

磁気センサを用いた無意識呼吸心拍動検出装置の開発*

斉藤 義明**・堀 潤一**・木 竜 徹***

1. は じ め に

病院及び在宅医療における患者監視では、昼夜を問わず患者の状態を把握する必要がある。その実現には多くの人手と費用を要し、更なる合理化が望まれている。また、来るべき高齢社会において、寝たきり老人の人口も益々増加すると考えられ、看護に携わる人手の不足が懸念される。従来から、患者監視のための様々なバイタルセンサが開発されてきた。これらのセンサは、人体に電極やプローブを装着しなければならず、電極の装脱着による煩わしさを患者に与える。また、患者と計測装置との間が有線であるため、患者に運動の制限による肉体的、精神的負担を与える。さらに、電極やプローブと検出装置とを結ぶリード線が切れてしまう等の問題も起こると考えられる。よって、睡眠中等の長時間にわたる監視を行うためには、患者に負担を与えずに生体信号を検出する装置が望まれる。

テレビカメラによる患者監視システム¹⁾が提案されているが、カメラで撮影されているという精神的負担や患者のプライバシー保護の観点から問題があると考えられる。我々は、心動態記録装置 (Cardiomoveograph) の原理^{2,3)}を応用した生体信号検出装置を開発した^{4,5)}。この装置は、容量変化を利用したもので、格子状のプローブ上に横たわることによって、無侵襲かつ無意識に呼吸及び心拍動を同時に検出することができる。しかし、被験者の発汗等によって、検出感度が低下するという問題があった。この原因は、体表面やプローブの周囲の湿度が高くなると、誘電率もこれに従い変化するためであった。他に、導電性の糸で作った電極をまくらやシーツに織り込んだセンサによる心電図の無意識的検出の試み⁶⁾や、呼吸検出の試み⁷⁾があるが、後者の方法も静電容量の変化を利用しているので発汗時の影響が懸念される。さらに、圧電素子

を用いて心拍数、呼吸数を同時測定する方法が開発されているが、実用化には至っていない⁸⁾。

本研究では、誘電率の影響を受けない磁界を利用して、非接触に生体信号を検出する装置について検討を行った。この装置によれば、磁性シートを敷いたベッド上に被験者が横たわるだけで、計測していることを意識させずに呼吸及び心拍動を検出できる。また、自然界に存在する磁界を利用しているので人体に与える磁界の影響は極めて少ないという利点がある。本装置で検出された信号には呼吸と心拍動が重畳した形で現れている。そこで、検出信号からそれぞれを分離する方法についても検討する。

2. 無意識生体信号検出装置

2.1 無意識生体信号検出装置

無意識生体信号検出装置全体の構成を第1図に示す。磁性シートをベッド上に置き、その上に布団などの寝具を敷く。検出装置に接続されている磁気センサをベッド下に配置する。呼吸や心拍動に伴う僅かな体動によって磁性シートの形状が部分的に変化すると、それに伴い磁性シート近傍の漏れ磁界が変化する。この微弱な磁界の変化を磁気センサによって検出することで、呼吸及び心拍動を測定する。

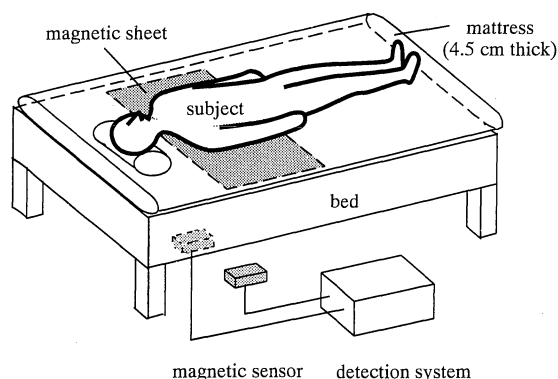
磁性シートには、磁性材料であるアモルファス箔 (Allied Signal 社製 METGLAS 2605 S-2) を使用した。厚さは 0.025 mm で、形状を自由に变化させることができる。

磁気センサには地磁気コンパスとして利用されるフラックスゲートセンサを使用した。フラックスゲートセンサは、微弱な磁界中でもヒステリシスカーブがシフトする特殊な高透磁材料のトロイダルコアを使用している。トロイダルコアは過飽和状態になる周波数と電流によって励磁される⁹⁾。トロイダルコアには励磁コイルが巻いてあり、その両端に矩形波を加える (第2図(a))。検出コイルの巻き数は 60 回とし、この検出コイルより出力波形を得る。次に、磁気センサの動作について説明する。検出コイルの左右の磁界は逆相

