム）を使用してヒトの体圧分布を測定した。仰臥した状態で体圧は頭部約300~700g重/cm²、肩部約100g重/cm²、背部約100~300g重/cm²、臀部約100~500g重/cm²であった。これらの結果より頭部、背部、臀部に高い圧力が掛かっていることが示され、これを基準として光ファイバーの配列を考えた。

2.3 データ解析（体動判別プログラム）

プログラムは2種類作成し、一つは任意のサンプリング間隔で体動により起こる電圧の変化をデータとしてフロッピーディスクに保存すると同時に体動の有無を検出するためのプログラムで、もう一つは、測定終了後に経時記録を解析し、グラフとして画面に表示するものである。体動検出プログラムのフローチャートを Fig. 3 に示す。

測定データを記録するプログラムを起動させるとまず初期化設定を行う。サンプリング間隔とセンサの本数（チャンネル数）、測定終了時刻の入力をする。チャンネル数は最高8本まで選択可能であるがセンサの装着の煩雑さを考え3本までとした。これらの入力を行った後にすぐ体動の測定が開始される。操作は画面上で対話形式で行うようになっており、操作者はマウスやファンクションキーを押すのみで設定ができるように設計した。希望したサンプリング間隔でA/D変換器が

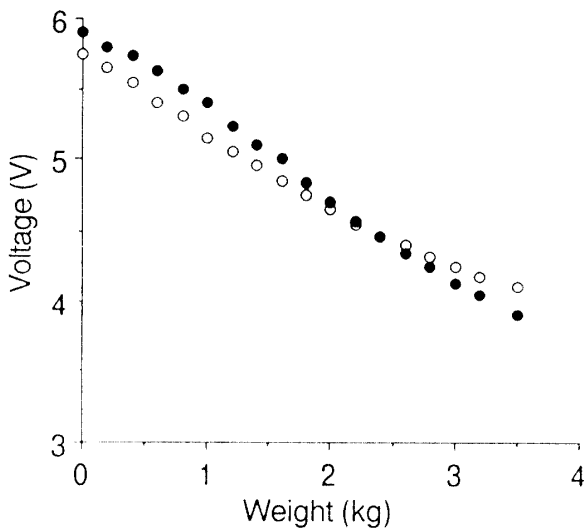


Fig.2(a) Relationship between load and signal output of sensor. ○ shows sensor A and ● shows sensor B.

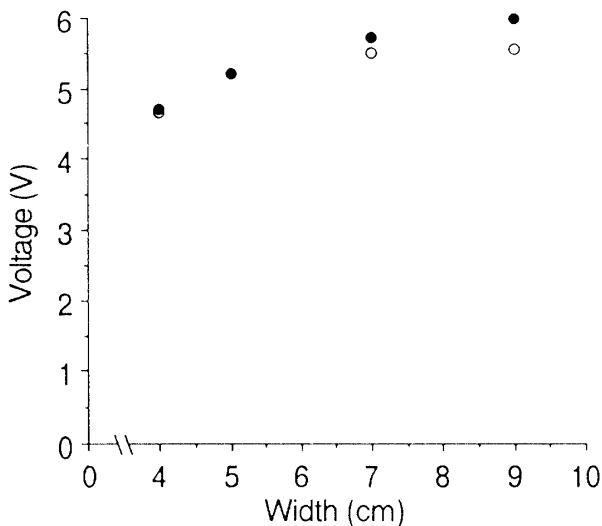


Fig.2(b) Relationship between contacted width and signal output.

