

医療用監視システムとその通信制御用 LSI の設計

松村 謙次^{†,††} 古家 眞[†] 藤田 玄[†]
 正城 敏博[†] 白川 功[†] 稲田 紘^{†††}

本文では、要介護老人の徘徊防止あるいは心疾患医療を支援する監視システムを実現するための、低消費電力携帯無線データ通信システム ADC (Active Data Carrier) について記述する。ADC は表面弾性波素子搭載の既存の送信 IC と受信 IC および新たに開発する制御用 LSI から構成される IC カードサイズのシステムであり、間欠駆動制御により低消費電力化を実現する。制御用 LSI は $0.6\ \mu\text{m}$ 3層 CMOS テクノロジーを用いて設計し、消費電力は 3V で 0.98 mW におさえられた。

LSI Implementation of Wireless Data System Controller for Medical Cares

KENJI MATSUMURA,^{†,††} MAKOTO FURUIE,[†] GEN FUJITA,[†]
 TOSHIHIRO MASAKI,[†] ISAO SHIRAKAWA[†] and HIROSHI INADA^{†††}

A wireless data system is constructed with the use of SAW-based transmitter and receiver, which have recently been conceived dedicatedly for short range RF link applications. In order to realize the portability as well as to reduce the power consumption, an ASIC architecture is devised to be incorporated with the transmitter/receiver so as to implement the intermittent drive and communication protocol mechanism. By means of sophisticated drive and protocol mechanism, the wireless data system is applied to the monitoring facilities in medical cares. ASIC Module has been implemented by employing $0.6\ \mu\text{m}$ three-metal-layer CMOS process. The power dissipation has been lowered to 0.98 mW at 3V.

1. はじめに

近年、医療現場においては、要介護者の徘徊防止や心疾患医療などを対象とする監視システムが要請されており、それらを安価に実現するシステム構築の重要性が増している。

本文では、これらの医療用監視システム向きに、既存の表面弾性波素子搭載の送信 IC と受信 IC^{(1),(2)} および新たに開発する通信制御用 LSI を用いた IC カードサイズの低消費電力携帯無線データシステムの構築について述べ、特に、制御用 LSI における間欠駆動および通信プロトコルの実現について記述する。

以下、2章で医療用監視システムの概要、3章で提案する携帯無線データ端末の概要を述べ、4章で携帯

無線データ通信制御用 LSI の構成を示し、5章で設計した LSI の実装結果を述べる。

2. 医療用監視システム

近年、痴呆性徘徊あるいは心疾患などを対象とした医療用監視システムの構築が望まれている。特に心疾患患者においては、検診において医者および対象者双方の負担が大きく、短期の定期的な検診が困難であり、安価な心電波形データの収集が求められている。

本文で考察する医療用監視システムとは、基本的には、建物や部屋の出入り口において、利用者の ID を読み取り、入室の情報や心電波形のデータなどを管理し、必要に応じて扉の開閉の制限や担当医の派遣などを行うものである。したがって、ID だけではなく、心電波形の読み取り・転送が可能であるシステムを構築する必要があり、データ転送可能な携帯装置が必要不可欠となる。このような携帯装置に要求される性能は以下のとおりである。

- (1) 近距離の受信装置への送信
- (2) 心電波形のデータ記憶、転送

[†] 大阪大学大学院工学研究科
 Graduate School of Engineering, Osaka University

^{††} 株式会社ケー・シー・エス
 KCS Co., Ltd.

^{†††} 東京大学大学院工学系研究科
 Graduate School of Engineering, The University of Tokyo

(3) 携帯を可能とする小型化

(4) 長時間携帯を可能とする低消費電力

本文では、以上の要件を満たす無線通信を用いた IC カード型携帯端末 ADC (Active Data Carrier) を利用した医療用監視システムについて考察する。

本システムは親送受信機 (Basestation) を任意の場所に設置し、ADC を利用者に携帯させることによって実現する。ADC は無線 IC と通信制御を行うプロセッサにより構成可能である。しかしながら、8ビットプロセッサの中でも、消費電力が比較的低い日立製の HD6473388 を用いても、その消費電力は 3V、5MHz 動作時において 10mA である。ADC には軽量化、小型化のため 3V、60mA リチウムイオン 2 次電池 2 個を搭載するため、稼働時間は約 10 時間となる。

