



技術解説

機械学習機能を搭載した 高精度ウェアラブル生体情報センサの開発

松岡俊匡*, 生駒京子**

Wearable High-Precision Biomedical-Information Sensor
with Machine Learning

Key Words : Bio-information Sensor, A/D Converter, Integrated Circuits

要旨

モバイル・クラウド環境のICTインフラを活用して、病気や体調変化の兆候の早期発見や治療・回復期の支援など、日常健康管理・遠隔医療の実現が求められている。医療費の増大や医師不足・医師偏在の問題もあり、これらの解決策のひとつとしてウェアラブル生体情報センサとICT技術の活用が期待されている。現状では高精度計測と低消費電力および小型化が両立できておらず、ウェアラブル生体計測の普及の妨げとなっている。大阪大学が保有する低電源電圧動作アナログ集積回路技術を基に極限レベルの低電力動作と高精度計測の両立が可能なアナログフロントエンド集積回路を開発し、従来困難だった高精度・長時間計測を実現することで、新たな健康医療サービスを創出、普及することに取り組んでいる。



* Toshimasa MATSUOKA

1966年11月生
大阪大学 大学院工学研究科 電子工学
専攻 博士後期課程 修了(1996年)
現在、大阪大学 大学院工学研究科 電
気電子情報工学専攻 准教授
博士(工学) 半導体デバイス・集積回路
TEL: 06-6879-7792
FAX: 06-6879-7792
E-mail: matsuoka@eei.eng.osaka-u.ac.jp



** Kyoco IKOMA

1956年生
株式会社プロアシスト 代表取締役
生産技術振興協会アライアンス委員会
医療機器・周辺機器参入分科会座長
TEL: 06-6231-7230
FAX: 06-6231-7261
E-mail: kyoco.ikoma@proassist.co.jp

1. はじめに

日本の高齢化は年々加速しており、2020年には総人口が1億2411万人で高齢者人口が3456万人と予測されており、社会的負担が急増する。高齢者人口の増加により医療費も年々増大しており、1人当たりの医療費は、65歳未満では15万2,500円であるのに対し、75歳以上では88万1,100円となっており、医療費を圧迫しているのが現状である。入院病床および医師不足も深刻であり、より効率的な医療提供の為に医療機関の機能分化が求められており在宅医療への転換は急務である。

日常的に体重・血圧・体温・血糖・睡眠脳波・心拍等のヘルスケアデータを記録しトレンドを把握するホームモニタリングが進めば、深刻な病気を未然に検知し、日常生活を崩す事なくQuality-of-Life (QOL) を維持しながら治療を受ける事が可能となる。更にここで収集されたヘルスケアデータを元に、病状に応じて遠隔・在宅医療で治療可能なケースであれば、病院に通う必要もなく、医師の負担軽減と医療費削減にも貢献できる。しかし、現状では高齢者をはじめとする患者が日常的なヘルスケアデータを非拘束で簡単且つ負担なく記録できるヘルスケア機器は無い。患者に負担を掛けず長時間モニタリングできるヘルスケア機器が求められている。

現状の機器では、サイズ・重量・電池寿命が課題であり、これら全てを解決する為には、ヘルスケアデータ処理専用集積回路(IC)を各社が開発する必要があるが、中小企業はもちろん大手企業にとっても非常に大きな負担となり国際的競争力を低下させる可能性がある。これは、(株)プロアシストでの小型脳波センサ等の開発[1, 2]でも実感している。そこで、高齢化先進国である我が国において、ヘルスケア機器開発における技術的優位性を確保する為

には、ヘルスケアネットワークに繋ぐ事ができるヘルスケアデータ処理専用ICやこれを搭載したモジュールの開発を戦略的に行い、各社がそれぞれ保有するヘルスケア機器に搭載できるプラットフォームを提供する必要があると考える。このプラットフォームを通じて、企業や自治体が構築するヘルスケアネットワークとシームレスに繋ぎ、ヘルスケア情報の連携を可能とし、それぞれのデータの連携により、遠隔医療や術後のアフターケアも含め、より効率の良い医療を提供できる社会基盤を構築する事が、究極の目標と考えている。