ら送られてきた電圧値を保存し、さらにその電圧値を微分処理する。その微分式は、N個の経時データがある時、

$$\Delta v = V(n+1) - V(n) \quad (0 \leq n \leq N-1)$$

とした。なお、測定データから変換した電圧値、微分値はリアルタイムでグラフとしてスクリーン上に表示される。

さらに、この微分値を使用して体動発生の判別を行っ

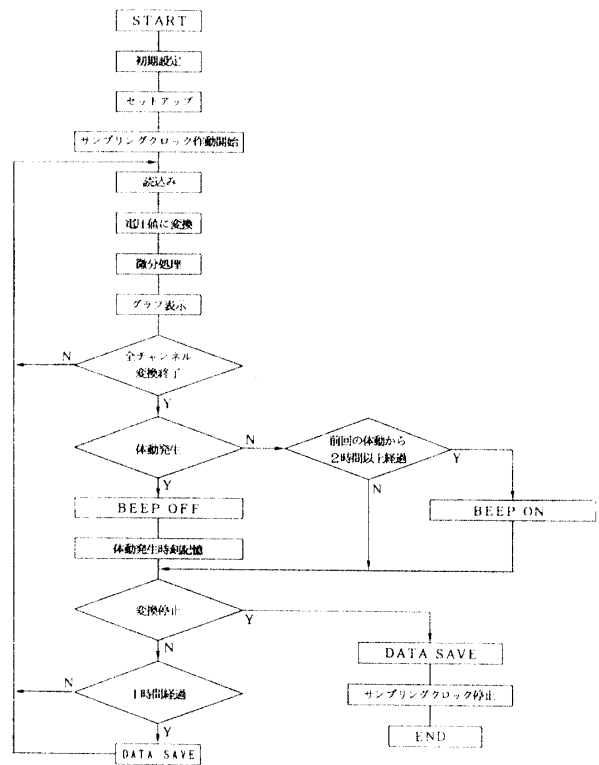


Fig.3 Flowchart of detecting procedure in body movement.

た。その判別方法は全センサ数が3本の場合、3本のうちいずれか2本のセンサ、全センサ数が2本の場合はそれぞれセンサの微分値の絶対値が同時にある一定値(判別値)以上の値になる時を体動とみなすことにした。その値は実験結果から求めた。そして、圧力が2時間以上同一箇所にかかると褥瘡になると報告⁶⁾されていることより、もし2時間以上体動が発生しなかったと判断するとブザーが鳴り、それは再び体動が発生するまで鳴り続けるか、介護者等によって return key で解除される。

解析プログラムは、測定終了後医師などによって体動情報を分析するためのもので、プログラムを起動するとメニュー画面が表示され何月何日のデータを解析するかを表示される。希望の日付の番号を入力するとその日付の就寝中の電圧値・微分値が表示され、カーソルキーの[←]キーを押すと次の画面、[→]キーを押すと前の画面、[↑]キーを押すとメニュー画面に戻る。

2.4 実験方法

体圧は頭部、背部、腰部が高くなっていたため、ゴム光ファイバー感圧センサを Fig. 4 に示すような3種

類のパターンでベッドマット上にテープで固定して、その上に布団をひいた。そして、ヒトが布団に入らない状態でのセンサ出力を増幅部の出力調整トリマーで約4.5Vに調整した後、プログラムを起動し、サンプリング間隔2秒で圧力信号を測定し、測定データをフロッピーディスクに保存した。データは5時間から8時間測定した。

また、取り込んだデータと比較するため、同時にビデオカメラ (FUJIX-8 M690 富士写真フィルム株) をベッドの側方約2mの位置に全身が写るように三脚で固定し、寝開始時刻から最高6時間経過するまで録画した。

体動の検出方法は、3本のセンサの微分値のうち、いずれか2本のセンサの微分値が、同時にある一定値以上になった時を体動とみなした。その一定値、すなわち体動判別値を試行錯誤的に変化させ、ビデオ撮影で観察された体動と比較した。

3. 研究結果

Fig. 5 に配列Bの測定結果の一例を示す。3本のセンサの電圧値と微分値をそれぞれ示し、横軸は時間を表している。また、体動判別値をそれぞれ0.2, 0.3, 0.4V/sと変化させたときに算出した体動時刻と、比較のためビデオより観察された体動発生時刻を図示した。判別値を小さくするほど体動の認識が多くなることが示されている。図の例では小さな体動でも電圧値の変化として十分応答しているが、配列Cでは体動があっ

たにもかかわらずそれほど応答しなかった。これはセンサの配列をベッドに対して横方向にするよりも、縦方向にする方が体とセンサとの接触面積が大きくなり、体の各部のわずかな動きもとらえることができた。

センサの感度はその配列によって異なっており、感度の違いが判別値の決定に影響を与えるが、配列Cにおいても判別値を適切に選択することにより体動を検出することができた。配列A, B, Cそれぞれの体動判別値は0.2, 0.3, 0.06V/sであった。体動判別値が高いほど、体とセンサが広い範囲で接触している配列であり、わずかな動きも感度良く測定できた。試みた配列ではBが体動の検出に適していると考えられた。また、この配列で体動を検出した結果と実際の体動はほぼ一致した。

4. 考 察

われわれは生理情報の記憶媒体として不揮発性メモリ^{2),4)}やICカード³⁾を使用した。病棟での使用や家庭でデータを収集し通院時に解析する場合には有効であるが、家庭で健康管理機器として用いる場合には警告を与える機能も必要となるので、データを内部処理できる機能をもつことが望ましい。上述のデータ記録装置にマイクロプロセッサを内蔵し解析を行わせることも可能であるが汎用性を考えるとノート型パーソナルコンピュータの使用は、持ち運びが容易、上級言語でプログラムを作成することができるなどの利点があり、オンラインでのデータ処理や解析に有効な手段である