* 1999 年 12 月 21 日受付, 2000 年 2 月 4 日改訂

** 新潟大学工学部福祉人間工学科

*** 新潟大学大学院自然科学研究科



第1図 無意識型生体信号検出装置

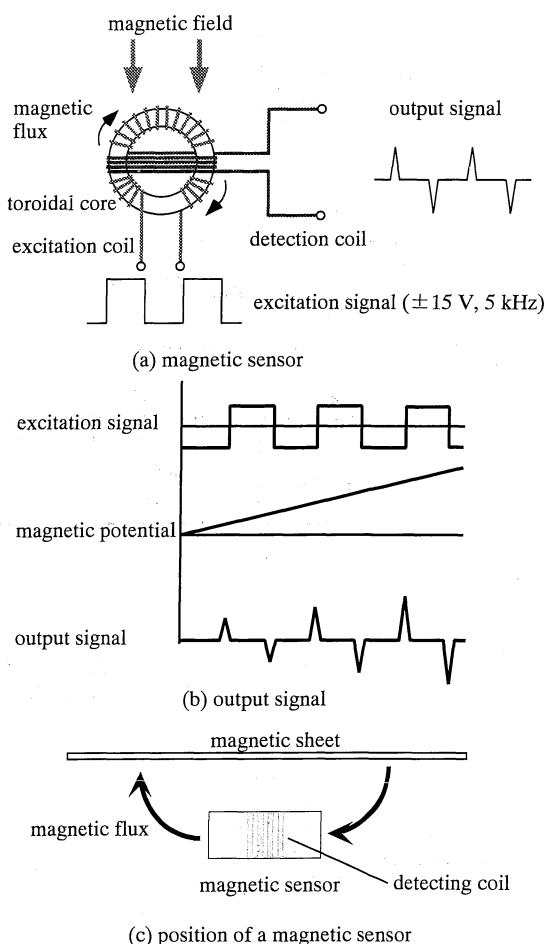
Fig. 1 Noncontact biomedical-signal detection system

に働いている。トロイダルコアに外部から磁界が作用していない場合、左右の磁界は互いに打ち消し合って、検出コイルの出力は0となる。一方、第2図(a)に示すようにトロイダルコアに平行に(上方向より)磁界が加わった場合、コアの右側は外部磁界が加わることで飽和し、コアの左側は逆に飽和しにくい。その差分の電圧が出力される⁹⁾。この磁気センサは、検出コイルに垂直な方向の磁界を検出でき、出力信号の振幅は磁界の強さに比例している(第2図(b))。磁性シートの近傍にこの磁気センサを設置することによって、磁性シートの形状変化に伴う磁界変化を検出できる。本研究では、第2図(c)に示すように、検出コイルの検出軸が東西方向に付き磁性シートと水平になるよう磁気センサを設置した。これにより、ベッドだけでなく在宅におけるふとん等にも設置することができる。

第3図に検出装置の構成を示す。本装置は、励振用発振部、検出部、増幅部、フィルタ部で構成されている。磁気センサを励磁させるため、発振回路により $\pm 15\text{ V}$ 、 5 kHz の矩形波を発生させ、その信号を第2図(a)の磁気センサの励振コイルに加えている。磁気センサからの出力信号を、検波回路の動作電圧に達するようにOPアンプで交流増幅する。同期検波により信号成分を取り出し、カットオフ周波数 0.05 Hz の高域通過フィルタによって直流成分を除去している。さらに増幅回路で増幅した後、カットオフ周波数 20 Hz の4次チェビシェフ型低域通過フィルタによって高周波成分及び商用電源からの雑音を除去している。

