

## ヘルスケア応用生体情報計測 センサにおけるノーマリー オフコンピューティング

4

藤森敬和<sup>1</sup> 和泉慎太郎<sup>2</sup> 川口 博<sup>2</sup> 志賀利一<sup>3</sup> 吉本雅彦<sup>4</sup>

<sup>1</sup> ローム (株) <sup>2</sup> 神戸大学 <sup>3</sup> オムロンヘルスケア (株) <sup>4</sup> 神戸大学 / JST CREST

本稿ではウェアラブルな貼り付け型生体情報計測センサにおける課題と、生体信号計測のためのノーマリーオフコンピューティング手法について解説する。常時計測可能な貼り付け型生体情報計測センサノードを実現するためには、センサのサイズと重量を可能な限り削減する必要がある。貼り付け型センサノードを構成する要素のうち、重量に対して最も支配的な要素はバッテリーであり、ノーマリーオフコンピューティングによってセンサ LSI の消費電力を極限まで削減することを目指している。

高齢化率は先進諸国の中でも群を抜いており、50年後の総人口に対する65歳以上の高齢者の割合は40%を超えることが予想されている(図-1)。このため日本は、福祉先進国である北欧をはじめとする世界各国から高齢化社会のモデルケースとして注目されており、海外大手企業も日本におけるヘルスケア事業を展開し始めている。ヘルスケア関連の市場は今後国内から海外へと拡大していくことが確実であり、この分野における技術開発は学術的にも産業的にも大きな意味を持つものである。

### ヘルスケア市場の拡大と生体情報計測技術への期待

近年の世界的な社会の高齢化に伴い、ヘルスケア分野への注目が集まっている。特に日本の

高齢化社会において最も懸念されるのは要介護高齢者の増加である。特に前述した高齢化率が40%を超えるような社会を維持していくためには、要介護高齢者の増加防止が急務となる。図-2に示すように、要介護の主原因となるのは脳血管疾患(三大生活習慣病の1つ)であり、生活習慣病予防のた