本システムでは対象者が ADC の携帯を意識することがなく、さらに監視されている感覚をも除去するため、ADC を着衣の中に縫いこむことを想定しており、実用的見地からは、一度装着すると 100 時間程度は連続して動作する必要がある。

そのため、本文では、通信制御プロトコルを低消費電力により実現する ASIC を設計し、実装を行う。送受信 IC の間欠駆動などの機能を本 ASIC に組み込み、さらなる低消費電力化を行うことによって、稼働時間は 170 時間となり、要求仕様を満たしている。以下に本システムの概要を示す。

本システムでは、図 1 のように施設内の必要個所に親送受信機を設置するものとする。システム構成の概要を図 2 に示す。親送受信機は、無線データコンセントレータに接続され、イーサネットを介してサーバに接続される。無線データコンセントレータは、4 つの PCI インタフェースを持ち、それぞれに 2 つの RS-232C インタフェースの機能を持つボードを挿入するため、8 台の親送受信機と接続可能である。建物への出入り方向の検出が必要な場合は、方向検出用の光センサ・インタフェースを提供し、ドアのロックが必要な場合は、電磁ロック用の接点信号を供給する。

監視システムにおける徘徊防止機能に限定したとき、屋内の患者所在管理と屋外を含めた指定領域からの逸脱のモニタリングは、ID カードを携帯した対象者が、施設や寝室などの出入り口に設置されたゲートセンサ (親送受信機) を通過したとき、その情報 (対象者 ID、ゲート番号、通過時刻) を LAN を介してサーバに転送することにより行われる。

サーバは、この情報を集中管理することにより、対象者の位置をつねに把握し、領域ごとにランク付けを行う。サーバはランク別の氏名一覧表を表示し、管理

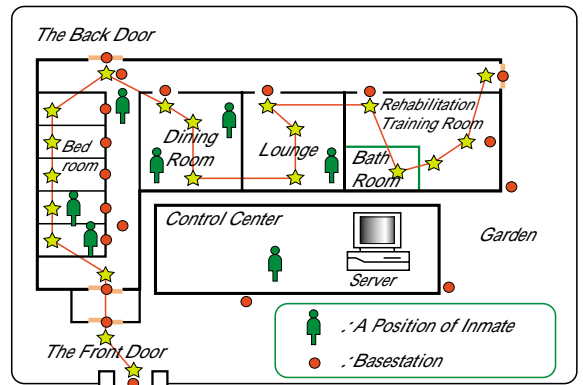


図 1 親送受信機の配置図

Fig. 1 The arrangement of basestation in our system.

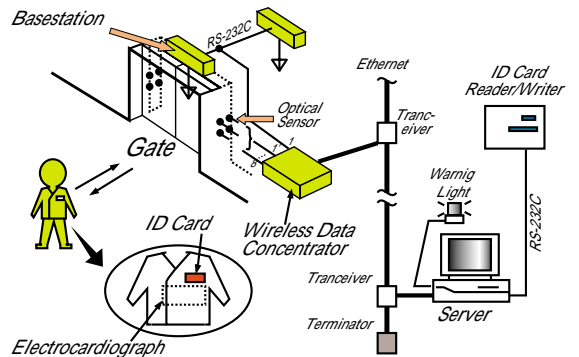


図 2 医療用監視システム

Fig. 2 A wireless data system for medical cares.

者に注意の喚起を促す。施設外などの許可エリア外への移動が生じたとき、アラームにより関係部署に通知し、必要に応じてドアのロックを行い対象者の安全を確保する。この方式により、対象者は監視されているという感覚を持つことなく、比較的自由に施設内で行動することができる。

一方、無線データ転送機能に限定すれば、監視システムは、医療用データ、たとえば、対象者の心拍数、心電図などのデータを転送しなければならない。近年の心電計アンプや心電波形処理の進歩は目覚ましく、ごく少数のチップで心電計部分が構成できるようになっている。

