

反射伝送方式を用いた生体信号伝送システムの開発

榎本 康之*・本橋 信政*・京相 雅樹*・石島 正之*

Development of Biosignal Transmission System Using Reflective Modulation

Yasuyuki ENOMOTO,* Nobumasa MOTOHASHI,* Masaki KYOSO,* Masayuki ISHIJIMA*

Abstract Daily health monitoring is very important to detect disease in early stage and to keep health. However, there are a lot of difficulties in it. The purpose of this study is to develop an easy and simple system that collects long-term vital sign (ECG in daily life) at home. In order to realize this, we aimed at downsizing and power saving by using reflective modulation for the ECG transmission system. In general, RFID (Radio Frequency Identification) system uses ASK modulation, however, we employed analog modulation, PFM-AM to solve the problem that occurred in analog signal transmission. The variable impedance antenna, which we developed, allows analog signal transmission without transmitter like conventional RFID system. In order to show the availability of the proposed system, we performed the evaluation experiments with prototype system. It was shown from the experiments that the system could transmit ECG signal in real time, and that the power consumption for the tag type sensor was sufficiently low.

Keywords: RFID, Double modulation, Analog modulation, Radio transmission, ECG.

1. ま え が き

現代の日本では生活習慣病などによる死亡率の悪化が危惧され、また超高齢化社会の進行により、日々の健康状態をチェックしていくことが健康を維持していく上で大変有用であると言える[1]。しかしながら面倒あるいは煩わしいという理由から手間のかかる測定は敬遠されがちであり、この点を改善しなければ日々の健康状態の把握は不可能といわざるを得ない。

このような状況を改善する手段として「ユビキタス健康モニタリング」が注目を集めている。このシステムは生体情報を「無意識連続的」に収集することで長期にわたる検査を可能にする。そして蓄積したデータを解析することで、病気にかかる前にその兆候を患者に知らせることが可能となる。すなわち、病院や診療所ではなく、在宅という医療従事者の手が及ばない環境において、老人など機器の操作を敬遠しがちな人々や定期的な検査を煩わしいと感じる人々に適用することができる[2]。在宅で連続的に収集したデータはインターネットや携帯電話などを通じて医療機関に送信され、解析・蓄積される[3-4]。

このような健康モニタリング環境を築くに当たり重要となることは、利用者に負担をかけずに日常生活の中で生体信号を取得できるシステムの実現である。例えば、配線コードにより利用者の自由度が低くなってしまったり、頻繁なメンテナンスが必要であるなどの要因が多くなると利用者にとって負担となってしまうため、測定を怠る原因となる。利用者の自由度を向上させるためにはデータ伝送の無線化が有効である。実際に無線化されたモニタリングシステムは数多く報告されており[5-7]、医療分野においても注目度が増しているといえる。しかし、無線化を行うには利用者が装着するモジュールに送信ための電源を搭載する必要がある。これにより電池の交換や充電が必要となるため、利用者の負担を減らすという要件を満たせなくなってしまう恐れがある。また長期連続測定を行う機器として例えばホルター心電計があるが、その連続動作時間は5日程度が限界であり、さらに記録装置に収集するという性質上、リアルタイムでの伝送を行うことができないというデメリットも持っている。

本研究では反射伝送方式を用いることにより、リアルタイムでの心電図の無拘束連続モニタリングを可能にする、低消費電力の無線システムを開発した。これにより、生体信号の連続的伝送を省電力かつ小型に実現可能であり、在宅において無意識的計測を支援する機器への応用が期待できる。なおこれを実現するにあたってはテレメータを体内に埋め込むなどの方法もあったが[8]、これは利用者への

2007年7月10日受付, 2007年12月10日改訂
Received July 10, 2007; revised December 10, 2007.

