

集積回路と生体情報センシング・システム



研究ノート

武内良典*

LSI and Biomedical Information Sensing System

Key Words : Biomedical Information Sensing System, LSI, ASIP

1. はじめに

本稿では、今後必要とされる、医療・ヘルスケア用の生体情報センシング・システムに対する要請と、信頼性向上とエネルギー削減を考慮して開発した体内埋め込み型の生体情報センシング・システムについて紹介する。

近年、世界的に高齢化社会が進み、生活習慣病が問題となっている。これらの疾病を効率良く治療または未病時に発見するためには、病院における短時間の検査だけではなく、日常生活を送っている状態で長時間の連続した検査、計測を実時間で行うことが重要である。このような検査では、検査対象者の生理的・精神的負担を軽減するために、低侵襲、無拘束、無自覚な状態で生体情報をセンシングできるようなシステムが望まれている [1]。

2. 生体情報の種類と性質

医療・ヘルスケアにおいては、多種多様な生体情報のセンシングが必要とされる。センシングされる生体情報としては、電位、電流、磁場、インピーダンスなどの電気・磁気的情報、圧力、位置、加速度などの物理的情報、血糖値、pH などの化学的情報などがある。主要な生体情報だけでも、血圧、心拍

数、呼吸数、SpO₂、心電、筋電、温度など、様々な測定対象が存在し、その値の範囲、検出方法も様々である。したがって、生体情報をセンシングするシステムにおいては、センシング対象によって、適切なセンサ、AD変換器、処理ユニット（プロセッサ）、無線通信モジュールの選択とその組み合わせによる実現法を検討する必要がある。

3. センシング・システムへの要請

医療・ヘルスケア用生体情報センシング・システムを構築する場合、医師からの生体計測の際に考慮すべき具体的な項目として、(1) 低侵襲、(2) 無拘束、(3) 無自覚、(4) 長時間、(5) リアルタイムの5つの要請が与えられている。これらの要請を満たすためには、センシング・システム特にセンシング・ノードでは (a) 小型、(b) 軽量、(c) 低消費電力、(d) 無線通信の利用といった工学的条件を満たす必要がある。これらの工学的条件を満たすためには、進歩の著しい半導体集積回路（LSI）の利用が必須である。特に、(c) 低消費電力は、電池などの電源の大きさの問題だけでなく、発熱による人体への悪影響を防ぐためにも重要度が増している。近年の半導体集積回路技術の発達により、これらの条件を満たす生体情報センシング・ノードの実現が可能となったといえる。

4. 無線通信システムの高信頼度化と低消費電力化

医療・ヘルスケア用生体情報センシング・システムでは、一般にセンシングしたデータの転送を無線通信により行う。無線通信は、伝送中に誤りが発生しやすいため、通信の高信頼化を行う必要がある。



* Yoshinori TAKEUCHI

1964年1月生
東京工業大学・大学院理工学研究科・電気・電子工学専攻（1992年）
現在、大阪大学 大学院情報科学研究科 情報システム工学専攻 准教授
博士（工学） 集積システム設計
TEL：06-6879-4521
FAX：06-6879-4524
E-mail：takeuchi@ist.osaka-u.ac.jp

特に、センシング・ノードは小型のバッテリーにより長時間駆動することが期待されること、データの秘匿性の問題から、微弱な電力により無線通信を行うことが多く、伝送中のデータの誤りが一層発生しやすい状況である。一方、扱っているデータが人の生体データ等であり、正しいデータの送受信が必要不可欠であり、伝送データの誤り訂正が、システムの信頼性向上に結びつく。データ伝送処理中のデータ誤り発生を防ぐために、誤り訂正符号を用いた通信を行う。したがって、生体情報センシング・システムでは、無線通信システムの高信頼度化と低電力量化が重要な点となる。生体情報センシング・システムでは、低消費電力化と低消費電力量化とともに重要であり、低消費電力化はシステムの発熱の低減、電力容量の小さい電源の使用を可能とし、低電力量化はバッテリーの小型化を可能とする。無線通信システム中の各種誤り訂正符号処理の低消費電力化について、いろいろな提案が行われている [2]。我々は、誤り訂正符号方式として、1 bit 誤り訂正、2 bit 誤り検出可能な多次元パリティビット誤り訂正符号 (Multi-Dimensional Parity Check Code: MDPC) 符号 [3] を採用し、高信頼度化と低電力量化を実現することを検討した。MDPC 符号は、データ (情報記号) に対して、式 (1) で計算される冗長ビットを追加することによって、符号を形成する。

$$p_{m,j} = \sum_{i_1, \dots, i_{m-1}} \sum_{i_{m+1}, \dots, i_M} u_{(i_1, \dots, i_{m-1}), j, (i_{m+1}, \dots, i_M)} \quad (1)$$