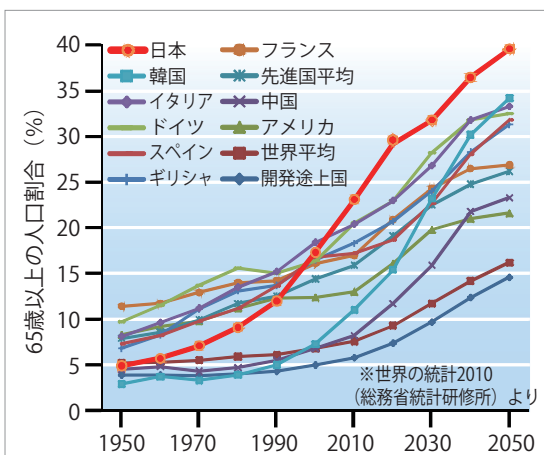


図-1 65歳以上の人口割合推移

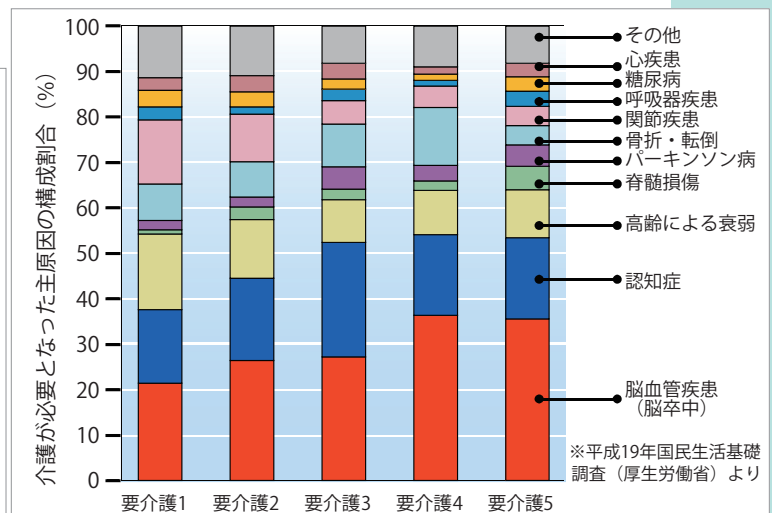


図-2 要介護原因の構成割合

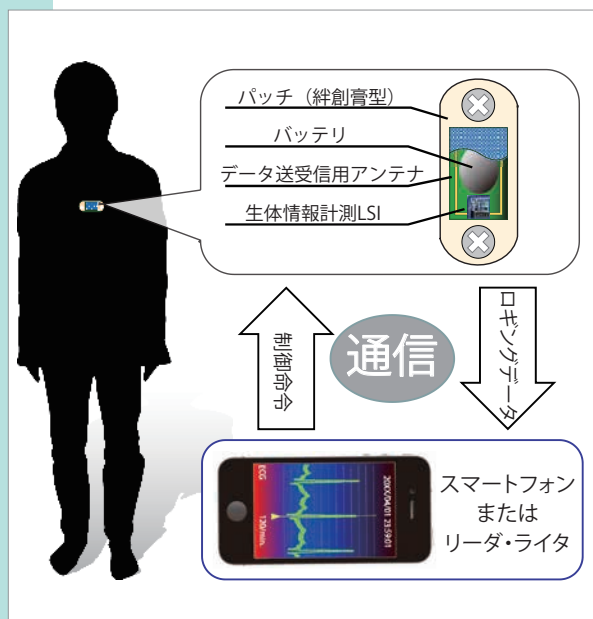


図-3 ウェアラブル生体信号計測システム

めには日常生活における生体基礎データ集積が必要となる。特に、生体内情報（心電、血圧、内臓脂肪など）と生体外情報（運動、睡眠、食事など）を同時に収集し、関連付け、蓄積・解析を行うことが重要である<sup>1)</sup>。

このようなデータ集積をリアルタイムかつ恒常的に行うためには、ユーザにその存在を意識させないウェアラブルな生体情報計測システムが有用である。

我々が提案する生体情報計測システムを図-3に示す。信号処理、データ保存、および通信制御を行うLSI (Large Scale Integrated circuit) (図-4)と生体信号を計測するための電極、通信用アンテナ、バッテリーを長さ5cm程度のパッチに集積し、人体に貼り付けた状態で24時間の常時計測を行う。ロギングデータはスマートフォンや専用リーダ・ライター装置を使って読み出すことを想定している。