2.2 計測方法

生体信号計測方法を第4図に示す。第4図(a)はベッドを真横から見たとき、第4図(b)はベッドを真上から見たときの磁性シートと磁気センサの配置を表し



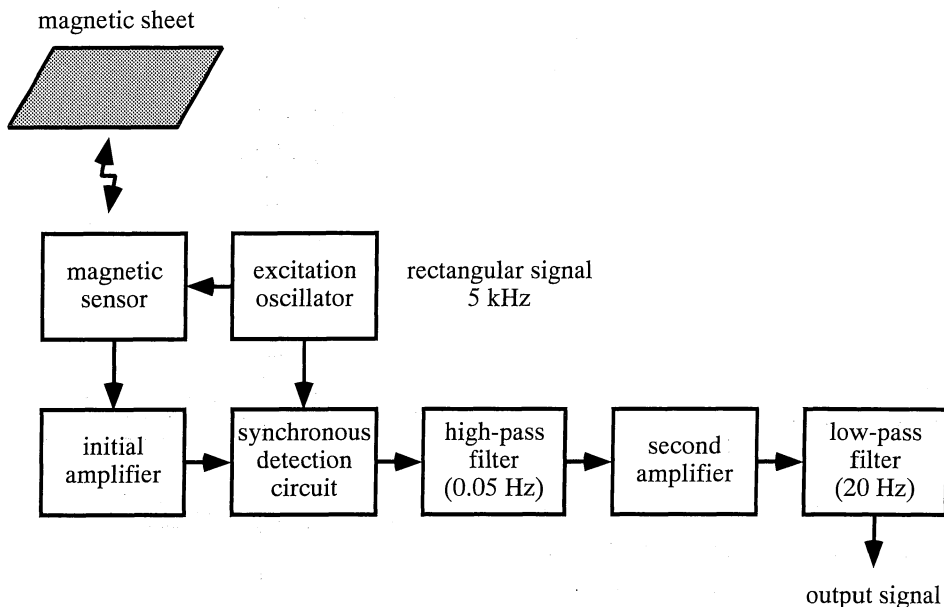
第2図 磁気センサの原理図及び出力波形

(a) 磁気センサ、(b) 出力波形、(c) 磁気センサの配置。

Fig. 2 Principles of the magnetic sensor and output signal

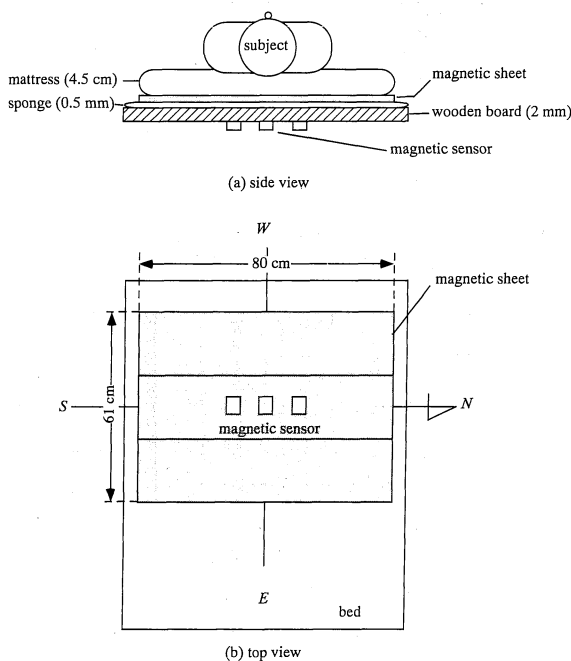
(a) Magnetic sensor, (b) Output signal, (c) Position of a magnetic sensor.

ている。磁性シートは、南北方向 80 cm 、東西方向 21 cm の大きさのもの3枚を東西方向に 5 mm ずつ重ねて配置した。なお、2枚の磁性シートの端を 5 mm 程度重ねることによって1枚の磁性シートのように帯磁することを確認している。磁気センサは、第2図(c)のように設置し、南北方向に 10 cm 間隔で3個配置した。磁性シートと磁気センサの間には、厚さ 2 mm のベニヤ板と厚さ 0.5 mm のスポンジが挟んであり、磁性シートの上に厚さ 4.5 cm の敷布団を敷いた。ただし、これらの寸法は被験者がベッド上に横たわる前の状態で計測した。本装置による検出波形の一例を第5図(b)に示す。被験者は24歳の健康な男性で仰臥位で計測した結果である。胸部中央の真下にお



第3図 検出装置のブロック図

Fig. 3 Block diagram of the detection system

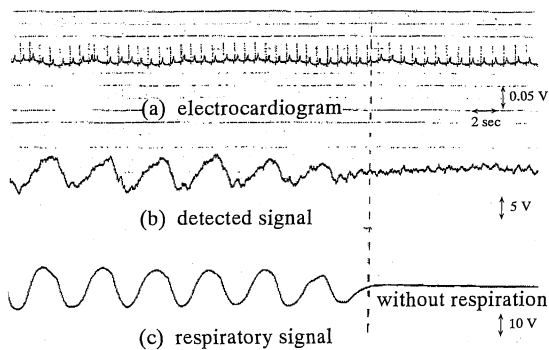


第4図 実験方法

(a) 側面図, (b) 上面図.

Fig. 4 Experimental method

(a) Side view, (b) Top view.



第5図 仰臥位の場合の検出信号

(a) 心電図, (b) 検出信号, (c) 呼吸信号.

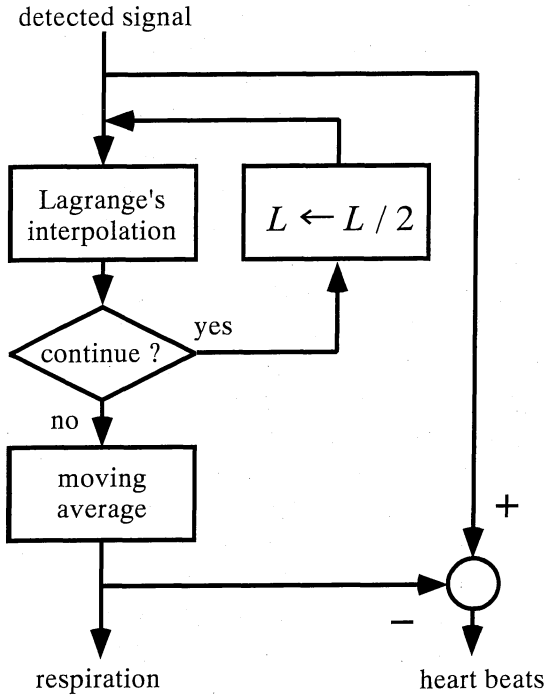
Fig. 5 Signals detected when lying on back

(a) Electrocardiogram, (b) Detected signal, (c) Respiratory signal.

