

日常生活における生体情報計測装置の開発

森 信彰*

Development of Biological Signals Measuring Device in Daily Life Nobuaki Mori

1. 緒 言

生活習慣病とは食習慣、運動習慣、休養、喫煙、飲酒等の生活習慣が、その発症・進行に関与する疾患群である¹⁾。これは日本人の死因の約6割を占めるなど、日本人の健康にとって大きな課題となっている²⁾。生活習慣病を防ぐためには、日常的なヘルスケアが重要であり、これを実現するためにはいつでも、安価に、簡便に健康状態を把握するための機器が、各個人の手の届く範囲に提供されることが必要である³⁾。

一方で、近年、センサ、アンプ、通信ユニットなど電子部品の小型化、高性能化、低価格化が進んでおり、安価に小型の機器開発を行うことが可能になった。

そこで、日常生活における健康管理を、医療用機器と比較して安価に実現することを目的とし、身体活動量の評価を行うために心電図、筋電図、加速度が計測可能な生体計測装置を開発し、その特性評価を実施したので、これを報告する。

2. 実験方法

2・1 開発した生体情報計測装置

計測対象の生体情報として、脳波や呼吸等の他の生体情報に比べて拘束が少ないため日常生活時の測定に向いていること、さらに類似の回路で測定が実現できることから、心電図、筋電図を選定した。これに活動量計測や行動認識など多くの応用例を持つ加速度を加えた。これらを使うことで、心拍や筋活動量による運動量算出や加速度による身体活動モニタリングが可能となり健康維持に有効な身体活動量の評価が実現できる⁴⁾。また心電図はストレス評価にも利用可能である^{5),6)}。

開発した生体情報計測装置の機能ブロック図を図1に示

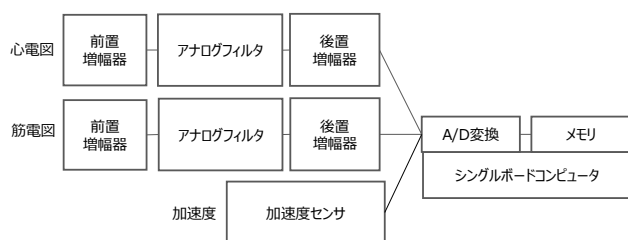


図1 開発した生体計測装置のブロック図

す。心電図、筋電図は微弱な電圧信号であるため、計測には信号増幅が必要である。さらに、皮膚-電極間のオフセット電圧や人体がアンテナとなるため、計測時には雑音の混入が大きい。そのため、雑音除去のためのフィルタが必要である。そこで、まず差動増幅器として構成された前置増幅器を置くことで、信号増幅を行うと共にコモンモードノイズを除去する。次に、心電図、筋電図に必要な周波数幅に合わせたアナログフィルタを通すことで、不要なノイズを除去する。その後、後置増幅器でA/D変換に必要な電圧まで増幅を行い、最後にシングルボードコンピュータでA/D変換を行い、データを取得する。加速度については、センサモジュールからの出力がA/D変換に必要な電圧が出力可能なので、そのままA/D変換部に入力している。

心電図と筋電図の信号特性を表1に示す⁷⁾。これを元に心電図計測については、増幅率60[dB]、バンドパスフィルタ0.1~100[Hz]、筋電図計測については増幅率60[dB]、バンドパスフィルタ0.1~500[Hz]を設定した。また、ハムノイズ対策として60[Hz]のノッチフィルタを利用した。

開発装置における心電図、筋電図に対する増幅器、フィルタ部の回路図を図2、利用した主要部品を表2に示す。バンドパスフィルタはローパスフィルタとハイパスフィルタの組み合わせで構成し、ローパスフィルタにはCRフィルタ、ハイパスフィルタにはサレンキー型フィルタを採用した。ノッチフィルタはツインT型フィルタで構成した。

歩行を含む日常生活でみられる活動の多くで、加速度は±2[G]以内である⁸⁾。そこで加速度センサに、±2[G]まで測定可能である3軸測定可能なKionix社のKXR94-2050を用いた。センサの感度は印加電圧等により変わるが、本装置構成では、センサ感度は1[G]で約0.25[V]であった。

A/D変換では、入力を心電図、筋電図、3軸加速度の5[ch]入力、サンプリングレートは筋電図の周波数帯域の上限から1000[Hz]が必要である。これを実現するために、CircuitCo Electronics社のシングルボードコンピュータであるBeagleBone black(リビジョンA6)を使用した。主な仕様を表3に示す。BeagleBone blackはAD入力可能なピンヘッダを搭載しており、これは提供されている専用の