本稿では、大阪大学の持つ低電源電圧動作アナログIC技術[3, 4]を活用し、(株)プロアシストと(同)SPChangeで協力して進めている、このようなモジュール開発、及びその中で重要な技術の1つである生体信号計測用A/D変換技術に関して紹介する。

2. ウェアラブル生体計測センサ

図1に、アナログフロントエンド集積回路（図中のApplication-Specific IC(ASIC)）とこれを搭載したモジュールを用いた応用商品イメージを示す。心拍、血圧、血中酸素濃度、体温、発汗、呼吸、咀嚼、嚥下、活動量、脳波など、様々な生体指標を計測し、スマートフォン等を通じてデータ通信を行い、遠隔健康管理、エアコン等の住環境制御、見守り等の商

品・サービスを実現する高精度・低消費電力のウェアラブルセンサを短期間・低コストで開発することを可能とするような、アナログフロントエンドICとこれを搭載したモジュールの実現を目指している。具体的には、今後ニーズが増えると予測されるペンドント大のアクセサリ型無線センサを主なターゲットとし、商品化時には、モバイル日常利用に必要な携帯性および長時間の電池寿命を同時に実現するべく、IC内部の0.5V電源電圧動作による超低消費電力と電子基板サイズ20mm×20mm以下を達成することを目標としている。

人体の皮膚表面に現れる電気信号のレベルは、心電図：100μV～10mV、胎児心電：1μV～20μV、脳波：1μV～100μV、胃電図：20μV～50μV、筋電図：1μV～10mVのような微小なレベルであり、アナログフロントエンドICでは、入力された生体計測信号を増幅し、18bit相当のA/D変換によって信号をデジタル化する。従来このような高精度計測を実現する回路設計には、熟練したアナログ回路設計者のスキルとノウハウと多くの開発工数が必要だった。その上、低電源電圧での動作となると、従来の回路技術の延長のみでは物理的限界にも直面する。そこで、次節で後述するように、モジュール及びシステム全体を俯瞰して、機械学習機能を搭載し、それと整合性のある回路技術を導入することにした。

モジュールには、アナログフロントエンドICの他、マイクロコントローラ、無線通信回路、電源回路を



図1 アナログフロントエンドICを使った応用商品のイメージ

搭載し、生体信号計測に必要な機能を提供する。

3. 機械学習を活用した A/D 変換

図 2(a) は、代表的な低消費電力の A/D 変換器である逐次比較型 A/D 変換器 (Successive Approximation Register A/D Converter, SAR-ADC) の簡易図である。この方式では D/A 変換と比較器を繰り返し使用し、二分探索アルゴリズムに基づいて最上位ビットから順に判定を行う。本方式では、複雑なアナログ回路を必要としないことから、低電源電圧化に適している。通常、サンプル・ホールド (S/H) 回路と D/A 変換器にはこれらを融合した図 2(b) のような回路が用いられる。図 2(b) の各容量値は 2 のべき乗でスケーリングされ、さらに直列に容量 C_c を挿入することで容量値が膨大となることを避けている。この際、各容量比率の相対誤差や容量 C_c の非理想性が、SAR-ADC の分解能を制限する。容量の相対誤差は単位容量を大きくすることで低減

できるが、集積回路上の占有面積が増大し製造コストが増大するため、上述の高精度ウェアラブル生体計測センサでの使用は難しい。

そこで、小面積、低消費電力、かつ高分解能な SAR-ADC の実現のため、上述の誤差要因に対応するパラメータを持つ簡易誤差モデルを導入し、機械学習のアプローチを用いて実測によりパラメータ値を推定し、ソフトウェアレベルで SAR-ADC の出力誤差を補正する技術を開発した [5]。具体的には、理想出力コードに対応するアナログ入力を SAR-ADC に加えた時の実際の出力コードを取得し、この組を訓練データとして多数用意することで、誤差パラメータを推定する。15bit SAR-ADCにおいて、本手法の有効性を数値シミュレーションにより確認している [5]。

しかし、目標とする 18bit A/D 変換器については、SAR-ADC だけでは比較器での雑音などの影響もあり、0.5V 電源電圧での実現は難しい。そこで、確率的 A/D 変換器 (Stochastic Flash A/D Converter, SF-