ける検出信号を示す。比較のため、同時に測定した心電図 (第5図(a)) と熱電対型温度センサを鼻孔に当てて検出した呼吸信号 (第5図(c)) も示す。鎖線より右側は、意識的に呼吸を止めた状態で測定した結果である。本装置で検出された波形を心電図、呼吸信号と比較すると、呼吸成分に心拍動成分が重畳する信号として検出されていることが確認できる。

2.3 呼吸・心拍動信号の分離

第5図(b)の計測例から明らかなように、本装置による検出信号には、呼吸と心拍動が重畳している。検



第6図 呼吸心拍動分離フィルタ

Fig. 6 Separation filter for respiration and heart beat from the detected signal

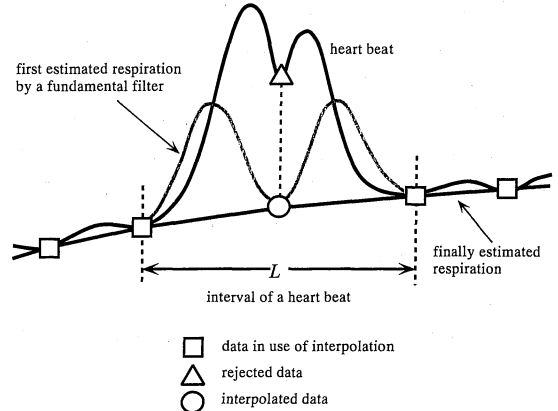
出された心拍動成分は呼吸成分より振幅が小さいため、この波形より直接心拍数を算出することは困難である。より確実な監視のために、呼吸信号と心拍動信号に分離することを試みた。心拍動の基本周波数成分は呼吸のその3倍程度と接近しており、周波数領域での線形フィルタによる分離は困難である。そこで、この重畳信号をA/Dコンバータを介して計算機上に取り込み、ディジタルフィルタによってリアルタイムで分離処理を行った。

本装置による検出波形には以下に示す特徴がある。

- 1) 呼吸波形の振幅の変動は、心拍動波形の変動と比較して緩やかである。
- 2) 心拍動波形は呼吸波形を基線とした場合、パルス性の信号である。
- 3) 心拍動波形の存在区間の幅はほぼ一定である。

これらの特徴を考慮し、検出波形から心拍動成分を除去し、呼吸成分を抽出するフィルタを構成した。そして、検出波形からこの呼吸成分を除去することによって、心拍動成分を分離した。

第6図に呼吸心拍動分離フィルタの構成を示す。この分離フィルタは、ラグランジェ補間と単純移動平均による平滑化フィルタによって構成した。ラグランジ



第7図 分離フィルタの動作

Fig. 7 Behavior of the separation filter

ェ補間では、幅 $2L$ の処理区間を順次時間方向に移動させながら、心拍動の存在しない部分のデータだけを用いてデータを補間することによって、重畳波形の心拍動成分をつぶしていくような処理を行っている(第7図)。ただし、第7図は心拍動が正の場合を示す。初期値 L は心拍動の存在区間以上に設定した。処理区間 L を $1/2$ 倍ずつ更新しながら、ラグランジェ補間処理を数回反復することによって、検出波形から心拍動成分をほぼ除去することができた。最後に、単純移動平均による平滑化を行い呼吸波形を抽出した。なお、心拍動成分は、正の場合だけとは限らず、負の場合もあるが負の場合でも本方法で分離可能であった。正負に振れる波形の正確な取り扱いおよびその具体的な実現方法については今後検討する。

3. 検出装置の基本特性

実際の生体計測を行う前に、本検出装置の電磁界解析を行い、そのシミュレーション結果と実測した基本特性との比較検討を行った。

3.1 電磁界解析

本装置では、磁性シートの形状が局所的に歪んだときに発生する磁界の変化成分を磁気センサによって検出している。そこで、磁性シートの一部に一定の変位を与えたときの磁束密度の変化を電磁界解析ソフトウェア¹⁰⁾により求めた。磁性シートの東西方向を無限長と仮定し、南北方向の幅80cmについて2次元解析モデルを設計し、有限要素法により電磁界解析を行った。なお、実際の磁性シートの厚さは約0.025mmであるが、解析領域の厚さ方向の要素分割による誤差を低減するため2mmとしてモデルを作成した。また、計測場所(新潟大学工学部)における地磁気を考慮

し、環境磁界を全磁力 4.744×10^{-5} T、伏角 $51^{\circ}31'$ と設定した。磁性シートの形状変化の大きさは 0.5 mm とし、ガウシアン関数により近似した。磁性シートの形状変化を与える場所を南北方向で変化させ、磁性シートの中央直下 7 mm における磁束密度の変化分を解析より求めた。磁束密度の変化は観測点の直上で最大であり、磁束密度の変化量は 2×10^{-7} T となった。