## 心電図の基礎と応用

### 心電図の意味

心臓を収縮・拡張させるために、右心房付近に存在する洞結節から電気的な興奮（脱分極）が発生し、

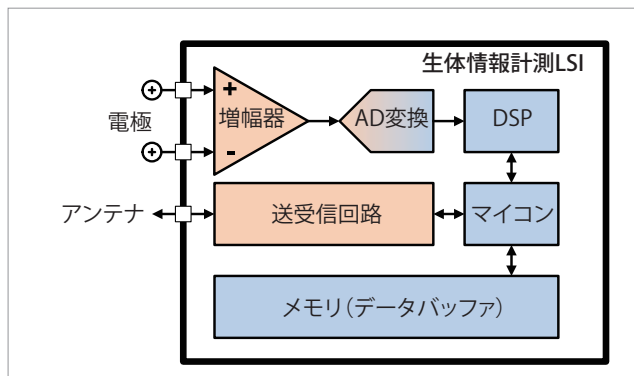


図-4 生体情報計測 LSI のブロック図

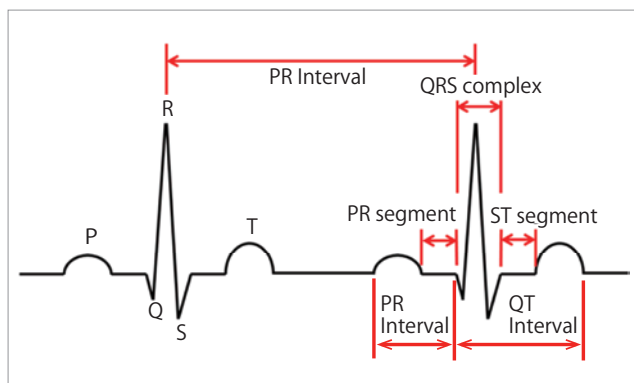


図-5 心電図の例

心臓全体に伝導する。心電図は、その活動電位変化を体表面から電極によって取得し、記録したものである。心電図の例を図-5に示す<sup>2)</sup>。

基本的な心電図はP、Q、R、S、T波から構成される。P波は心房の興奮（脱分極）、Q・R・S波は心室の興奮、T波は心室の再分極が要因であり、P波の開始からQ波の開始までの時間をPR時間（PR Interval）、P波の終了からQ波の開始までをPR部分（PR segment）、Q・R・S波をQRS群（QRS complex）、S波の終了からT波の開始までをST部分（ST segment）、Q波の開始からT波の終了までの時間をQT時間（QT Interval）という。また、R波と次のR波までの時間をRR間隔または瞬時心拍（RR Interval, Instantaneous heart rate）という。

本研究では、重要な生体基礎データの1つである瞬時心拍に着目し、低消費電力かつ高精度に心電図から瞬時心拍を抽出する手法を検討している。24時間の瞬時心拍を記録することで、運動強度の算出や行動分類などさまざまな応用が

可能である。また、瞬時心拍の時間変動を解析することで自律神経系の活動を推定することも可能である。

### 心電図におけるノイズ

体表面の生体信号は微弱であり、心電図にはさまざまなノイズが混入する。たとえば心電図を計測する回路から生じるノイズとして熱雑音・ショットノイズ・フリッカノイズ・誘導雑音・クリックノイズなどがある。熱雑音は抵抗などが熱を帯びると電子が不規則な熱運動をすることで発生する。ショットノイズはトランジスタなど増幅素子自体から不規則に発生する。フリッカノイズは抵抗体やトランジスタなどから発生し、周波数に反比例するため  $1/f$  ノイズともいわれる。誘導雑音は回路や配線、電子部品間相互の電磁誘導に由来する。クリックノイズは接点や回路の接触不良によって生じる。また、電気メスや蛍光灯のように放電を利用した装置からの影響や、携帯電話などの無線通信機器から放射される電波、電源装置のスイッチングに起因する電磁波などの外乱も問題となる。特に商用交流によるハムノイズ (50Hz または 60Hz) は影響が大きい。生体内から発生するノイズとして、筋肉の収縮に起因する筋電ノイズや脳波ノイズがある。脳波は心電に比べて十分に小さいため問題とならないが、非安静時の筋電は無視できない強度で心電図に影響する。ほかに発汗、電極の汚れ、呼吸や身体の揺れによって心電図の基線がゆっくり変動するベースラインドリフトや、電極の振動、接触不良や衝撃によって発生する電極起因ノイズがある。

上記のノイズのうち、特にウェアラブルな生体情報計測システムで問題となるのは筋電ノイズと電極起因ノイズである。ほかのノイズは（コストを度外視すれば）回路的な工夫やフィルタによって除去可能であるが、筋電ノイズと電極起因ノイズは心電図と同様の周波数帯域に現れるため単純なフィルタで除去することは難しい。

### ウェアラブルな生体情報計測システムにおける課題

ウェアラブルな生体情報計測システムを実用化するためには、そのサイズと重量の削減が重要である。システムのサイズを決める主な要因は生体信号取得用の貼付け型電極である。ユーザビリティ向上のためには、電極のサイズを小さく、電極間の距離を短く設計することが望ましい。また、電極の材質も課題であり、現在医療用途で用いられている導電性粘着ゲルやペーストを使った電極はユーザの不快感が大きい。しかし、これらの制約は計測対象となる生体信号の信号対雑音比 (SNR) とトレードオフの関係にある。したがって、前述したさまざまなノイズへの対策が課題となる。

システムの重量削減において課題となるのは、バッテリーの重量である。バッテリーの重量とサイズを削減するためにはバッテリー容量の削減が必要となる。システムのロギング可能な時間を減らさずにバッテリーの容量を削減するためには、計測時の消費電力削減が必要不可欠である。

図-3 および図-4 で示した生体情報計測システムでは、システム全体の消費電力に対して以下の3点が大きな割合を占めている。

1. 生体信号を処理するアナログ回路（主に増幅器とアナログ/デジタル変換器）の動作時電力
2. ロギングデータを保持するメモリの待機電力
3. データ通信時の消費電力