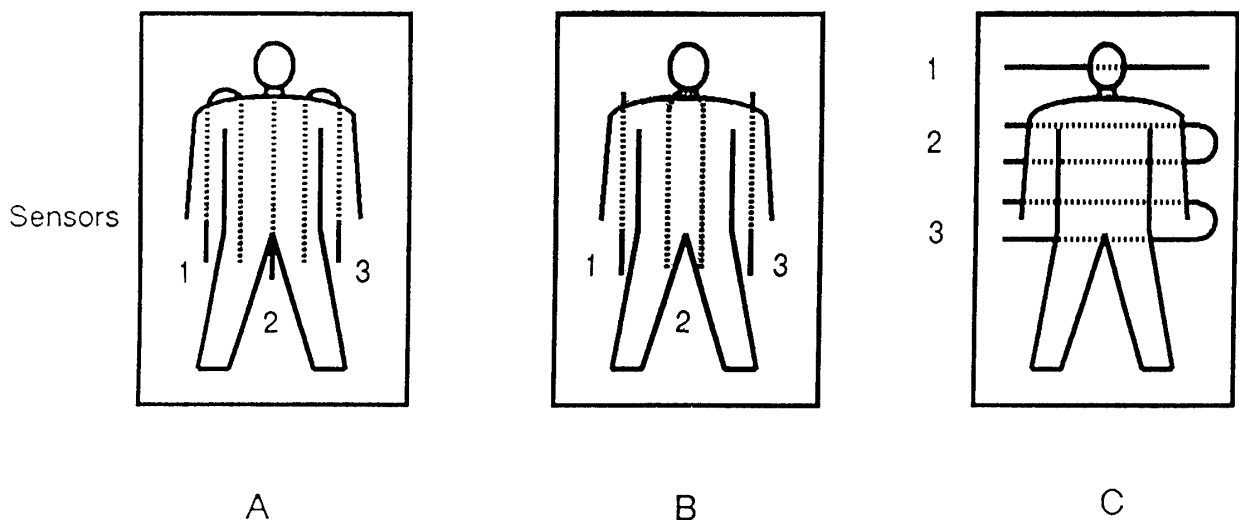


Fig.4 Sensor arrangements.