3・2 検出感度分布

次に実際に磁性シートの一部に一定の変位を与え、それを除去したときの検出感度を測定した。加重をか

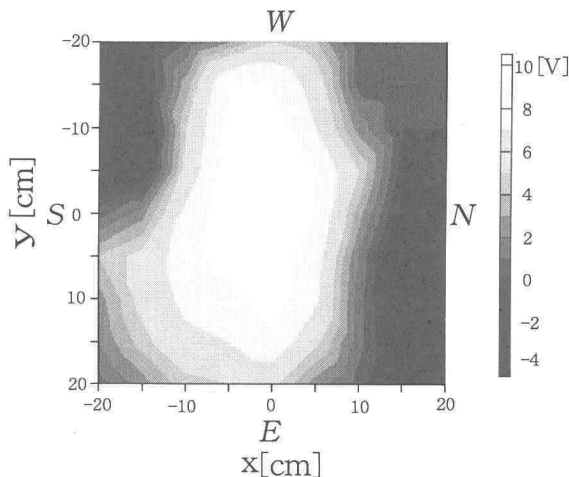
けた場合も磁性シートの変形としては同等であるが、印加速度により変位量が実験毎に変化してしまうため、加重を取り去った場合の検出感度を測定した。底辺の直径が 42 mm の円筒形状の非磁性体 7.2 g を磁性シート上に置くことにより一定量の加重をかけ、それを取り除くことによって約 0.5 mm の変位を発生させた。これによって、一定変位に対応する正または負の検出信号が得られる。なお、このときの変位の大きさは、磁性シートをテコの原理（支柱を境に棒を 10 対 1 に分割し、長辺端の変位より推定）を応用して、歪ませたときの検出信号と比較することにより求めた。

磁気センサの検出中心を磁性シートの中央直下の 7 mm 離れた位置に固定し、磁性シート上の加重を与える位置を変化させた場合の検出感度を第 8 図に示す。右のスケールに検出電圧値を示す。解析結果と同様に、磁気センサの直上で最大の検出感度が得られた。なお、直径 8 cm のコイルと直流電源を用いた磁界発生回路による予備実験より、本装置の磁界の検出感度は、1 V の検出電圧変化当りの磁束密度変化は 0.5×10^{-7} T であることを確認している。よって、第 8 図の実験結果で最大感度が得られた場所における磁束密度の変化は、約 4.5×10^{-7} T となり、3.1 の解析結果 (2×10^{-7} T) の 2.25 倍の値が得られた。

4. 生体計測実験

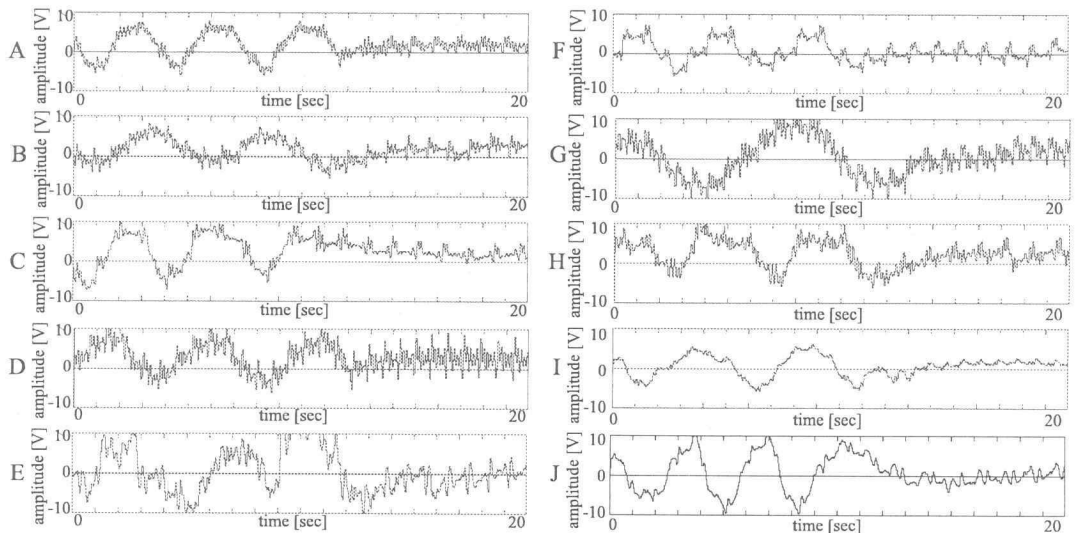
4・1 生体計測実験

実際に体重、体格の異なる 10 名（女性 2 名を含む）



第 8 図 検出装置感度分布特性

Fig. 8 Distribution characteristics of detection sensitivity



第 9 図 10 名の被験者の検出信号 (A~J: 被験者)

Fig. 9 Detected signals of ten subjects (A-J: subjects)

の被験者を対象として、生体信号を検出した。

10名の被験者について、同様の計測を行った場合の検出信号を第9図に示す。各検出信号は、検出レベルが最大となる場所で検出したもので、トレースの右4割は意識的に呼吸を停止した場合の結果である。すべての被験者で呼吸と心拍動を計測することができた。