本システムで使用する心電計ユニットは、心電図の区分点認識に基づく R-R インターバル (波形のピーク間の間隔) の計測を行い、不整脈を検出するものである³⁾。不整脈が閾値を超えた場合や対象者からの要求があった場合に、発生時から約 32 秒前までの心電図データを無線データ転送システムを通じてサーバに転送することにより、就寝時や付近に人がいないとき

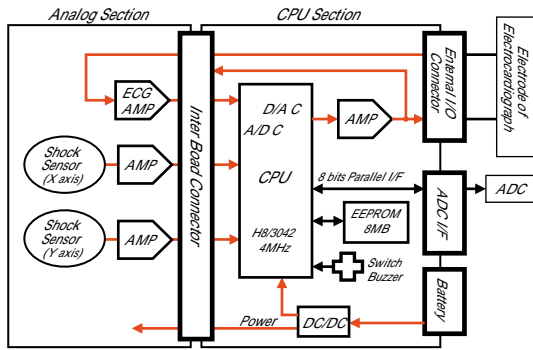


図3 提案システムで用いる心電計ユニット
Fig. 3 Portable electrocardiograph.

でも事態の把握および、迅速な処置が可能となる。心電計ユニットのブロック図を図3に示す。

以上のように、本文で提案する医療用監視システムは、対象者の監視システムおよび医療用データ伝送システムを統合化したものである⁴⁾。

3. Active Data Carrier

3.1 構成

以上で述べた医療用監視システムの実現のため、無線データ伝送用ICカード型携帯端末用のADCを設計し、実装を行う。ADCは送信機と受信機、およびADCコントローラと心電計などのデータ転送用の外部インタフェースから構成される。ADCは、低消費電力を追求するため、親送受信機とのデータ伝送速度を、実用上最低限必要となる9600bpsに設定し、親送受信機からの呼びかけであるENQ信号(enquiry pulse sequence)の受信により、活性化されてデータ伝送を開始するというポーリング・セレクション方式を採用している。

ADCの構成図を図4に示す。送受信には表面弾性波素子搭載の既存ICを用いる。本ICの消費電力は、本システムに要求される距離内の送受信性能を満たすものの中ではきわめて低消費電力であり、3V動作時でそれぞれ4.5mWと3.6mWである。しかしながら、120mAHの容量を持つボタン型2次電池で駆動した場合、実用的な放電可能容量は60mAHであるため、待ち受け状態、すなわち受信ICのみ電力を消費した場合において、その動作時間は約50時間となり、システムで要求されている稼働時間を実現しえない。そこで、本研究では、間欠動作の機能を持つASICを用いたADC制御を行うことにより、要求を満たす仕様を達成する。

3.2 間欠機能

本ADCでは使用対象者がゲートセンサーの有効範

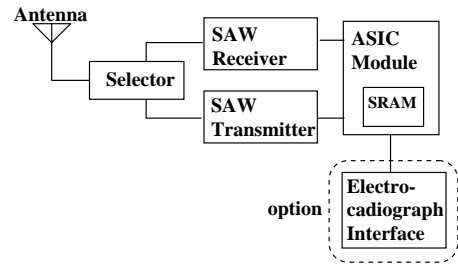


図4 ADC構成図
Fig. 4 Block diagram of ADC.

囲である半径3メートル内を通過するのに3秒以上かかる想定している。さらにエラーなどを考慮し、必ず2回はENQ信号を受け取る機会があるように間欠動作の周期を1秒に設定する。

長時間の携帯を可能とするため、1秒間に20msecだけ受信機を動作させる間欠機能を持たせる。しかし、本受信機は電源投入から90msec間はRF増幅器の動作が不安定のため、受信波形が安定しないことが実験結果から判明している。

そのため、この90msecの間は信号の識別を行うことは不可能であるが、外部信号の有無を検出することは可能である。換言すれば、本受信機のノイズ除去特性は非常に高く、入力信号の有無を検出することによって親送受信機の近くであることが検出できる。そこで、外部信号を検知するとはじめてASIC内の各ブロックと外部のICに電源を供給することにより、さらなる消費電力の削減が可能になる。

本システムでは、通常動作として1秒間に約20msec間受信機を起動させることにより、非活性時は間欠制御を行うASICのみが電力を消費するため、平均1.05mW、170時間以上の稼働時間が可能であり、要求仕様を十分満たす。