ここで、 Σ は EXOR 演算を表している。開発したシステムでは、MDPC 符号の計算の規則性を活用し、効率的に計算をできるように実現した。M=4 の時の MDPC の演算のパターンを図 1 に示す。行が冗長ビット、列が入力データを表しており、セルの \oplus は、その行の冗長 bit を計算するために、入力 bit の EXOR の演算が必要な位置を表している。図 2 は、図 1 の中に現れる演算の規則性を示した図であり、行の下半分の演算は M=2 の時の演算パターンであり、行の上半分は連続する 4bit の EXOR 演算となる。M を変更したときにもこの再帰的な規則性は現れるため、この規則性を利用した計算を行う。この計算を効率良く行うために、通常の

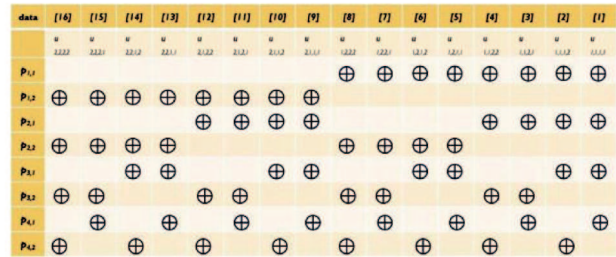


図 1. M=4 の時の MDPC の演算パターン

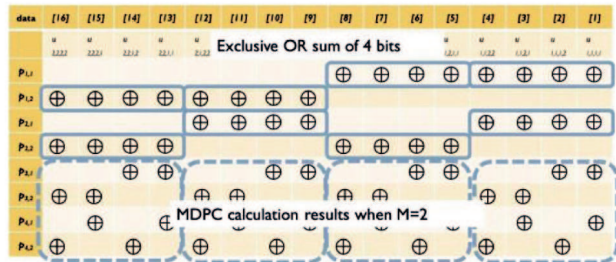


図 2. MDPC の演算パターンの規則性

RISC 命令に 4 種類のエラー訂正符号化復号処理拡張命令を追加したプロセッサ MeDIX-I を設計した。

MeDIX-I は SoC 中の制御プロセッサとして使われることを想定して、MDPC 拡張命令以外にも、Loop Control の命令、パワーマネージメントのための命令を追加して設計された。MeDIX-I の設計には、ASIP の設計手法 [4] を採用した。MeDIX-I では、追加された拡張命令を利用することで、RISC 命令のみで計算した場合と比較して、短いサイクル数でエラー訂正符号化復号処理を実現する。データ量を 16 bit から 256 bit まで変化させたときの各種実装法での消費電力量をまとめたものを図 3 に示す。RISC プロセッサのソフトウェアによる実装法では、データ bit 長が増えると消費電力量も大きく増えてしまうが、MeDIX-I による実装法では消費電力量の増加は緩やかであり、256 bit データを符号化する場合には、RISC 命令のみのソフトウェア実装と比較して、90%消費電力を削減できていることがわかる。図 3 の RISC プロセッサ (BM16) は、RISC 命令のみを有する 16 bit RISC プロセッサによる実装、RISC + Peripheral は 16 bit RISC プロセッサに MDPC 用 ECC 専用演算回路を追加した実装、MeDIX-I は ECC 用の拡張命令を追加した 16 bit RISC プロセッサによる実装である。本比較では、TSMC 0.18 μ m CMOS ライブラリを使用し、動作周波数を 1MHz、データ Bit 長を 64 bit、電源電圧