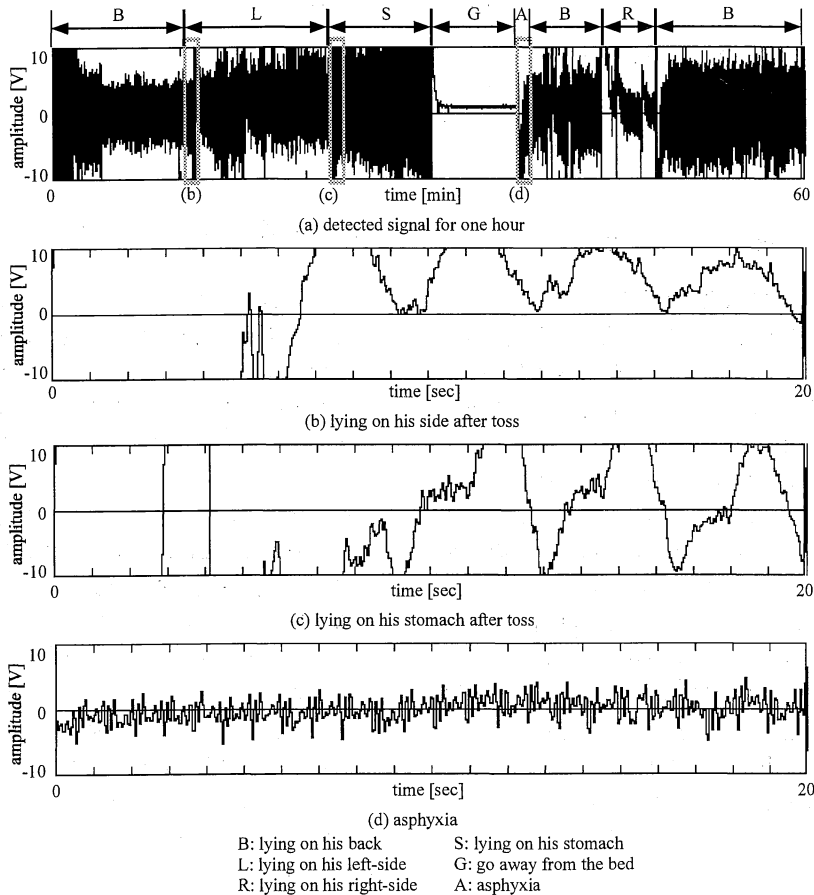
4・2 長時間計測

長時間計測の途中で寝返りや呼吸停止、ベッド上での体動がある状態を連続1時間にわたって測定した結果を第10図(a)に示す。また、寝返り後の側臥位、伏臥位、呼吸を停止した状態の拡大図をそれぞれ第10図(b), (c), (d)に示す。どのような姿勢でも心拍動と呼吸信号を検出できることが確認できる。寝返り等の体動があった場合、波形が飽和し呼吸や心拍

動を検出できなくなるが、安静後約10秒で安定した計測を再開できた。本装置によって、1週間以上の連続測定が可能であることを確認している。

4・3 呼吸・心拍動信号の分離結果

検出信号から呼吸成分と心拍動成分の分離を行った。実験では、検出波形をサンプリング周波数100 Hz、量子化レベル12ビットでA/D変換を行い、16ビットパーソナルコンピュータに逐次取り込んだ。そして、区間幅 $L=57$ ポイント(0.57秒)、反復回数を4回、平滑化ポイント数を55と設定することによって、約2.3秒の遅れ時間のみで分離が実現できた(第11図)。また、呼吸数と心拍数は、各々の分離波形を低域微分し、閾値法によりピークを検出して、ピークの間隔から算出できる。

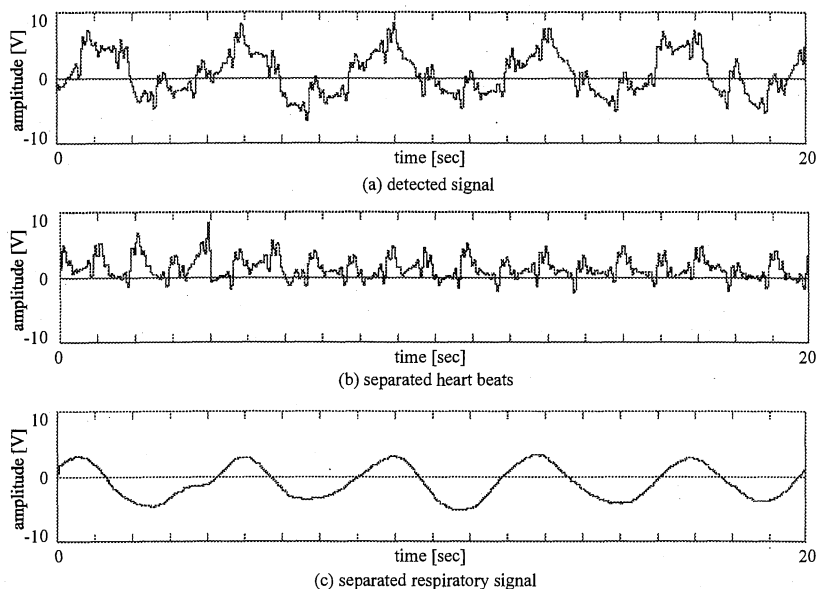


第10図 長時間計測結果

(a) 1時間の検出信号, (b) 仰臥位, (c) 寝返り後の側臥位, (d) 呼吸停止時。

Fig. 10 Results of long-term monitoring

(a) Detected signal for one hour, (b) Lying on side after rolling, (c) Lying on stomach after rolling, (d) Asphyxia.



第11図 検出信号の分離結果

(a)検出信号, (b)分離された心拍動信号, (c)分離された呼吸信号。

Fig. 11 Experimental results of separation of the detected signal

(a) Detected signal, (b) Separated heart beat, (c) Separated respiratory signal.