3.3 動作概要

本システムでは、間欠動作中に外部信号を受信するとそれを親送受信機のENQ信号と見なし、その最初のパルス受信時から受信機が安定するまでの90msec間、受信データには反応せず、90msec以上経過し、受信機が安定した後に正式にENQ信号を確認した時点で、データ受信モードに移行する。これをADCの活性化と呼ぶ。

データ受信モードでは、ACK(acknowledge)、NAK(negative acknowledge)、EOT(end of transmission)、タイムアウト、データ送信要求を処理するステートマシンを構成する。回路規模を小さくするために、通信プロトコルの大部分は親送受信機が担当するが、送受信周波数が同一で、すべてのADCが同じ

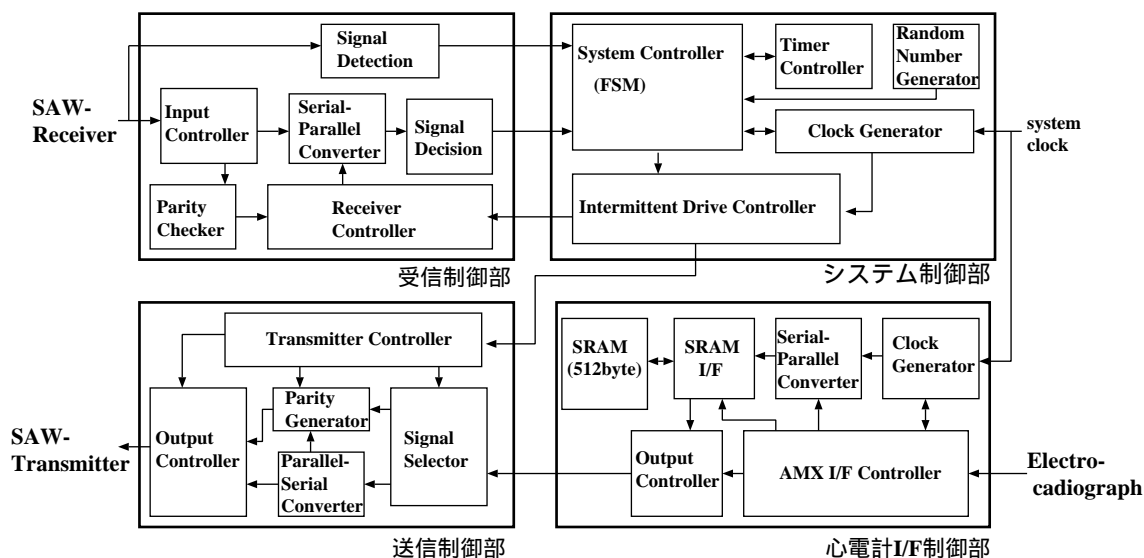


図5 ADC制御用LSI構成図

Fig.5 Block diagram of ASIC module.

周波数を使用し、1対N対向という本システムの仕様により複数のADC間で混線の可能性がある。

本システムは監視システムという性質上、2つ以上のADCが1台の親送受信機から20msec以内にENQ信号を受信する確率は低い。しかし、もし2つ以上のADCがENQ信号を受信した場合は、正常に通信が完了するまで乱数発生を利用した再送を行い、通信エラーを回避している。

また、心電計など外部データ転送時はデータ量が大きいため、通信時間も長くなり、他のADCと親送受信機間の通信に支障を起こす可能性がある。そこで、本システムではデータ伝送時はデータ伝送用のENQ信号を導入し、このENQ信号を送出できる親送受信機のみがADCとの1対1通信を確立し、対象者の監視ができなくなる危険を回避し、システムの安全性を図っている。

4. LSIアーキテクチャ

本章では、ADCの構成において中核をなすADC制御用ASIC⁵⁾の設計について述べる。ADC制御用ASICは、図5に示すように、1)システム制御部、2)受信制御部、3)送信制御部と、4)心電計I/F制御部より構成される。以下、各制御部の詳細について述べる。

4.1 システム制御部

システム制御部は、ADCの制御を行うステートマシンで構成されており、送信制御部、受信制御部、心電計I/F制御部への信号の受け渡しとクロックの供給、および送信機、受信機の電源制御を行う。