アナログ回路には低消費電力なものでも 10uA 程度、待機状態の揮発性メモリにも（容量に依存するが）1uA から 10uA 程度の電流が常時流れる。また、通信回路はアクティブになる時間がきわめて短い。Bluetooth Low Energy (BLE) のような低消費電力な通信規格でも動作時には 10mA から 20mA 程度の電流を消費する。仮に通信回路のアクティブ率が 0.1% であったとしても、平均するとやはり 10uA 程度の消費電流となる。

そこで我々はノーマリーオフコンピューティング

技術を用いてこれらの課題を解決し、超低消費電力かつウェアラブルな生体情報計測システムを実用化することを目的としている。

### 生体情報計測のためのノーマリーオフコンピューティング技術

#### 心拍抽出

前述したとおり、ユーザビリティ向上のための小型化に伴う SNR の劣化が課題となる。特に本研究ではヘルスケアのための生体信号常時計測を目的としており、運動時などユーザが安静ではない状態での利用も想定している。したがって筋電などのノイズ混入に対してロバストなシステムが必要である。

一般的に、心電図の SNR を向上させるためには、アナログフロントエンド（増幅器、アナログフィルタ、AD 変換器）の高性能化が必要となる。しかしながら、増幅器の CMRR（同相除去比）や増幅率、位相特性などの性能はおおむね消費電力とトレードオフの関係にあり、増幅器の高性能化によるノイズ対策には限界がある。また、心電信号の周波数帯域が低いため、アナログフィルタなどの RC 時定数を大きくとる必要があり、Q 値の高い高性能なアナログフィルタは使いにくい。

一方で、心電図をデジタル領域で処理するために必要な帯域（1kS/s 以下）を持つ AD 変換器はサブμW 級の消費電力で実現可能である。そこで我々はプロセススケーリングによる低消費電力化が容易なデジタル領域での演算によるノイズ対策手法の検討を行った。デジタル回路はムーアの法則に従って消費電力が下がるのに対してアナログ回路の消費電力はプロセスが進んでも削減されない。よってデジタル領域での演算量が増大したとしても、アナログ領域の消費電力が削減できればシステム全体の低消費電力化が可能となる。

我々は生体情報計測システムのための心拍抽出アルゴリズムとして、心電図に含まれる QRS 群の相似性を利用し、自己相関関数によって瞬時心拍を抽

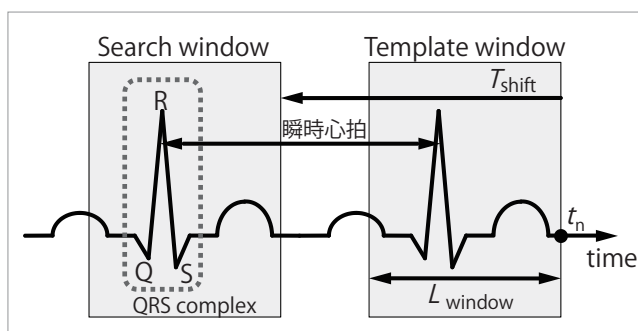


図-6 瞬時心拍の抽出

出する手法を提案している<sup>3)</sup>。図-6 に心拍抽出の動作例を示す。評価時刻  $t_n$  から  $t_n - L_{window}$  までの範囲をテンプレートウィンドウとし、同じ長さのサーチウィンドウをシフトさせながら畳み込みによって相関係数を求めていく。このとき、相関係数が最大となるシフト幅 ( $T_{shift}$ ) が瞬時心拍と等しくなる。

従来、自己相関による心拍取得は、より大きなノイズが問題となる非侵襲式の生体信号計測装置で用いられていた。しかし従来の応用例では、長期間（30s）の心電図に対して平均心拍数を求めることを目的としており、演算量も多い。これに対して提案手法では相関係数の計算手順やパラメータ設定、ウィンドウ幅などを工夫することで演算量を削減し、リアルタイム処理を実現している。130nm CMOS プロセスを用いて提案手法の専用ハードウェア化を行い、平均消費電流 1.5μA 以下で動作することを確認している。