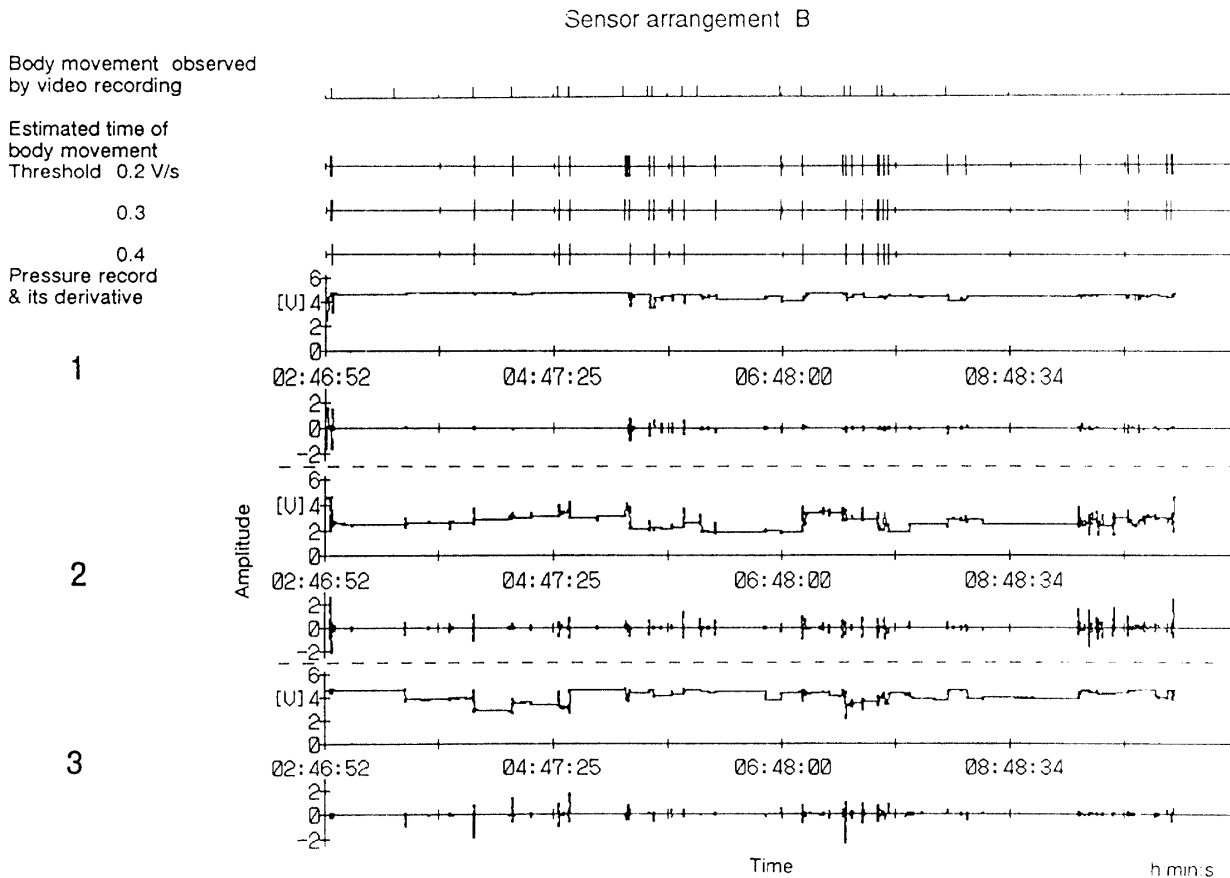


Fig.5 Time course of recordings. The signal output of sensors and it derivatives under sensor arrangement B in Fig.4. The time of body movement was determined that two of three derivatives were above threshold value of 0.2, 0.3, and 0.4V/s. The body movement estimated by simultaneous video recording was also shown in top of the figure.

ことが示された。

ゴム光ファイバー感圧センサは線形性が示されたが、実際に就寝中での体動を測定する場合には、センサが敷き布団の下に設置されることもあり、体への接触が一定ではないこと、またセンサのどの部分が、どこの体圧で反応しているか判別できないことからセンサの線形性という性質は利用しないで、電圧値がある値以上になると体動とみなす ON-OFF センサとして使用することにした。

体動判別の方法は、信号の微分値の絶対値が同時に判別値以上の値になった時を体動とみなした。判別値が高いほど体動が十分にセンサに伝わっていると云える。しかし、この値はセンサの配列状態により異なり、また、ベッド・敷き布団の材質によっても異なるため、それぞれ変える必要がある。

体動検出でいくつかの問題・改良点があるので今後の課題として挙げておく。

1. 圧力センサの配列、ベッド・布団の材質などの条件によって判別値は変化する。そこで布団の材質や被検者の体重、センサの配列により判別値がどの程度変化するか実験的に検討する必要がある。そしてセンサの装着環境に応じた体動判別値を決定し、誤動作をまねかないようにする必要がある。
2. 家庭での使用を考える時、単一の目的例えば体動のみの検出であればパーソナルコンピュータより専用の小型記録計を用い、電源を入れただけで測定ができるような装置が望ましい。この場合、電源の検討も重要となってくる。同様にヒトが布団にはいると装置が動き始め、目覚め、布団から離れると停止するような自動スイッチ化も可能性がある。
3. センサの反応を良くするため、布団の中にセンサを組み込む。
4. 体動だけでなく、同時に脈拍や呼吸数など他の

諸生理情報も検出できることが望ましい。

5. 結 論

ノート型パーソナルコンピュータと光ファイバー感圧センサを用いて睡眠中の体動を測定した。その結果、被験者にセンサの存在を意識させずに体動を測定することができた。よって、この光ファイバーを用いた体動センサは、「床ずれ」防止など在宅医療において役立つものと思われる。

謝 辞

本研究の一部は文部省科学研究費試験研究B 課題番号02557109, 厚生省長寿科学総合研究「高齢者に対する健康計測機器の開発」ならびに(財)医科学応用研究財団の補助によった。

6. 参考文献

- 1) T. Togawa, T. Tamura, et al.: Proc. 11th Int. Conf. IEEE/EMBS 11, 1461 (1989)
- 2) T. Tamura, T. Togawa, and M. Murata: Clin. Phys. Physiol. Meas., 9, 139 (1988)
- 3) T. Tamura, T. Togawa, et al.: J. Clin. Eng. 15, 315 (1990)
- 4) 周 鑑心, 田村俊世, 戸川達男, 水上 博: 医器材研報, 23, 105 (1989)
- 5) J.C. Babenel, M.W. Ferguson-Pell and A.Q. Beale: Med. & Biol. Engng. & Comput. 23, 466 (1985)
- 6) A.C. Ek et al.: Scand. J. Rehab. Med. 16, 85 (1984)

(平成4年4月15日受理)