4.1.1 クロックジェネレータ

クロックジェネレータは、システムから供給されるシステムクロック(307.2KHz)をもとにしてタイマ制御用基準クロック(1200Hz)を生成する19ビットのカウンタから構成される。本制御部は、受信制御部に供給する受信データに同期したフレームクロック(FCLK:9600Hz)、送/受信制御部に供給する内部クロックに同期したフレームクロック(9600Hz)の生成を行う。

4.1.2 タイマ制御部

クロックジェネレータから供給された基準クロックをもとにして、ADC制御に必要な各種タイマの制御を行う。

4.1.3 乱数発生部

本システムにおける乱数の主な役割は、送信競合時の競合回避用に用いることであるので、数学的な乱数としての厳密さより、回路として簡単であり競合回避機能を主眼とする擬似的乱数を採用している。そのブロック図を図6に示す。各ADCでは、スイッチ設定による16ビットのIDを保持し、そのうち各4ビットを、送信競合の回数に応じて下位から順に選択し、クロックジェネレータのカウンタ下位4ビットとの排他的論理和を用いて算出している。

4.1.4 間欠駆動制御部

クロックジェネレータ、タイマ制御部で生成された各信号を用いて、送信機受信機を制御する。853msec間は、送/受信機ともに電源を投入せずその後20msec間のみ受信機の電源を投入することにより、間欠駆動

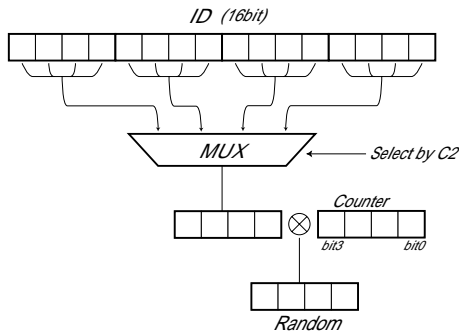


図 6 乱数発生部のブロック図

Fig. 6 Block diagram a random numbers generator.

を実現している。

4.1.5 システムコントローラ

図 7 に示す ADC の通信プロトコルを、ステートマシンに基づいて実行する。ADC の一連の動作の概要を以下に述べる。

1) ADC 休止時間 (12 行目): 853 msec の間, ADC は休止する。

2) 受信機起動期間 (13 行目): その後 20 msec 間, 受信機の電源を投入する。本システムでは, 親送受信機と ADC の距離が 15 m 以下であれば, 親送受信機の送信出力やアンテナの形状を調整することにより, 伝送距離を自由に決定できるので, 親送受信機の用途 (出入り口, 廊下, 部屋, など) に応じたサービスエリアの設定が可能になる。

3) ADC の活性化: 受信機起動中に, ENQ 信号を受信すると, それを判別するために, RF 増幅器が安定するまで 106.6 msec 間待ち (16 行目), 受信した信号が ID 用の ENQ 信号であれば親送受信機に ID を送信する (19 行目)。データ用の ENQ 信号であれば, 上述の動作の後, 後述する心電計 I/F 制御部にデータがあれば親送受信機に送信する (28 行目)。

図 8 に ID 送信の概要を示す。ADC2 は ENQ (ID) 信号を受け取ると, ID を返送する。その後親機からの ID 受信確認信号 (ACK ID) を受け取り休止するため, 他の ADC が ENQ 信号を受け取り, ID を返送する際には動作しない。

図 9 にデータ送信の概要を示す。ADC2 に心電データがある場合は ENQ (DATA) 信号を確認して ID を送信した後, DATA を 1 Byte ずつ, 順次送信する。この間, 親送受信機から ENQ 信号が送信されることはないため, 他の ADC が活性化することはない。