表1 心電図、筋電図の信号特性

心電図	電位	1~10[mV]
	周波数帯域	0.5~100[Hz]
筋電図	電位	100[μV]~5[mV]
	周波数帯域	2~500[Hz]

* 企業支援部電子応用グループ

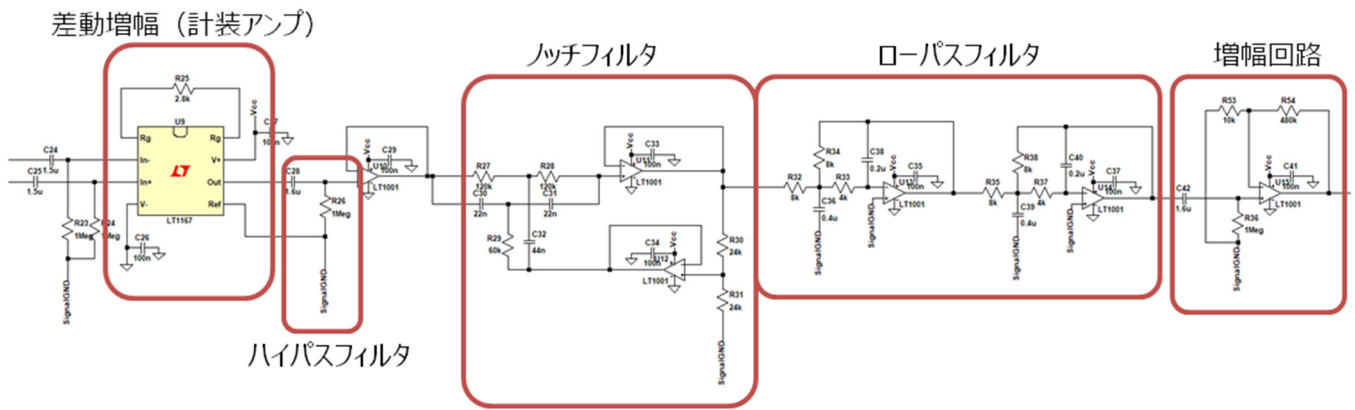


図2 開発した生体計測装置の回路図

表2 増幅器・フィルタの主要部品

前置増幅器	Linear technology 社 LT1167
フィルタ	Microchip 社 MCP6004 (OP アンプ)
後置増幅器	Microchip 社 MCP6004

表3 BeagleBone black の主な仕様

SoC	Texas Instruments AM3359AZCZ100 1[GHz]
メモリ	DDR3 512[MB]
電源	5[V] 最大 0.46[A]

LinuxOS⁹⁾からドライバ経由で利用することができる。LinuxOSとしてDebian7.11を使用した。また、I/OサブシステムとしPRU (Programmable Real-Time Unit) を持つため、LinuxOSだけでは実現できないリアルタイム処理も可能である。

2・2 周波数特性評価実験

開発した心電図、筋電図計測回路についてその周波数特性を測定した。周波数特性の測定には、周波数特性分析器(エヌエフ回路設計ブロック製 5050A)を使用した。

2・3 A/D変換性能評価実験

A/D変換したときのサンプリングレートの測定を行った。サンプリングレート $S[\text{Hz}]$ は、 $f[\text{Hz}]$ の矩形波を入れたときのその立ち下がり間隔のデータ点数 n から次式で表すことができる。

$$S[\text{Hz}] = f[\text{Hz}] \times n[\text{Points}] \quad (1)$$

測定では1[Hz]の矩形波を1[min]入力し、その平均からサンプリングレートを求めた。矩形波はファンクションジェネレータ(Hewlett-Packard製 HP33250A)を使用して生成した。

2・4 生体情報計測実験

開発した装置に、実際の生体情報を入力し計測を実施した。被験者は健常な40代男性である。実験の実施にあたって被験者には、実験趣旨を説明し、了解のもとに実施した。

心電図では、NASA誘導(図3(a))による計測を行い、波形を確認した。計測電極には日本光電のディスク電極ピト

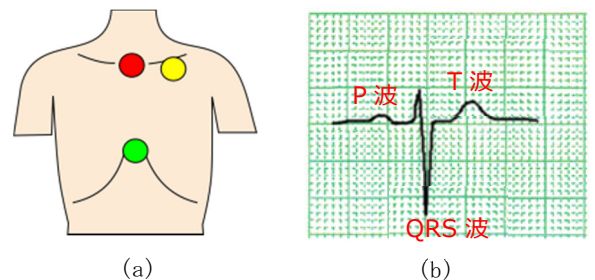


図3 (a)NASA誘導の電極配置(緑が正極, 赤が負極, 黄色がグラウンド), (b)NASA誘導の典型的な心電図波形

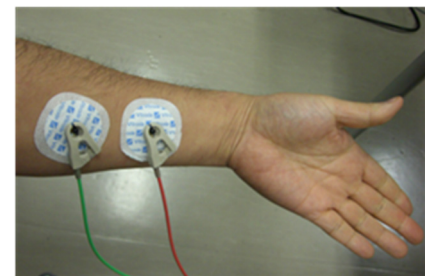


図4 筋電図における電極配置(右が正極, 左が負極)