* 武蔵工業大学大学院工学研究科電気工学専攻
Graduate School of Engineering, Musashi Institute of Technology

負担を増やす要因になると考えられることから、本研究では体外装着型のテレメータとした。

2. 原 理

2.1 RFID 技術

RFID (Radio Frequency Identification) システムは送受信器 (Transceiver) と IC タグから構成され、この2つの機器間で非接触に通信を行う伝送方式である。具体的には送受信器から搬送波を送信し、IC タグではこの搬送波に必要な情報を乗せて反射させ、送受信器に情報の伝送を行う。このような原理で送信が行われるため、IC タグ側には送信のための電源は不要であることが大きな特徴である。

変調には整合回路のインピーダンス変化を利用する。整合および不整合時をデジタルデータの1と0に対応させ、整合/不整合をデータによって変化させることにより搬送波を振幅変調して反射させるのである。つまり RFID はデジタルデータを伝送することを目的としており、2値をとるという性質上、整合時と不整合時の VSWR の差が十分でないとは十分な変調度を得ることができない。

この技術の応用例としては送受信アンテナに近接させるだけで改札を通過できる電子乗車券などがある。また IC タグを装着あるいは保持するだけで離れたところからでも個体識別が可能になるため、入退室記録[9]や食品の品質管理[10]などにも用いられている。また近年では医療分野への応用も活発に行われている[11-13]。これらの方式に共通することは、読み出し操作を行った場合にのみ記録されている情報を送信するという点である。

3. システムの構成

3.1 基本構成

本システムの構成図を図1に示す。製作したシステムは一般的な RFID のシステムと同様に送受信器とパッチセンサ (IC タグ型のモジュール) から構成される。基本動作は、まず送受信器から搬送波として無変調波が放射される。パッチセンサでは生体信号を取り出し、その信号を用いて送受信器からの搬送波に変調をかけて反射させる。そしてそ

の反射波を送受信器で受信、復調することにより、生体信号を再現するものである。

本システムと一般的な RFID システムの大きな違いは、心電図のようなアナログ信号を伝送する点である。現在、伝送の際に用いられる変調方式としてはデジタル変調が主流であり、一般の RFID にも ASK 変調が採用されている。しかし、本システムの場合、アナログの連続信号を扱うため、デジタル変調を採用すると A/D コンバータが必要となる。一方で、パッチセンサ側の消費電力は極力抑える必要がある。そこで本システムは FM 変調と AM 変調による二重変調を用いることで、アナログのまま反射伝送を行う方式を採用した。反射を利用している点は RFID 技術と同様であるが、固定データだけではなく波形等の変動データの伝送を行うことができるのが大きな特徴となっており、アナログ変調の利用により A/D コンバータを省くことができる。周辺回路を駆動する電源が必要となる点はデジタル変調と同じであるが、回路構成が単純になるため消費電力の低減が期待できる。

3.2 パッチセンサ

図1右側のパッチセンサでは、被験者の生体信号の採取を行い、後述の可変インピーダンスアンテナを通じて変調と伝送を行う。信号の採取と一次変調のために増幅回路と V/F コンバータが搭載されるが、これらの回路を駆動するために電源が必要となる。わずかな供給電流で動作するため、今回はボタン電池の使用を想定し、電源電圧は 3 V とした。パッチセンサの設計は心電図の伝送を目的として行った。増幅器については、心電図の振幅と電源電圧を考慮して増幅度を 46 dB とした。V/F コンバータは心電図の電圧変化をパルス周波数に変換 (PFM) する。その中心周波数は、生体信号の占有周波数が 100 Hz 程度であることなどを考慮して 1.5 kHz に設定した。パッチセンサにはさらに可変インピーダンスアンテナが搭載され、このアンテナに PFM 信号を印加することにより変調と伝送を行っている。

3.3 可変インピーダンスアンテナ

パッチセンサに用いたアンテナには反射伝送を実現するためにインピーダンスを変化させる回路が組み込まれている。

前節で述べたとおり、本システムでは心電図のような変動データを伝送するために PFM-AM の二重変調を用いているが、AM 変調については発信器からの無変調波に対して連続的にアンテナの反射率を変化させることで実現している。反射率の変化は、既存のアンテナに整合回路として接続された可変容量ダイオードに印加する電圧変化により引き起こされるアンテナインピーダンスの変化を利用しており、整合と不整合の状態を電圧制御することにより、入射波を AM 変調する。図2にアンテナの動作原理を示す。印加電圧が大きい場合は反射率が大きく、逆に小さい場合