4) 送信競合 (23 行目): 親送受信機の ENQ 信号を同時に複数の ADC が受信した場合, 各 ADC は独自のタイミングで同一周波数上に ID 送信を行うため,

```

procedure Base_station;
begin
1 Issue ENQ; /*ENQ mode*/
2 Wait until a reply is received or time-out;
  /*ID check mode*/
  if no data then back to ENQ mode;
  case receiving_data of
3 ID: issue ACK;
4   if data transmission is not requirement,
5     back to ENQ mode;
6 error: issue EOT and back to ID check mode;
  end
7 Wait until a reply is received or time-out;
  /*data receiving mode*/
  if no data then back to ENQ mode;
  case receiving_data of
9 ETX: back to ENQ mode;
10 data: issue ACK and back to data receiving
    mode;
11 error: issue NAC and back to data receiving
    mode;
  end
end

procedure ADC();
begin /*idling mode*/
12 sleep 853ms;
13 Wake-up();
end

procedure Wake-up();
begin /*data receiving mode*/
14 Wait until a pulse sequence is detected or time-out;
15 if no pulse then back to idling mode;
16 Skip the pulse sequence until time-out;
17 if ENQ is not detected then
    back to idling mode;
18 while ID is not issued successfully then
19 issue ID;
20 Wait until a reply is received or time-out;
21 if no data then back to idling mode;
22 case receiving_data of
23 EOT: Wait T×N ms
    (N: 1~16, generated by random number table
    T: interval time between each ENQ);
24 ACK: ID transmission succeed;
25 othres:
  end
  end
26 if data is not transmitted then
    back to idling mode;
27 while data is not transmit successfully then
28 transmit data;
29 Wait until a reply is received or time-out;
30 if no data then back to idling mode;
31 case receiving_data of
32 ACK: data transmission succeed;
33 NAK: transmit data again;
34 others: back to idling mode;
  end
  end
35 issue ETX;
end

```

図 7 ADC と親送受信機間の通信プロトコル
Fig. 7 Protocol between basestation and ADC.

その結果, 親送受信機ではパリティエラーが生じる。これによって送信競合を検知した親送受信機は, これ

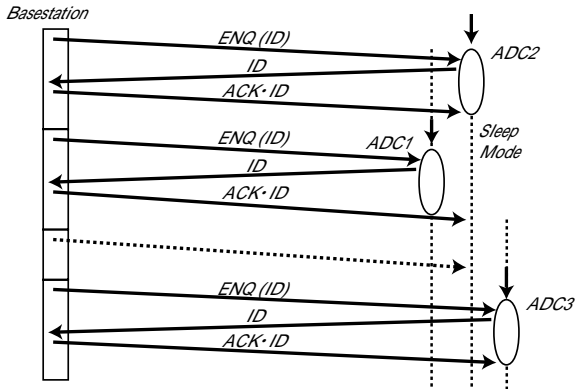


図 8 ID 送信の概要
Fig. 8 An issue of ID.

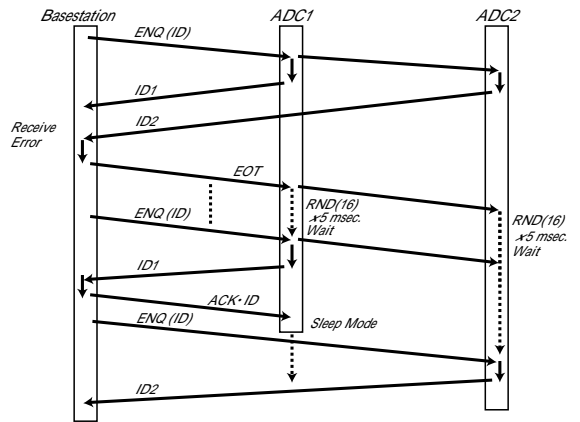


図 10 送信競合時の概要
Fig. 10 Data collision.

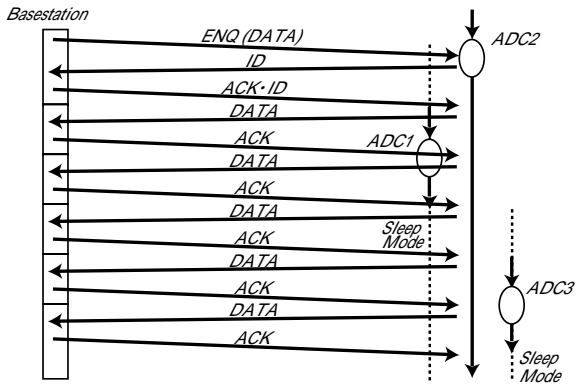


図 9 データ送信の概要
Fig. 9 Data transmission.