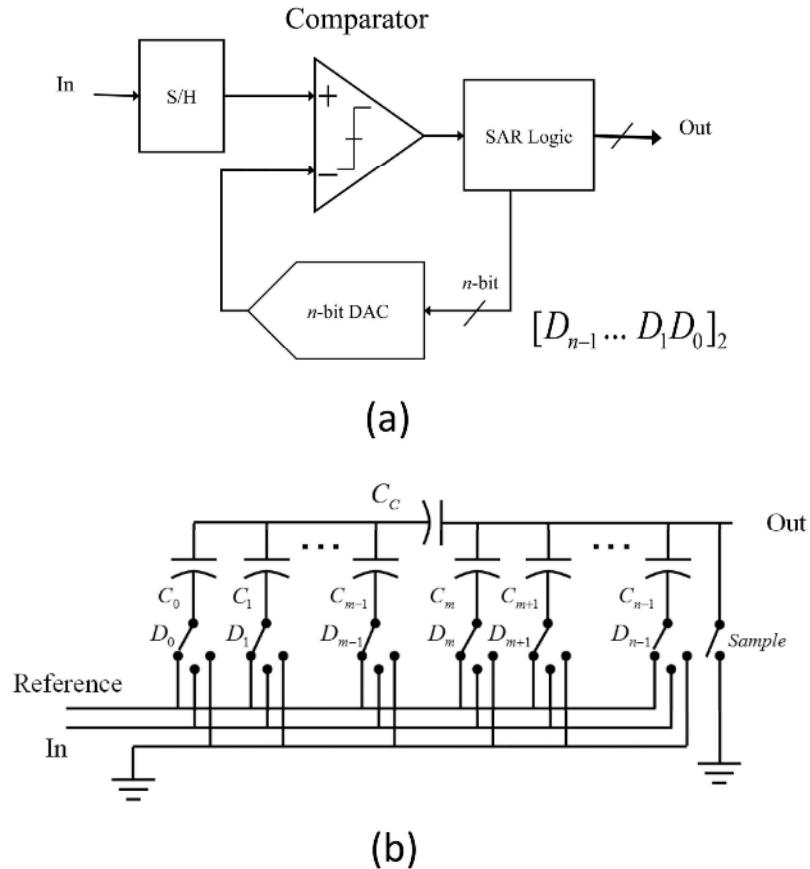


図 2 (a) SAR-ADC の構成と (b) その内部の S/H 回路と D/A 変換器

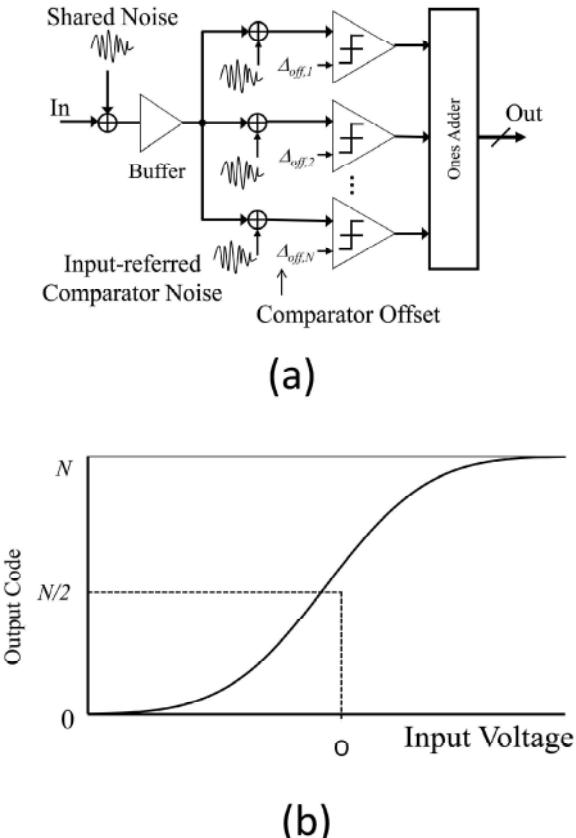


図3 (a) SF-ADCの構成と(b) その入出力特性

ADC) [6] の併用を行うこととした。つまり、SAR-ADC の逐次比較終了後、図 2(b) の出力端子には、サンプリングされたアナログ電圧と DAC 出力電圧の差が残留するが、これをさらに高精度に A/D 変換して、逐次比較の結果と加算することで高分解能 A/D 変換を行うこととした。