#### 生体基礎データのロギング

心電図などの生体信号を扱う上で必要となるサンプリングレートは高々 1kS/s 程度であり、LSI の動作速度に対して十分に遅いためシステムの稼働率が非常に低いという特徴がある。一方、アプリケーションからの要求として最低でも 24 時間の生体情報をロギングする必要があり、データを保持するメモリの容量は増大する。従来の SRAM (Static Random Access Memory) のような揮発性メモリでは待機時の消費電流がメモリ容量に比例して増大するため、待機状態の多いシステムでは大きなオーバーヘッドとなる。したがって、強誘電体メ

## 4. ヘルスケア応用生体情報計測センサにおける ノーマリーオフコンピューティング

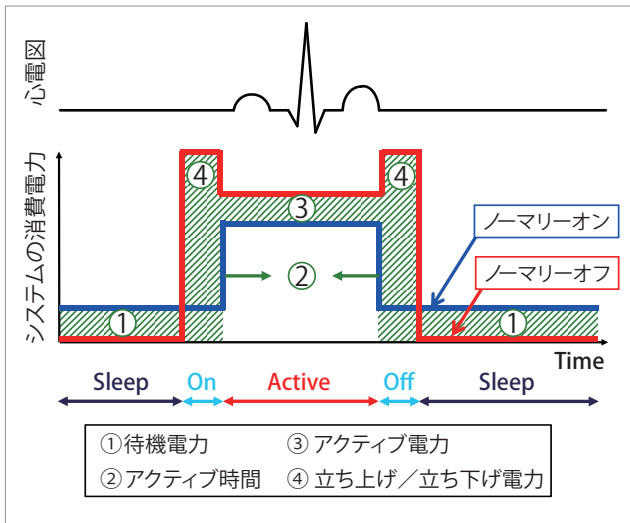


図-7 データロギングにおけるノーマリーオフコンピューティング

メモリ（Ferroelectric Random Access Memory, FeRAM）などの不揮発メモリを用いたノーマリーオフコンピューティングは生体情報計測システムの低消費電力化に対して大きく貢献する。

たとえば図-7に示したように、心臓の拍動に関係する部分でのみシステムを立ち上げ、データ処理を行い、メモリに格納することで待機電力を削減できる。このとき、待機時の電力（図-7の①）については不揮発メモリによって削減可能である。しかし、不揮発メモリを用いることでアクティブ時間とアクティブ電力（図-7の②と③）にオーバーヘッドが生じる。これはメモリへの読み出し・書き込みにおいては、不揮発メモリが揮発性メモリよりも低速かつ消費電力が大きいためである。また、システムを立ち上げ、立ち下げるために余分なエネルギーが必要となる（図-7の④）。

したがって、センサ側でため込んだデータをサーバ上に吸い出して処理する、という単純なデータロガーでは不揮発メモリの性能を最大限に発揮させることはできない。センサ側である程度のデータ処理を行い、ロギングデータ量とメモリアクセス回数を削減するためのオンノードプロセッシングが必要となる。ただし、オンノードプロセッシングの処理量によってシステムのアクティブ時間が増大するため、アプリケーションと回路・アーキテクチャレベルでの協調設計が必要不可欠である。

### データ通信

データの読み出しやパラメータ設定、動作確認などのための通信時に消費するエネルギーは、生体情報計測システムの低消費電力化において大きな課題である。通信中の消費電流はデータロギング中の消費電流に対して1桁ほど多いため、通信回路がアクティブになる時間は最小化しなければならない。通信回路のアクティブ時間を削減する最も基本的な手段は転送データ量の削減であり、ここでもオンノードプロセッシングとノーマリーオフコンピューティングは大きな役割を果たす。

また、生体情報計測のような稼働率の低いアプリケーションでは通信回数そのものは少ないため、データ送受信だけではなく通信待受のために消費される受信電力の小さい通信方式が望ましい。一方、送受信距離と伝送レートに関しては制約が少ない。したがって、BLE, Near Field Communication (NFC), ZigBee (IEEE 802.15.4), Body Area Network (BAN, IEEE 802.15.6)などが通信方式の主な候補となる。