5. 考 察

5・1 遠隔医療, 在宅医療への応用

本論文で提案する無意識生体信号検出装置は地磁気により帯磁した磁性シートを用いて生体信号を検出しているため、生体への磁界の影響を心配する必要がない。また、この磁性シートはベッド下に敷かれており、患者はその上に通常の就寝時と同様に横たわるだけで計測可能であり、患者に計測していることを意識させることはない。さらに、通常の心電計や呼吸センサと異なりセンサを体に装着する必要がないため、医学や工学に関する専門知識がない人でも計測できるというメリットがある。以上の点から、この装置を電話回線等のネットワークを通じて、病院等の医療の中枢と接続すれば、在宅医療、遠隔医療に十分応用できると考えられる。また病院の入院患者への夜間巡回の代替としても利用可能と考えられる。さらには、乳児の無呼吸症候群の監視装置にも応用可能であろう。

5・2 検出システムについて

本実験では、被験者の寝返り、姿勢の変化を考慮し、磁性シートを第4図のように被験者の上半身全体をカバーするように設置した。この磁性シートは、マットレスやふとんの下に敷いているため、長時間使用しても破れたり特性が変化することはない。また、体

重などの個人差による影響もほとんど見られなかった。

電磁界解析ソフトウェアによるシミュレーション結果と実験結果の比較では磁束密度の変化が最大となる場所は一致したが、定量的には約2倍の差があった。この原因は主に磁性シートの厚さが異なることと、予備実験に用いた磁界発生コイルの構造にあると思われる。

第8図において、波形のピークが正のみでなく、負またはゼロになる区間がある。この理由は、先ずセンサ直上に変位を加えるとセンサとアモルファスの間の距離が狭まり正のピーク電圧が検出される。センサ直上から或る距離はなれた位置に変位を加えるとその位置のアモルファスは下に沈むが、センサ直上のアモルファスは弱いながら剛性が有り、それによって逆に盛り上がるのが考えられる。その結果、センサとアモルファスの間の距離は広がり、波形のピークが負となって検出される。また、これらの中間の或る位置では変位を加えてもセンサとアモルファスの間の距離が変わらず、したがって検出電圧がゼロになることが考えられる。このことについては後述する対策が必要である。

なお、磁気センサ自身からの漏れ磁界をガウスメータ (F.B. BELL 9900) で測定したが漏れ磁界は確認

出来なかった。また、2個のセンサを1cm離して対向させ一方のセンサ(a)を検出器とし、他方のセンサ(b)の励磁電流を断続した場合のセンサ(a)の検出電圧は人の場合の検出電圧の1/6程度であった。これらのことより、センサ自身からの漏れ磁界の影響は少ないと考えられる。

実際に生体計測を行う場合には、磁性シートの変位する場所が1カ所とは限らず、その形状も複雑に変形する。また、出力が得られなくなる場所も存在することが推測できる。しかし、このような場合でも、磁気センサの位置を変えるか複数個配置することによって、磁性シートの微小変位を高感度に検出できると考えられる。また、第8図より磁気センサと変位位置の相対関係によっては、検出される信号の極性が反転する場合があるため、1個の磁気センサでは呼吸などの位相を判定することが困難になる。しかし、南北方向に複数の磁気センサを配置し被験者の位置を推定すれば位相の判定が可能となり、臨床的に価値のあるバイタルサインを検出できると考えられる。

今回は、被験者の体位や寝返りなどを考慮し、10cm間隔で3個の磁気センサを南北方向に配置した。この配置によって、被験者がベッド上のどの位置でもまたどの体勢でも生体信号を検出できると考えられる。実際に、被験者がベッドの端に寝ていても、またどの体勢でも、生体信号が検出できることを確認した。磁気センサの最適な位置については、今後検討する予定である。

5.3 検出波形について

第5図(b)に示したように、本装置による検出波形には呼吸と心拍動が重畳している。この検出波形は、文献3)、4)で開発した容量変化型の生体モニターで得られた検出波形と類似のものである。本研究では、これらの重畳した検出波形から呼吸波形と心拍動波形を分離するため、ラグランジェ補間による非線形分離フィルタを開発した。この分離フィルタにより、呼吸成分と心拍動成分をリアルタイムで分離できた。本装置で得られる呼吸成分や心拍動成分と実際の呼吸運動、心拍動との対応関係やそれらの臨床的意義については、今後臨床計測により検討する必要がある。しかし、現段階でも呼吸数や心拍数をモニタできるので、バイタルサインの一部として十分活用できると考えている。

5.4 長時間計測結果について

本装置によれば、通常の睡眠時間中はもちろん、寝たきり老人や術後患者への数日間に及ぶ連続測定も可能である。仰臥位、側臥位、腹臥位などのどの姿勢で

も呼吸と心拍動信号が検出できることを確認している。但し、第11図に示したとおり計測中は、被験者が絶えず安静にしているとは限らず、寝返りやベッド上での食事等の体動があり、生体信号の計測が困難になる場合がある。しかし、安静後約10秒で生体信号の検出を再開できる。また、逆にこの体動の状態を認識できれば、本装置は体動検出センサとして使用できると考えられる。