を各 ADC に通知するために、確実にすべての ADC が ID を送信する時間が経った後に、EOT を送信する。EOT を受信した ADC は、各々の乱数発生器で生成された乱数に基づいた時間待機した後 ID を再送する。さらに送信競合が起こると、この手順を繰り返す。

実際のシステムの運用を想定すると、建物や部屋などの出入りに設置した親送受信機のサービスエリア内に、同時に数人以上の対象者が集中することはほとんどありえないので、この程度の競合回避で十分に対処できる。図 10 に送信競合回避の概要を示す。1 秒間に、親送受信機のサービスエリア内に到着する人数と、親送受信機がその ID を読み取れない確率を表 1 に示す。エリア内に到着する確率は、ポアソン分布に従うと仮定している。このことから現実には起りうる到着率では完全に ID が検出可能であることが分かる。

5) ADC 休止 (34 行目): 一連の処理が終了して、親送受信機から ACK および受信した ADC の ID が送信され、それを受信した ADC が自身の ID と一致

表 1 ID 未検出確率
Table 1 Simulation result.

到着率 (人/sec)	未検出確率 (%)
10	0.0
14	0.0
16	0.01
20	0.86
24	5.44
28	22.01

することを確認すると休止状態になる。

4.2 受信制御部

受信制御部は、受信機から出力されたデータや、シグナル検知信号を直並列変換し、システム制御部に送出する。

4.3 送信制御部

送信制御部は、システム制御部から出力された、ERR, ETB, 心電計データ、または、ADC の ID を並直列変換し、スタートビット、パリティビット、ストップビットを付加して、送信機に送出する。

4.4 心電計 I/F 制御部

心電計のデータ転送信号で起動して、心電計から送出される心拍ごとの R-R インターバルデータ (3 バイト) と 8 秒ごとの体動データ (3 バイト) を ASIC 内部の SRAM に記憶する。親送受信機からのデータ送信用 ENQ 信号を受信したとき、SRAM に記憶したデータを送信制御部に出力する。

5. 実装結果

本アーキテクチャの LSI 試作を、(株)シンセシスの協力により、システム LSI 開発支援センター (VSAC) を通じて行った。考察したアーキテクチャをハードウェア記述言語 verilog-HDL で記述し、0.6 μm CMOS

表 2 ADC 制御用 LSI の諸元
Table 2 Main features of the ASIC module.

テクノロジー	0.6 μm CMOS 3LM
チップ面積	4.59 mm \times 4.59 mm
コア面積	1.94 mm \times 2.32 mm
トランジスタ数	14,740
消費電力	0.98 mW (3 V, 307.2 KHz)

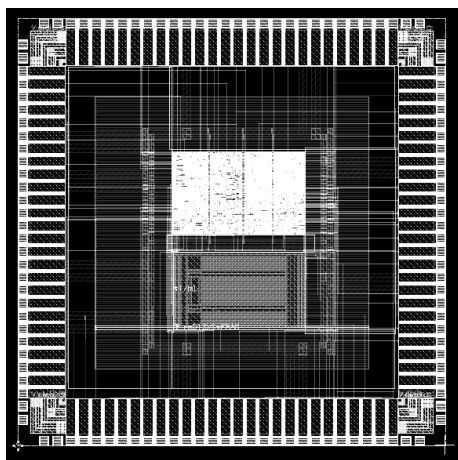


図 11 レイアウトパターン
Fig. 11 Final layout patterns.

ライブラリを用いて設計した。論理合成には *Synopsys Design Compiler* を用い、配置配線には *Avant! Apollo* を使用した。設計した ADC 制御用 LSI の諸元を表 2 に、レイアウトパターンを図 11 に示す。

6. む す び

本文では医療用監視システムのための無線データ転送 IC カード型携帯端末 ADC を提案し、その通信制御用 LSI の実装を行った。その結果 LSI の消費電力は 1 mW 以下となり、長時間の携帯を可能とするものである。今後は試作した LSI を用いた模擬システムを構築し、実証実験を行う予定である。

なお、本システムに PHS を用いた位置特定機能を付加することにより、24 時間携帯で、かつ心疾患の緊急時には自動的に位置情報とともに救急連絡を行う心疾患救急医療システムが実現可能であり、その研究が今後の課題である。

謝辞 通信制御用 LSI の設計を進めるにあたり、有益なご助言をいただきました大阪大学大学院の Tan Boon Keat 氏に感謝いたします。

参 考 文 献

1) Ash, D.L.: SAW devices in wireless communi-

cation systems, *Proc. IEEE Ultrasonics Symp.*, Vol.1, pp.115–124 (1993).