ロードBsを用いた。図3(b)はNASA誘導で得られる典型的な心電図波形である¹⁰⁾。心電図は心臓の動きによって、P波、QRS波、T波と呼ばれる波形が現れる¹¹⁾ため、これを評価した。

筋電図では、長掌筋にそって電極を張り付け(図4)、手を開閉したときの波形を計測した。手は1[s]閉じた後、2[s]開く動作を4回行った後5[s]空けて、再度同じ動作を4回実施した。計測に利用した電極は心電図と同様である。評価では、市販の生体計測装置(NEC三栄製SYNA ACT MT11)を使用し同様に長掌筋の筋電図を計測した結果と比較した。

加速度では、センサをX軸、Y軸、Z軸に沿って1秒ごとに手動でセンサを前後に移動させて、その変化を確認することで評価を行った。ここで、Z軸は鉛直方向、X軸、Y軸はそれに対して垂直方向に直交する2軸とした。

3. 実験結果

3・1 生体計測装置製作

開発した装置の外観を図5に示す。本報告では、回路は

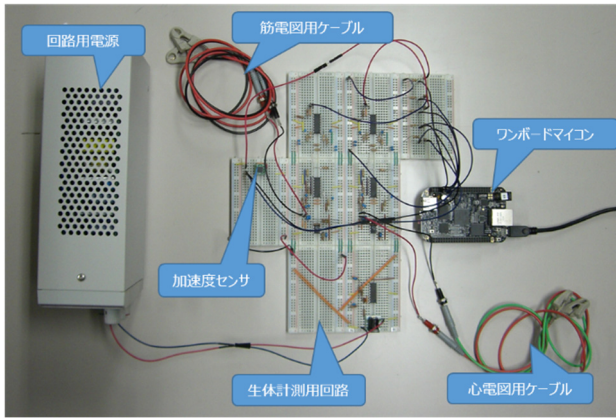


図5 開発装置外観

ブレッドボード上に開発し、電源には商用電源で動作するスイッチング電源（高砂製作所製 LX018）を用いた。

3・2 周波数特性評価実験

心電図計測回路に対する実験結果を図6、筋電図計測回路に対する実験結果を図7に示す。これから、心電図計測回路では0.1~100[Hz]、筋電図計測回路では0.1~500[Hz]のバンドパスフィルタがかかり、両回路とも60[dB]のゲイン、60[Hz]のノッチフィルタが動作し、設計どおりの回路が実現できていることが分かった。

3・3 A/D変換性能評価実験

Beaglebone blackでは、LinuxOSのデバイスドライバを使うことで、デバイスファイルのアクセスという形でAD入力を実現できる。これはC言語で実装できることから開発が容易であるという長所がある。しかしながら早いサンプリング周波数の実現を考えたとき、Linuxのタイマ精度が1[ms]しかないこと、リアルタイムOSでないことから負荷がかかった場合に応答性が悪くなる等の問題がある。実際に、デバイスドライバを使い1000[Hz]サンプリングを行う