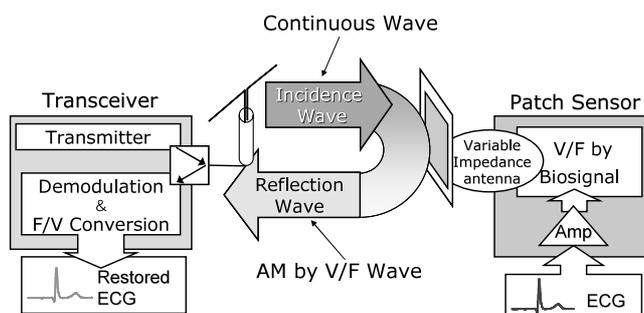


図1 生体信号伝送システムの構成図

Fig. 1 System configuration of the biosignal transmission system.

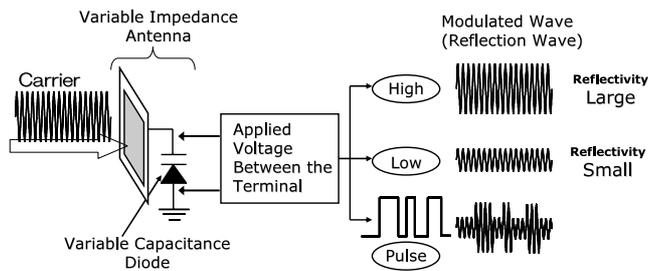


図 2 可変インピーダンスアンテナの動作
 Fig. 2 Function of variable impedance antenna.

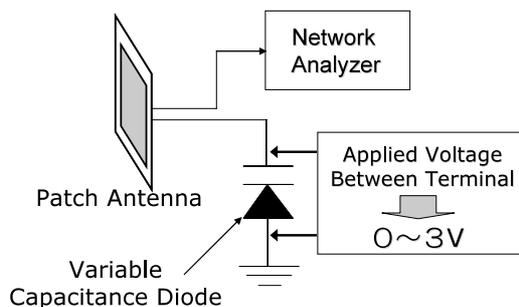


図 4 VSWR の測定方法
 Fig. 4 Measurement of VSWR.

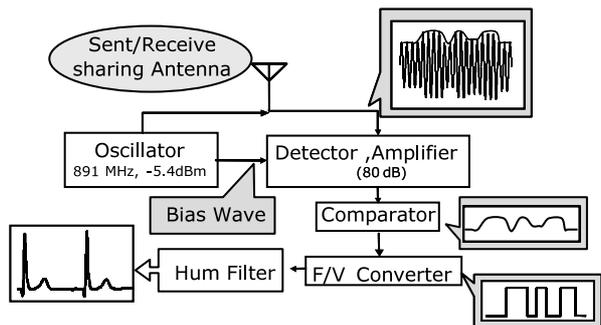


図 3 送受信器の構成図
 Fig. 3 Configuration of transceiver.

は反射率が小さくなることで搬送波の AM 変調を行っている。これにより、反射伝送方式の長所を活かしつつ、アナログのまま伝送を行うことができるのが大きな特徴となっている。なお本研究では既存のアンテナおよびこれに接続される電圧制御整合回路をあわせて可変インピーダンスアンテナと呼ぶ。実験では既存のアンテナとしては被験者の自由度を確保する目的で円偏波パッチアンテナを使用した。

3.4 送受信器 (Transceiver)

送受信器には発信器と受信器が含まれている。RFID 技術にはいくつかの周波数帯域が用いられているが、生体が対象となるシステムであるため、2.45 GHz 帯などの高周波帯は人体に吸収される恐れがある。このため発信器の発振周波数は UHF 帯の 891 MHz を使用することにした。これは UHF 帯 RFID タグの国内での解禁に合わせた選択であるが、UHF 帯は 2.45 GHz 帯に比べて送信距離が伸びるという利点もある。これを実現する発信器には搬送波 891 MHz, -5.4 dBm を発振する VCO を用いた。送受信器にはもう一つ、パッチセンサからの反射波を受信し、元の生体信号を復元するという役割がある。図 3 に復元の手順を示す。反射波は振幅に情報が含まれているため受信された信号はまず検波される。この検波回路には発信器出力をバイアス波として入力することで検波性能を高めている。検波された信号は次にコンパレータに入り、送受信中に混入したノイズがキャンセルされた PFM 信号が取り出される。最後に F/V コンバータで周波数から電圧変化、つまり元の