この SAR-ADC での残差を A/D 変換する SF-ADC の簡略図とこの入出力特性を図 3 に示す。SF-ADC は、ザリガニの尾の有毛細胞における刺激応答など、自然界の生物の感覚器が行っている微弱信号検出方法に見られる非線形現象、いわゆる確率共鳴 (Stochastic Resonance) を利用したものである。図 3(a) に示すように、SF-ADC では多数の比較器のアレイおよび加算器からなる。加算器は 1 を出力した比較器の合計数をバイナリコードで出力する。各々の比較器は、入力換算したオフセット電圧や雑音電圧を閾値としている点が特徴である。これら閾値の平均値や標準偏差は予測可能なものであり [7]、図 3(b) に示すような累積ガウス分布に従った入出力特性を実現でき

る。さらに、入出力特性については、適切な設定による再量子化により線形性を改善できることも実証されている [8]。

しかし、SF-ADC と SAR-ADC では異なる基準で A/D 変換しているため、SAR-ADC での逐次比較の結果とその残差に対する SF-ADC の出力を加算するには、両者の整合性を取る必要がある。そこで、この問題を解決する手段としても機械学習のアプローチを取り入れ、図 3(a) に示した単純な回路構成の集合という特徴を活かした統計的誤差モデルを用いて、SF-ADC 出力を SAR-ADC 出力と整合性を取って再量子化し、A/D 変換器全体の 18bit デジタル出力を得ることとした。なお、熱雑音などの影響で訓練データの信頼性が低くなり、教師信号にも誤差が含まれることが想定される。そのため、この機械学習では確率モデルを導入し、ベイズ線形回帰 [5] を使用する。

これらの要素技術を融合し、12bit SAR-ADC の比較器に SF-ADC を組み込んだ 18bit ADC を考案し、

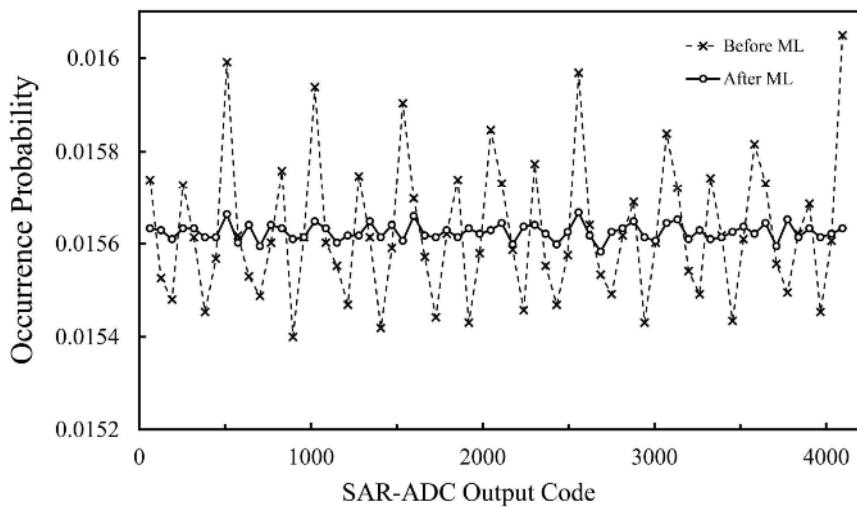


図4 ランプ波入力に対する提案方式 18bit ADC の SAR-ADC 部出力コード（上位 12bit）の出現確率のシミュレーション結果。機械学習（Machine learning, ML）による誤差補正前後の結果を示す。