我々はウェアラブルな生体情報計測システムにおける通信方式として、特にNFCに着目している。パッシブ通信モードのNFCを用いることで、送受信に必要な電力をリーダ・ライタ側（スマートフォンなど）でまかなうことができ、センサ側の送受信回路はノーマリーオフとなる<sup>4)</sup>。また、待ち受け動作も磁界検出用ロジックの電力消費のみで実現できる点も大きな魅力である。伝送レートが最大で424kbpsでありBLEなどと比較すると遅いが、これはアプリケーション側で解決すべき課題である。さらに、AndroidスマートフォンがNFCに標準対応しているため、送受信装置の入手が容易であるというのも重要なポイントである。BLEはiPhoneやAndroid端末で対応が進んでいるが、ユーザの身近なデバイスでZigBeeやBANに接続できるものは少ない。本稿の執筆時点ではiPhoneやiPadはNFC非対応であるが、将来的にはNFCに対応すると期待している。

### 生体情報計測システムの未来

ウェアラブルな生体情報計測システムの実用化に向けて、今後最大の課題となるのは電源である。最小サイズのリチウムイオン電池を用いる場合でも、システム全体の平均消費電流は実用上  $10\mu\text{A}$  から数十  $\mu\text{A}$  におさえなければならない。

将来的には電源はエネルギーハーベスティングへと移行し、システムのバッテリーレス化が進むと予想される。特に、圧電薄膜を用いた振動発電方式はMEMS (Micro Electro Mechanical Systems) 技術による集積化が可能であり、生体情報計測システムへの応用が期待できる。しかし人体の振動に適用することを想定すると、現状では発電効率のよい共振周波数と入力振動エネルギーの想定値が高いため、システムの平均消費電流は恐らく数  $\mu\text{A}$  が限界である。

生体情報計測システムのさらなる発展を目指すためには、アルゴリズムと回路・アーキテクチャに加えて電源まで含めたシステム全体でのノーマリーオフコンピューティング技術開発が必要である。

#### 参考文献

- 1) Nakajima, H., Shiga, T. and Hata, Y. : Systems Health Care, In Proc. of IEEE SMC, pp.1167-1172 (Oct. 2011).
- 2) Houghton, A. R. and Gray, D. : ECGブック第3版, 村川裕二, 山下 志訳, メディカルサイエンスインターナショナル, pp.1-16 (2010).
- 3) Nakano, M., Konishi, T., Izumi, S., Kawaguchi, H. and Yoshimoto, M. : Instantaneous Heart Rate Detection Using Short-time Autocorrelation for Wearable Healthcare Systems, In Proc. of IEEE EMBC, pp.6703-6706 (Aug. 2012).
- 4) NFC Forum, <http://www.nfc-forum.org/home/>

(2013年3月1日受付)

藤森敬和 | [yoshikazu.fujimori@lsi.rohm.co.jp](mailto:yoshikazu.fujimori@lsi.rohm.co.jp)

1996年京都大学大学院工学研究科修士課程修了。同年ローム(株)入社。不揮発性デバイス、ロジックの開発に従事。博士(工学)。

和泉慎太郎 (正会員) | [shin@godzilla.kobe-u.ac.jp](mailto:shin@godzilla.kobe-u.ac.jp)

2011年神戸大学大学院工学研究科博士後期課程修了。2011年より神戸大学自然科学系先端融合研究環重点研究部助教。博士(工学)。

川口 博 (正会員) | [kawapy@cs.kobe-u.ac.jp](mailto:kawapy@cs.kobe-u.ac.jp)

1993年千葉大学大学院工学研究科修士課程修了。2010年より神戸大学大学院システム情報学研究科准教授。博士(工学)。

志賀利一 | [toshikazu\\_shiga@ohq.omron.co.jp](mailto:toshikazu_shiga@ohq.omron.co.jp)

1986年北海道大学大学院工学研究科生体工学専攻修士課程修了。同年オムロンヘルスケア(株)入社。2006年技術専門職。博士(工学)。

吉本雅彦 | [yosimoto@cs.kobe-u.ac.jp](mailto:yosimoto@cs.kobe-u.ac.jp)

1977年名古屋大学大学院工学研究科博士前期課程修了。同年三菱電機(株)入社。2000年より金沢大学工学部教授。2004年より神戸大学大学院教授。博士(工学)。