生体信号に変換し、ハムフィルタで商用電源からの雑音を除去することで生体信号を再現する。アンテナは送受信共用であり、ここでは半波長ダイポールアンテナを使用した。

4. 実 験

4.1 可変インピーダンスアンテナの特性

可変インピーダンスアンテナの動作確認を行うため、アンテナ全体のインピーダンスおよび VSWR の測定を行った。アンテナにはパッチアンテナを用い、可変容量ダイオード整合回路とアンテナ部分にネットワークアナライザを接続して測定した(図 4)。整合回路部分の可変容量ダイオードに印加するバイアス電圧は、パッチセンサの V/F コンバータの出力振幅範囲である 0~3 V とした。

4.2 心電図伝送実験

パッチセンサに第 II 誘導心電図を入力し、作成したシステムを用いて心電図の伝送を行った。このとき半波長ダイポールアンテナ (送受信器) のエレメントと円偏波パッチアンテナ (パッチセンサ) の面を対向させた。この状態でアンテナ間の最大通信可能距離を確認した。さらに送信前波形 (元の心電図) と復調後出力波形 (伝送後に復元された心電図) を比較した。

さらに、アンテナの角度による通信可能範囲を確認するためパッチセンサの角度を変えた状態における通信を試みた。対向させた状態を 0 度としてパッチセンサを最大 90 度まで傾けて通信を行った。

4.3 パッチセンサの消費電力評価

反射伝送方式の採用により低消費電力化が行えたかどうかを確認するため、消費電流を測定し、これと電源電圧 (±1.5 V) により消費電力を算出した。またこの消費電力から電池による連続駆動時間を概算した。このときの電池の容量は 100 mAh とした。

5. 実 験 結 果

5.1 可変インピーダンスアンテナの特性

バイアス電圧に対するアンテナインピーダンスと VSWR の測定結果を図 5 に示す。インピーダンス変化は実

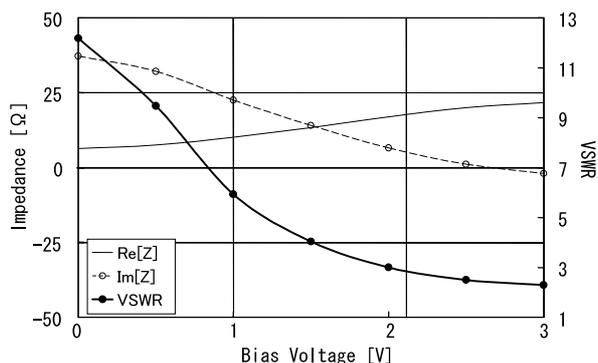


図5 可変インピーダンスアンテナの電圧に対する変化特性
 Fig. 5 Characteristics of a variable impedance antenna on antenna impedance and VSWR.

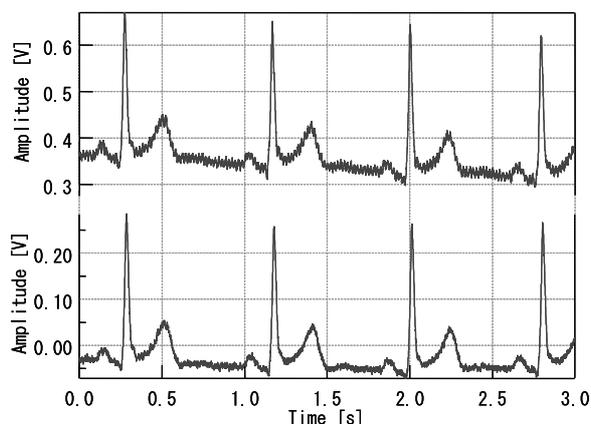


図6 心電図伝送結果 (距離 L=3 m) (上：送信前波形，下：復調後出力)
 Fig. 6 Waveform for the transmission test (L=3 m). (Top: Original, Bottom: Demodulator output)

表1 パッチセンサの消費電流と消費電力

Table 1 Current consumption and power consumption in patch sensor.