5.5 その他

磁界を利用した呼吸センサとして接触型マグネットメータ¹¹⁻¹³⁾が開発されているが、この方法では生体上に磁石を置き、これとセンサ間の距離変化を計測しているため、本方法とは基本的に検出原理が異なる。

また、本装置において金属性のヘアピン等の影響は見られなかった。さらに、本装置では自然界に存在する地磁気を利用しているので、ペースメーカなどに影響を与えることはない。またペースメーカのケースは非磁性体であるチタン製であるため、ペースメーカが本装置に与える影響は少ないと考えられる。血液は僅かではあるが磁性体を含んでいる。この影響については、身体はアモルファスシートの上であり、センサは下であり、磁氣的に遮蔽された状態となっているので、血液の移動による磁氣的影響は無視できるものと考えている。しかし、頭と足を逆にして寝た場合、足からの信号検出が可能であることより、血管の拡張等アモルファスシートに変位を加える作用には十分反応する。電気毛布を敷いた場合は、高温に設定すると周期性の雑音が混入したが、就寝時用の低温に設定した場合は問題なく計測できた。通常、病院等で使用している金属性のベッドや金属性のスプリングが入ったマットレスについても影響が見られなかった。

6. ま と め

磁性シートと磁気センサを用いた無意識型生体信号検出装置を開発した。この装置により、呼吸及び心拍動という必要最小限のバイタルサインを被験者に負担を与えることなく、無意識のうちに計測できることを確認した。今後、検出感度を向上させるため磁性シートや磁気センサの配置を検討し、環境磁界による影響について考察する予定である。

本研究の一部は通信・放送機構の公募研究制度(平成8年~11年)に基づく出資金のもとに行われた。また、実験を実施してくれた西山猛彦君、細貝宏樹君、吉村基君に謝意を表す。

文 献

- 1) 石原 謙, 川越雅弘, 吉井 謙, 榊田晃司, 林 亨, 浅生雅人, 吉川俊之: 画像処理技術を応用したテレビカメラ生体情報収集システムの開発・ビジュアルセンシングシステムの設計と試作・, 医用電子と生体工学, 31-特別号, 218 (1993)
- 2) 齊藤義明, 田村康二, 荒井 裕, 大久保尚史: Cardiokymograph (心臓壁動態記録図) の安定化とその特性, 医用電子と生体工学, 18-3, 179/186 (1980)
- 3) 齊藤義明: 電磁界による生体の微小運動の非侵襲計測, 日本 ME 学会専門別研究会・下顎運動と EMG 研究会資料, 13, 11/13 (1984)
- 4) 稲葉義宣, 齊藤義明, 堀 潤一, 木竜 徹: 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, MBE 91-45, 13/18 (1991)
- 5) 齊藤義明, 堀 潤一, 稲葉義宣, 木竜 徹: 無拘束呼吸心拍動検出による患者監視システム, 日本 ME 学会専門別研究会生体信号の長時間無拘束計測と解析研究会資料, 2-1, 1/6 (1992)
- 6) M. Ishijima: Monitoring of electrocardiograms in bed without utilizing body surface electrode, IEEE Trans. BME, 40-6, 593/594 (1993)
- 7) M. Ishijima: Long-term cardiopulmonary monitoring in bed without subject awareness, 18th Intern. Conf. IEEE/EMBS CD-ROM # 1, 1, 6-3 (1996)
- 8) 嶋田拓生, 三木正義, 山内美幸: 高齢者支援用生体情報監視ベッドの開発, ME 学会在宅医療と ME 技術研究会, 2-3, 17/20 (1994)
- 9) 浅沼修平: 位相検出 IC DG 360 A による電子コンパスの製作, トランジスタ技術, 6, 577/584 (1990)
- 10) Maxwell 2 D Field Simulator ver. 6.5.04 Manual (Ansoft Corp. Pittsburgh, PA) (1997)
- 11) J. Mead, N. Peterson, G. Grimby & J. Mead: Pulmonary ventilation measured from body surface movements, Science, 156, 155/156 (1967)
- 12) P. Rolfe: A magnetometer respiration monitor for use with premature babies, Bio-Med. Eng., 6, 402/404 (1971)
- 13) D. Stagg, M. Goldman & J. Davis: Computer-aided measurement of breath volume and time components using magnetometers, J. Appl. Physiol. 44, 623/633 (1978)

Development of Unaware Detection System for Respiration and Heart Beats Using a Magnetic Sensor*

Yoshiaki SAITOH,** Junichi HORI,** Tohru KIRYU***

Various vital sensors have been developed for patient monitoring. These sensors restrict patients physically or mentally since either electrodes or probes must be mounted onto a patient's body and then connected to a measuring instrument using a lead wire. In this study, a biomedical-signal detection system capable of being used without subject awareness on the basis of terrestrial magnetism was developed for home use and remote care. When a subject lies on a bed mattress that is situated on a magnetic sheet, the system detects the change in magnetic field related to respiration and heart beat. We have also developed an on-line system that can separate respiration and heart beat components from the detected signal.

* Received on December 21st 1999, Revised on February 4th 2000

** Department of Biocybernetics, Faculty of Engineering, Niigata University

*** Graduate School of Science and Technology, Niigata University