- 2) Ash, D.L.: New UHF receiver architecture achieves high sensitivity and very low power consumption, *RF Design*, pp.32–44 (Dec.1995).
- 3) 稲田 紘, 堀尾裕幸, 中沢一雄, 石川 澄, 関田康慶, 片山文善, 麻生 茂, 保坂栄弘, 松村謙次: 在宅高齢者の健康情報収集システムの開発に関する研究, 第 17 回医療情報学連合大会, pp.678–679 (Nov. 1997).
- 4) Matsumura, K., Fujita, G., Shirakawa, I. and Inada, H.: A wireless data system constructed of SAW-based receiver/transmitter and its applications to medical cares, *Proc. IEEE RAWCON '98*, pp.47–50 (Aug. 1998).
- 5) 古家 眞, 松村謙次, 藤田 玄, 正城敏博, 白川 功, 稲田 紘: 医療用監視システムのための通信制御用 LSI, 信学技報, VLD99-32, pp.15–20 (June 1999).

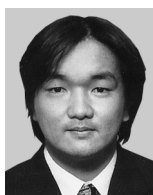
(平成 11 年 9 月 16 日受付)

(平成 12 年 2 月 4 日採録)



松村 謙次 (正会員)

昭和 45 年大阪大学工学部電子工学科卒業。同年シャープ (株) 入社, 昭和 59 年 (株) ケー・シー・エス設立, 現在大阪大学院博士後期課程在学中。表面弾性波素子を用いた携帯型無線システムとその医用監視システムへの応用に関する研究に従事。IEEE, 電子情報通信学会各会員。



古家 眞

平成 10 年大阪大学工学部情報システム工学科卒業。平成 12 年同大学大学院博士前期課程修了。現在同大学院博士後期課程在学中。VLSI の低消費電力設計手法に関する研究に従事。IEEE, 電子情報通信学会各会員。



藤田 玄

平成 7 年大阪大学工学部情報システム工学科卒業。平成 9 年同大学大学院博士前期課程修了。同年同大学院博士後期課程退学, 同大学助手。現在に至る。動画像符号化用 VLSI の設計に関する研究に従事。IEEE, 電子情報通信学会, 映像情報メディア学会各会員。



正城 敏博

平成 5 年大阪大学工学部情報システム工学専攻卒業。平成 9 年同大学大学院博士後期課程修了。同年同大学院電子情報エネルギー工学専攻助手、現在に至る。動画像復号化、ならびに Voice over ATM の VLSI 化設計に従事。工学博士。IEEE、電子情報通信学会、日本バーチャルリアリティ学会各会員。



白川 功 (正会員)

昭和 38 年大阪大学工学部電子工学科卒業。昭和 43 年同大学大学院博士課程修了。同年同大学助手、昭和 48 年同大学助教授、昭和 62 年同大学教授。現在に至る。グラフ理論、VLSI の CAD 算法、システム VLSI の設計に関する研究等に従事。工学博士、ACM、電子情報通信学会、映像情報メディア学会各会員、IEEE フェロー会員。著書「演習グラフ理論」(共著、コロナ社)等。



稲田 紘 (正会員)

昭和 39 年大阪大学工学部電子工学科卒業、昭和 41 年同大学大学院工学研究科修士課程修了、昭和 41 年同大学工学部助手、昭和 42 年同大学医学部助手、昭和 58 年筑波大学社会医学系助教授、昭和 62 年国立循環器病センター研究所研究機器管理室長、平成 9 年国立循環器病センター研究所疫学部長、平成 11 年東京大学大学院工学系研究科教授、現在に至る。医学博士、電子情報通信学会、日本エム・イー学会、日本医療情報学会各会員。著書「医療情報学」(日本医療情報学会(有)ネットワーク)等。