Current consumption [μA]		Total current consumption [μA]
+	-	
21.82	21.36	43.18
Power consumption [μW]		Total power dissipation [μW]
+	-	
32.73	32.05	64.78

線が実部を、点線が虚部を示し、VSWR の変化は太線でそれぞれ示す。

5.2 心電図伝送実験

アンテナを対向させた時に最大通信距離 3 m が得られた。このときの送受信波形を図 6 に示す。

なお通信は送受信機、パッチセンサのアンテナが正面対向している状態のみ可能であった。

5.3 パッチセンサの消費電力

パッチセンサの消費電流及び消費電力を表 1 に示す。表

1 より総消費電力は 64.8 μW である。これらよりアルカリボタン電池 (電池容量 100 mAh) を正負電源に各 1 個を用いた場合に連続して駆動できる時間を計算すると、

$$+ \text{側} : 100 \text{ mAh} / 21.82 \mu\text{A} = 4583 \text{ h} = 190 \text{ days}$$

$$- \text{側} : 100 \text{ mAh} / 21.36 \mu\text{A} = 4680 \text{ h} = 195 \text{ days}$$

一方の電池を使い果たすまでを駆動時間と考えると 190 日間と求められる。

6. 考 察

6.1 可変インピーダンスアンテナ

図 5 より、可変容量ダイオードのバイアス電圧による電圧変化が一方向に連続的に起こっているのがわかり、バイアス電圧が高いほど VSWR が小さくなるということが確認できる。また、バイアス電圧 0 V のときアンテナは不整合であり、3 V までの間にアンテナは連続的に整合と不整合の間を大きく変動している。入力電圧はパッチセンサの V/F 波形出力振幅にあわせてあることから、安定した振幅変調動作が期待できる。

6.2 システムの動作について

結果より最大通信距離は 3 m であった。発信器出力が -5.4 dBm ということを考慮に入れば十分な距離であり、図 6 より波形の再現ができていることから、通信品質も十分であるといえる。

またアンテナの角度に関しては送受信機に直線偏波である半波長ダイポールアンテナを用いたため、偏波面の変化に弱い結果になったと考えられる。

6.3 消費電力について

本システムは個別部品を組合せたプロトタイプであるにもかかわらず、電池寿命として 190 日間という優れた特性が得られた。システムを IC 化することができれば消費電力はさらに抑えることが可能である。これが実現できれば数年の連続動作、または無電源での動作も視野に入れることができる。

6.4 総合特性の評価

本システムの特徴であるアナログ信号の連続的な無線伝送は V/F 変換と AM を組み合わせたアナログ伝送を採用することにより消費電力化につなげることができた。また使用する周波数帯域も UHF 帯にすることでアンテナを小型化することができ、最大伝送距離も 3 m とすることができた。今回、発信器出力は -5.4 dBm であったが、これを病院内で使用されている PHS の送信電力である 10 dBm 程度まで増強することでさらに延ばすことができると考えられる。

7. む す び

本研究では、生体からのアナログ信号の継続的な計測を目的として反射伝送方式を採用したシステムを提案し、プロトタイプを用いた実験によりその有効性を検証した。そ

の結果, 単純な構成で実現可能であり, さらに低消費電力かつ十分な実用性を持つシステムが実現できることを確認した。

残された問題としては, 使用するアンテナのサイズが大ききことや偏波面が大ききとずれると通信が途絶することがあげられる。アンテナに関しては, 送受信側に使用するアンテナとして漏洩ケーブルを利用することにより, 利用者の自由度を飛躍的に向上することが可能である。また, 検波回路部に十分でない点があり, 出力搬送波電力の不足とともに, 通信距離を低下させる要因となっていた。しかしながらこれについては改良可能な問題であり, この点を改善することにより, 通信距離について格段の向上を見込むことができる。

さらに本システムは, その特性上, 生体信号の伝送のみならず, アナログの連続信号をメンテナンスフリーに近い状態で送信する用途に適している。これはたとえば, 密閉容器内の環境を連続測定する用途への応用など, さまざまな分野のさまざまな場面において適用が可能であり, 今後医療分野以外での応用についても期待できる。