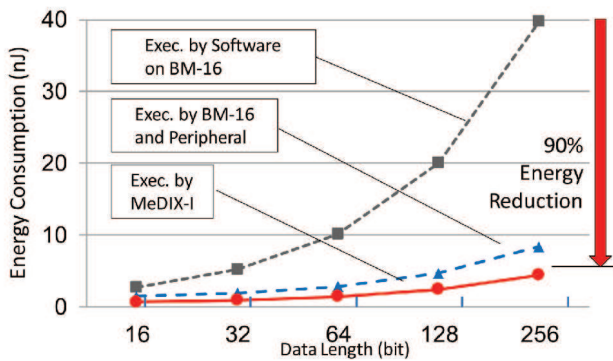


図3. 実装方式による消費電力量の違い

を1.8V時の値を用いている。

RISC + Peripheralの実装法は、ECC専用演算器に対してデータを転送する必要が生じ、そのためのサイクル数が増加してしまうため、プロセッサに命令を追加したMeDIX-Iの実装と比較して、最終的に消費電力量が大きくなってしまっていることがわかる。

5. センシング・システムの開発事例

本節では、開発した膀胱内圧測定システムについて紹介する。本システムは、従来は病院で長い時間にわたり検査の必要があった膀胱内圧測定を、日常生活を送りながら測定するためのシステムである [5]。

上記の要請のうち、低侵襲性を実現するために、センシング・ノードは、極力小型にする必要がある。そのため、センシング・ノードは直径6.5mm、長さ18mmの小型のカプセル内に、センサ、ボタン電池（コイン型バッテリー）、送受信アンテナ・コイル、制御用SoC（System on a Chip）などの部品を実装した。試作を行ったセンシング・ノードカプセルを図4に示す。本センシング・ノードカプセルは、SoC（System on a Chip）MeSOC-I（Medical Domain Specific SOC, Type-I） [6] がすべての機能を制御する。MeSOC-Iチップのレイアウト図を図5に示す。また、概要を表1にまとめる。MeSOC-Iチップは、TSMCの0.18 μm CMOSのテクノロジーで作られている。チップ面積は、2.5mm \times 2.5mmの大きさで、アナログ回路がコアエリアの1/4、デジタル回路が3/4の大きさを占めており、デジタル回路の大きさのうち、そのおよそ半分がメモリとなっている。

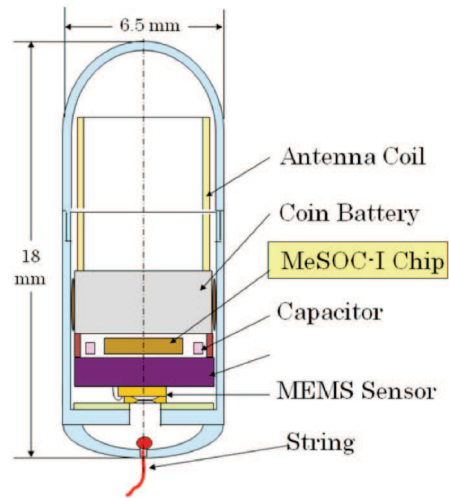


図4. 膀胱内圧測定用カプセル

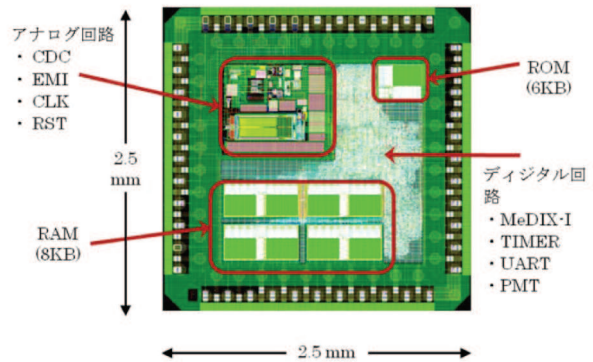


図5. MeSOC-I Chip

本SoCは、4節で紹介したECC命令の拡張を行った命令セットプロセッサ Medical Domain specific Instruction eXtention type I (MeDIX-I) プロセッサを中心に構成されている。MeDIX-Iは、通常のRISCタイプの命令セットに、10種類の専用の命令を追加したプロセッサで、161.4KHzで動作する。MeDIX-Iは、AD変換器のCDC [7] を制御するとともに、CDCから取得したデータの前処理を行い、電磁誘導の通信方式でセンシング・ノードのデータを集める中継器へとデータを転送する。MeSOC-Iは、本無線通信方式を高信頼度化かつ低消費電力化するために、MeDIX-Iを用いて、エラー訂正符号化復号処理を行う。MeDIX-I専用命令の多くは、エラー訂正符号化復号処理のための命令である。