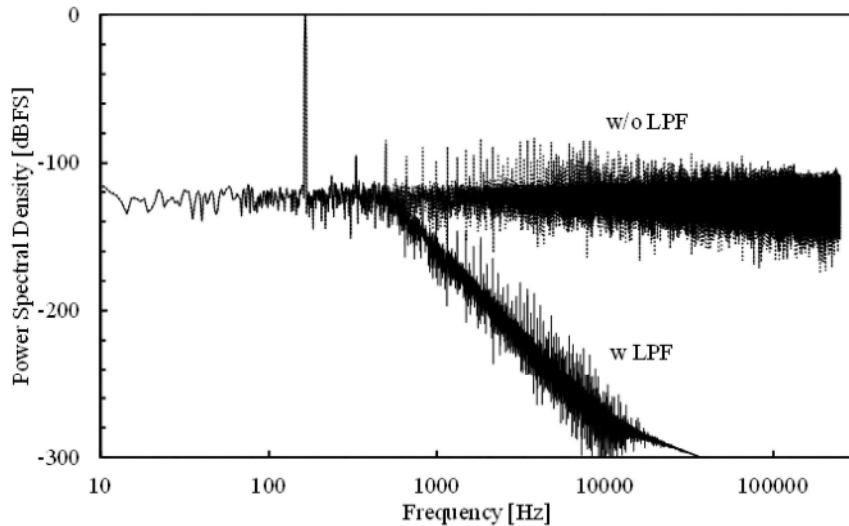


図5 提案方式 18bit ADC の出力スペクトルのシミュレーション結果（入力信号振幅：Full Scale, 入力信号周波数：164.99 Hz, サンプリング周波数：500 kHz）。低域通過デジタル・フィルタ（low-pass filter, LPF）の有無の結果を示す。

その数値シミュレーションを行った。誤差補正及びSF-ADC 出力の再量子化用符号化のための機械学習には、14000 組の訓練データのみ (2^{18} 組の 5.3%) を用いた。図4に、ランプ波入力に対する提案方式 18bit ADC の SAR-ADC 部出力コード（上位 12bit）の出現確率のシミュレーション結果を示す。機械学習による誤差補正により、理想的な一様分布に近いものが得られることがわかる。

なお、本シミュレーションでは回路内部の熱雑音も考慮しているが、学習時とは異なる熱雑音で出力補正を行うため不可避な誤差が生じる。これについては、オーバー・サンプリングとデジタル・フィルタ

を用いることで、大幅に低減可能である。図5に、入力信号振幅 Full Scale、入力信号周波数 164.99 Hz、サンプリング周波数 500 kHz での出力スペクトルのシミュレーション結果を示す。低域通過デジタル・フィルタ（low-pass filter, LPF）により高周波の雑音成分を大幅に低減でき、本シミュレーション結果では 500 Hz の信号帯域での実効ビット数（Effective-Number-of-Bits, ENOB）は 17.1 bit となっている。

現在、この数値シミュレーション結果に基づいて、(同) SPChange を中心に IC 開発を進めている。個々のモジュール上の A/D 変換器の機械学習機能については、IC 内部、モジュール上だけでなく、クラ

ウド環境も視野に入れて、システム全体としての最適形態を検討している。

4. 総括

情報通信技術の社会的な新しい役割として、ICTを活用した安心・安全な暮らしの実現が求められている。なかでも、携帯機器やインターネットを利用した日常健康管理による健康増進、リハビリ、遠隔医療、医師負担軽減、医療費削減に対する期待が高まっており、本研究の最終目標はこれに寄与することである。

本研究での取り組みは、ウェアラブル生体情報センサのために特化したアナログフロントエンドICを提供することにより、従来困難だった日常生活での病院検査レベルの高精度計測と長時間の電池駆動の両立を実現し、これを用いた新たな健康医療サービスの普及を創出するものである。本取り組みによりアナログフロントエンドICやこれを搭載したモジュールが実現すれば、これを採用することにより、高度なアナログ設計技術や省電力技術を持たない企業であっても、心電、体温、脳波などの生体情報を利用した商品・サービスを短期間・低コストで開発できるようになる。