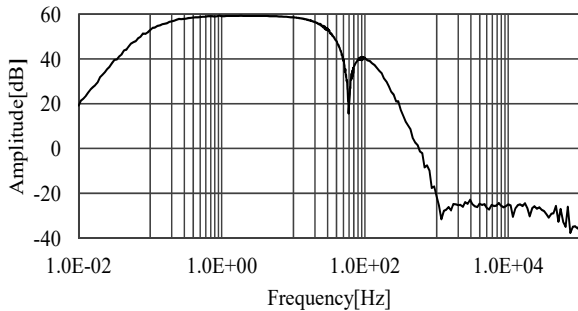


図6 心電図計測回路の周波数特性

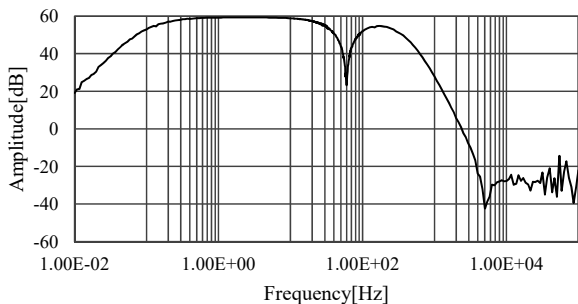


図7 筋電図計測回路の周波数特性

プログラムを作成し、評価した結果、1[ch]入力時においてもサンプリングレート 643[Hz]までしか実現できなかった。

そこで、リアルタイム処理が可能な PRU を利用し、CPU 処理と並列にデータ所得処理を行うことでこれに対応した。実際には、PRU 側では逐次 AD 変換を行い、CPU 側でサンプリングタイミングに合わせて、PRU メモリ上のデータを読み込み、SD カードに記録する実装とした。PRU の動作プログラムは、アセンブラを使って開発を行い、CPU 側は C 言語による開発を行った。

開発したソフトウェアを評価した結果、5[ch]同時サンプリング時に 991[Hz]のサンプリングレートが得られることが確認できた。1000[Hz]となっていないのは、プログラム上、サンプリング周波数がハードウェアのベースクロックの通倍である必要があるためである。

3・4 生体情報計測実験

本装置で取得された心電図を図8に示す。縦軸がマイコンに記録された電圧で、横軸が時間である。NASA 誘導の典型的な心電図波形である図3(b)と比較し、P波、QRS波、T波が観察されていることが分かった。なお、QRS波、T波の大きさが異なるが、これは心臓の右軸変移によるものと考えられる。

次に、本装置で取得された筋電図を図9に示す。縦軸がマイコンに記録された電圧で、横軸が時間である。図から手の開閉に合わせて信号が大きく振れていることが確認できた。図10は市販の生体計測装置を使って得られた筋電図である。これから同様の波形が得られることが分かった。ただし、手を広げたときの信号が市販装置では一回減衰した後にそのまま戻ったのに対し、開発装置ではしばらく上下に触れる結果となった。これはフィルタの差のため、市販の生体計測装置では、高周波成分が取り除かれていたためだと考えられる。

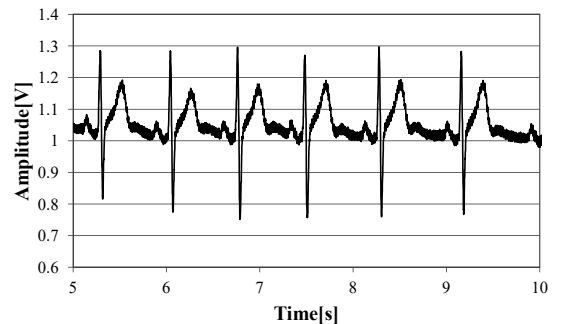


図8 取得された心電図信号

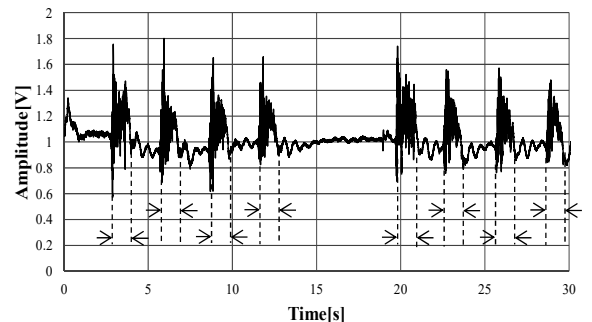


図9 取得された筋電図信号（点線間が手を閉じた時）



図 10 市販の生体計測装置による筋電図計測

最後に、本装置で取得された加速度を図 11 に示す、X 軸方向に振った結果が 11 (a)、Y 軸方向に振った結果が 11 (b)、Z 軸方向に振った結果が図 11 (c) である。縦軸が加速度センサからの出力、横軸が時間であり、青線が X 軸方向のセンサ出力、赤線が Y 軸方向のセンサ出力、緑線が Z 軸方向のセンサ出力を示す。実験の結果、対応したセンサからの出力が得られていることが分かった。また、Z 軸方向のセンサ出力だけオフセットが 0.25[V] 程度高くなっているが、