MeSOC-Iは1.55Vのコイン型電池一個で動作する。膀胱内圧測定システムでは3日以上連続動作を求められているが、MeSOC-Iの消費電力は123 μW

表1. MeSOC-I Chipの概要

項目	仕様
テクノロジー	0.18 μ m CMOS (TSMC, 1.8V)
面積	2.5mm ²
ロジックゲート数	32.5Kgate
プロセッサ	MeDIX-I 16bit RISC + 10 追加命令
メモリ	ROM: 6KB RAM: 8KB
ADC (CDC)	10 bit
周辺	UART, 電磁誘導 MODEM
動作電圧	1.55V (コイン電池)
動作周波数	968KHz (Processor: 161.4KHz)
消費電力	123 μ W (127 μ W/MHz)

と小さいため, 12mAhの容量を持つ小型コイン型電池1個で, 5日以上 of 動作を可能とする。

6. おわりに

本稿では, 現在取り組んでいる生情報センシング・システムについて紹介した。このようなシステムは, 近年の半導体集積回路技術の発展により実現が可能となったことができ, 医療・ヘルスケアは今後の集積回路の大きな応用分野になると考えられる。

謝辞

本稿で紹介した膀胱内圧センシング・システムは, 文部科学省の平成20-22年度都市エリア産学官連携促進事業委託事業「ユビキタス生体計測ヘルスケアデバイス・システムの開発」のうち「医療用汎用SoCデバイスの開発」の研究成果による。共同研究者である, 今井正治教授を初めとし, 奈良県立医科大学の平尾佳彦教授, 東京工業大学の松澤昭教授, 関西学院大学の石浦菜岐佐教授, 大阪大学今井研究室諸氏に深謝する。

(参考文献)

- 1) Masaharu Imai, Yoshinori Takeuchi, Keishi Sakanushi, and Hirofumi Iwato, "Biological Information Sensing Technologies for Medical, Health Care, and Wellness Applications," Proceedings of the Asia and South Pacific Design Automation Conference 2011 (ASPDAC 2011), pp. 551-555, Jan., 2011.
- 2) 君家一紀, 浜辺崇, 坂主圭史, 武内良典, 今井正治, "巡回符号向きプロセッサの設計と評価," 第10回 情報科学技術フォーラム講演論文集, pp. 123-128, Sep., 2011.
- 3) T. F. Wong and J. M. Shea, "Multi-Dimensional Parity-Check Codes for Bursty Channels," in Proceedings of 2001 IEEE International Symposium Information Theory, Washington, D.C., p.123, 2001.
- 4) Masaharu Imai, Yoshinori Takeuchi, Keishi Sakanushi, and Nagisa Ishiura, "Advantage and Possibility of Application-domain Specific Instruction-set Processor (ASIP)," IPSJ Transactions on System LSI Design Methodology, Vol. 3, pp. 161-178, Aug., 2010, Invited.
- 5) C.-C. Wang, C.-C. Huang, J.-S. Liou, Y.-J. Ciou, I.-Y. Huang, C.-P. Li, Y.-C. Lee, and W.-J. Wu, "A mini-invasive long-term bladder urine pressure measurement ASIC and system," Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on, Vol. 2, No. 1, pp. 44-49, March 2008.
- 6) Hirofumi Iwato, Keishi Sakanushi, Yoshinori Takeuchi, and Masaharu Imai, "A Small-area and Low-power SoC for Less-invasive Pressure Sensing Capsules in Ambulatory Urodynamic Monitoring," IEICE TRANSACTIONS on Electronics Vol.E95-C No.4 pp. 487-494, (Apr. 2012).
- 7) T. M. Vo, Y. Kuramochi, M. Miyahara, T. Kurashina, and A. Matsuzawa, "A 10-bit, 290fJ/conv. steps, 0.13mm², zero-static power, self-timed capacitance to digital converter," in International Conference on Solid State Devices and Materials 2009, October 2009.