文 献

1. Ishijima M: Monitoring of Electrocardiograms in Bed Without Utilizing Body Surface Electrodes. *IEEE Trans Biomed. Eng.* **40**(6): 593-594, 1993.
2. 石島正之, 戸川達男: 負荷/無負荷心電図の無意識的な計測. 電子情報通信学会技術研究報告. **93**(1183): 53-57, 1993.
3. Kang JM, Choi JW, Kim HC: Development of a Wrist-worn Integrated Health Monitoring System. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* **26**(3): 2216-2218, 2004.
4. Castro D, Presedo J, Fernandez-Delgado M, Barro S: Patient Telmonitoring at Home. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* **23**(4): 3571-3574, 2001.
5. Lee YD, Jeong DU, Chung WY: A Wireless Body Sensor Network Platform for Ubiquitous Health Care. 情報処理学会研究報告. **2005**(60): 167-170, 2005.
6. 南谷晴之, 鈴木洋一郎: 口腔内生理情報の連続モニタリング. 電子情報通信学会技術研究報告. **98**(672): 25-32, 1999.
7. Moon YK, Lee JH, Park HJ, Lee JG, Ryu JJ, Lee JH, Cho JH, Choi HC, Won CH: Design and Fabrication of the Wireless Systems for Pressure Monitoring Systems in the Gastro-Intestinal Track. *IEICE Trans Inf Syst.* **E89-D**(7): 2294-2300, 2006.
8. 北村正和, 牧野秀夫, 前田義信, 佐藤栄一, 黒田秀雄, 長谷川雄司: 植込み型刺激装置における低消費電力型テレメトリ方式. 電子情報通信学会技術研究報告. **99**(687): 79-84, 2000.
9. 橋本 繁, 落合孝直, 山本浩憲: RFID タグ製品と安全性適用例. *Fujitsu.* **57**(5): 532-538, 2006.

10. 白石裕雄: 食品市場におけるトレーサビリティシステムの提言 バーコード・RFIDについて. *月刊自動識別.* **19**(7): 91-95, 2006.
11. 園田章人, 井上創造, 井上創造, 岡賢一郎, 藤崎伸一郎: RFIDを利用した救急トリアージの実証実験. 情報処理学会研究報告. **2006**(14): 351-356, 2006.
12. 前田裕司: RFID タグを用いた医療過誤防止システムの研究開発. 和歌山県工業技術センター研究報告. **2003**: 9-11, 2005.
13. 保坂良資: 長波帯 RFID による簡便な病院内医用物品自動認証システムの実現可能性評価. 電子情報通信学会論文誌. **J86-D-2**(4): 571-578, 2003.

榎本 康之 (エノモト ヤスユキ)

2006年3月武蔵工業大学工学部電子通信工学科卒業。2008年4月武蔵工業大学大学院工学研究科電気工学専攻博士前期課程修了。同年TOTO株式会社入社。健康モニタリングシステムの開発に従事。

日本生体医工学会に所属。



本橋 信政 (モトハシ ノブマサ)

2004年3月武蔵工業大学工学部電子通信工学科卒業。2006年3月武蔵工業大学工学研究科電気工学専攻博士前期課程修了。同年, 日本モレックス株式会社に入社。在学中はRFID技術を用いたテレメータ開発などに従事。



京相 雅樹 (キョウソウ マサキ)

1993年早稲田大学理工学研究科修士課程修了。1998年神奈川工科大学工学部助手。2003年早稲田大学にて博士(工学)取得。同年武蔵工業大学工学部助手。2004年武蔵工業大学工学部講師。現在に至る。専門分野: 生体計測, 生体信号処理。

日本生体医工学会, 電子情報通信学会, 電気学会, IEEE, 音響学会, ライフサポート学会に所属。



石島 正之 (イシジマ マサユキ)

1977年米国アイオワ州立大学大学院博士課程修了 (in BME)。1977年米国カリフォルニア大学 (Irvine) 客員研究員。1981年東京女子医科大学医用工学研究施設講師を経て准教授。2002年武蔵工業大学工学部教授。専門分野: 生体無自覚計測, 生体信号処理, 生体長期計測。

IEEE BME, 日本生体医工学会, 日本心電学会, 日本臨床モニター学会, 日本医療機器学会, 電子情報通信学会に所属。