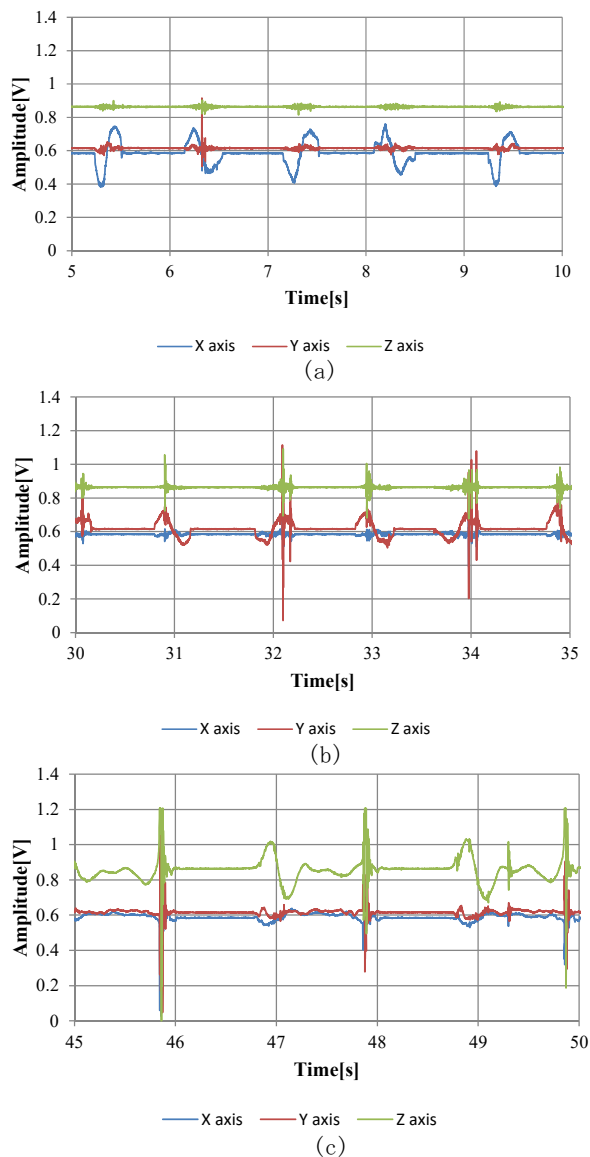


図 11 取得された加速度信号 ((a)X 軸に振った結果, (b)Y 軸に振った結果, (c)Z 軸に振った結果)

これはちょうど 1[G] に対応しており重力によるものと考えられる。

4. 結 言

日常生活における健康管理を、医療用機器と比較して安価に実現することを目的とし、身体活動量の評価を行うために心電図、筋電図、加速度が計測可能な生体計測装置を開発し、評価を実施した。その結果、心電図については P 波、QRS 波、T 波が計測できることが分かった。筋電図については市販の生体計測装置と同様の波形が得られることが分かった。波形の違いはフィルタによるものと考えられ、フィルタの検討が必要である。加速度については加速方向に応じたセンサ出力が得られることが分かった。現状は定性的な評価しかできていないため、振動試験器等による定量評価が必要である。今後の課題として、基板化、電池化することで利用しやすい装置とすること、得られた信号による身体活動量の評価を実現すること、さらに、マイコンボード等、過剰スペックについての見直しによる装置の低価格化の実現によって、日常生活における健康管理を実現することが挙げられる。

参考文献

- 1) 厚生労働省:平成 28 年版厚生労働白書,日経印刷,p. 417 (2016)
- 2) 厚生労働省:生活習慣に着目した疾病対策の基本的方向性について(意見具申), <http://www1.mhlw.go.jp/houdou/0812/1217-4.html> (1996)
- 3) パーソナル・ヘルスケア ユビキタス,ウェアラブル医療実現に向けたエレクトロニクス研究最前線,出版社 NTS, p.1 (2013)
- 4) 枚川方昭,吉田正樹,南部雅幸,塩澤成弘,岡田志麻:ヒト心身状態の計測技術-人に優しい製品開発のための日常計測-,コロナ社,p. 181-192 (2010).
- 5) 心拍揺らぎと呼吸から日常生活の中でストレス状態を手軽に知ることが出来る携帯型評価装置とクラウドサービスを実現するための組み込みソフトウェアの高度化に関する研究,平成 25~27 年度戦略的基盤技術高度化支援事業研究開発成果等報告書 (2016).
- 6) 森信彰,松本佳昭,藤川昌浩,西川直:携帯型ストレス状態評価システムの開発,山口県産業技術センター技術報告, **28**, p.13-19 (2016).
- 7) 日本生理学人類学会計測研究部会編:人間科学計測ハンドブック,技報堂出版,p. 252-268 (1996).
- 8) 熊谷秋三,田中茂穂,岸本裕歩,内藤義彦:三軸加速度センサ内蔵活動量計を用いた身体活動量,座位行動の調査と身体活動疫学研究への応用:運動疫学研究, **17(2)**, p.90-103 (2015).
- 9) <https://beagleboard.org/black/>
- 10) <https://note-nurse.com/post-7/>
- 11) 渡辺敏編:臨床工学(CE)と ME 機器・システムの安全,コロナ社,p.146-147 (2006).