計測精度と電池持続時間の向上により、医療面では、心疾患の経過観察のための1週間以上の連続長時間日常計測、胃電位の在宅計測、リハビリ時の負荷制御など、患者の日常生活を崩す事なくQOLを維持しながら治療を受ける事が可能となる。一方、日常生活面では、日常的に体重・血圧・体温・血糖・睡眠脳波・心拍等のヘルスケアデータを記録しトレンドを把握するホームモニタリングが進めば、このデータを使った健康見守りサービス、生活習慣改善指導サービス、睡眠解析、メンタルヘルスチェック、美容、便秘対策、住宅内環境制御、事故防止など、適用範囲の拡大が期待される。特に、住宅、衣料、通信、運輸交通、介護サービス等の異業種企業の参入による医療・健康サービスの多様化が期待される。さらに、将来的には、病院外でのサービス提供のための雇用創出、医師の負担減による質の高い医療の安定的提供、病気等の早期発見による医療費削減にも貢献するものである。

本研究開発では、第一の応用分野としてモバイル

ヘルスケアをターゲットとしたが、ICTを活用した安心・安全な暮らしの実現という面からは、センサネットワークによる環境センシング、見守り、人行動支援も本研究開発の有望な応用分野である。センサネットワークでは、屋外・屋内のいずれの環境においても、配線の不要なセンサデバイスのニーズが高まっている。本取り組みのアナログフロントエンドICは、電池交換などのメンテナンスを減らし、センサネットワークの省エネ化と低コスト化をも実現できると考える。現在、環境中の光、熱、振動などから電子機器の動作に必要な電気エネルギーを得る環境発電の技術開発が活発に進められており、将来的には、本課題で実現する0.5V電源電圧動作と環境発電技術の組み合わせによって電池不要の無線センシングが主流になる可能性も高い。

5. おわりに

本研究開発は(独)科学技術振興機構研究成果最適展開支援プログラム(A-STEP)の助成を得て(株)プロアシスト、大阪大学、(同)SPChangeで進めているが、大阪大学大学院工学研究科電気電子情報工学専攻翼啓司准教授、特任研究員谷貞宏博士、(同)SPChange鎌田隆嗣博士の他、多くの研究者、技術者に多大なご協力頂いたことを感謝申し上げます。

参考文献

- [1] 宮田愛子, 香川敏也, 小出洋資, 藤田洋子, 三井利男, 井上敏範, 生駒京子, “無線型小型脳波センサの開発およびその睡眠判定システムへの応用”, 電子情報通信学会集積回路研究会, 2012年3月, 大阪.
- [2] 鎌田隆嗣, 王軍, 岡田隆志, 大原賢治, 宮田愛子, 松岡俊匡, “送信機能内蔵低消費電力EEGセンサー用ASICの設計”, 電子情報通信学会集積回路研究会, 2013年7月, 函館.
- [3] T. Matsuoka, J. Wang, T. Kihara, H. Ham, and K. Taniguchi, "Low-Voltage Wireless Analog CMOS Circuits toward 0.5 V Operation," IEICE Trans. Fundamentals, Vol. E93-A, No. 2, pp. 356-366 (2010).
- [4] J. Bae, S. Radhapuram, I. Jo, W. Wang, T. Kihara,

- and T. Matsuoka, "A Design of 0.7-V 400-MHz All-Digital Phase-Locked Loop for Implantable Biomedical Devices," IEICE Trans. Electron., Vol. E99-C, No. 4, pp. 431-439 (2016).
- [5] 倉田宗史, 巽啓司, 谷野哲三, 平井雄作, 松岡俊匡, 谷貞宏, "ペイズ線形回帰を用いた高精度逐次比較型 A/D 変換器の誤差補正のための追加学習法", システム制御情報学会論文誌, Vol. 29, No. 2, pp. 76-85 (2016).
- [6] ハムヒョンジュ, 松岡俊匡, 王軍, 谷口研二, "素子特性ミスマッチを用いた並列型確率 A-D コンバータ", 電気学会論文誌 C, Vol. 131-C, No. 11, pp. 1848-1857 (2011).
- [7] 清水由幸, 中村光男, 松岡俊匡, 谷口研二, "MOSFET のマッチング特性の高精度評価のためのテスト回路", 信学論 C, Vol. J86-C, No. 7, pp.726-733 (2003).
- [8] T. Asano, Y. Hirai, S. Tani, S. Yano, I. Jo, and T. Matsuoka, "An offset distribution modification technique of stochastic flash ADC," IEICE Electronics Express, Vol. 13, No. 6, p. 20160115 (2016).

