

# 差分予測と指数ゴロム符号を用いたオンライン 心電図圧縮手法の評価

鶴身侑大<sup>1,a)</sup> 武内良典<sup>2,b)</sup>

**概要**：本稿では医療用ウェアラブル端末で動作させることを想定した差分予測と指数ゴロム符号を用いた圧縮手法を心電図に適用した場合の圧縮比と実行命令数の評価を行った。近年、世界各国では高齢化問題の影響により心疾患患者の増加が予想されている。患者の健康状態の常時モニタリングを可能にする長時間使用可能なウェアラブル端末の実現において、短時間データ向けのオンライン心電図圧縮手法の需要が増している。データの送信を10秒間隔で行う場合、提案手法は心電図専用の圧縮手法である ECG\_ADPT に対して 18.5% 高い圧縮比と 1.3% の実行命令数で動作させることが可能である。今後は提案手法の圧縮比の向上を目的としたアルゴリズムの改良や消費電力の低減の評価を行うことを目標としている。

**キーワード**：心電図，オンライン，ウェアラブル端末，データ圧縮

## 1. はじめに

2021年8月時点の65歳以上の高齢者人口は3,618万9千人で、総人口の28.8%を占めている[1]。日本は世界の中で一番高齢者人口の割合が高い高齢者大国ということもあり、ウェアラブル端末を用いた継続的な心電図の測定による健康管理の需要が高まっている。ウェアラブル端末は常に体に身につけておく必要があるため、長時間使用可能かつ日常生活に支障をきたさないように小型で目立たないものが求められる。しかしウェアラブル端末上で心電図の自動解析を行う場合、心拍検出、測定拍決定、計測、調律解析、波形解析、総合判定という多くの処理が必要になる[2]。ウェアラブル端末では必要最低限の処理のみを行うことでバッテリーの持続時間を最大限まで伸ばし、利便性を高めることが重要である。これらのことを踏まえ、ウェアラブル端末で行うべき処理は心電図の測定及びデータの送信である。しかし、データを送信するために必要な電力消費は大きい。そのため、データ送信時の消費電力を軽減するために心電図専用のデータ圧縮手法が必要になる。また、心疾患の予兆を早期に発見するためには測定した心電図のデータをオンラインかつ短時間毎に送信しなければならない。オンラインとはウェアラブル端末と外部機器をネットワークやワイヤレス通信を用いて接続しながらデータを取得する方法である。本稿では組込みシステムの開発で幅広く活用されているC言語を用いて差分予測と指数ゴロム符号化を利用した圧縮アルゴリズムの開発を行い、心電図に適用した場合の圧縮性能と実行命令サイクルの評価を行うことを目的とする。

本稿の構成は次の通りである。2章ではオンラインでの心電図の測定を可能とする医療用ウェアラブル端末について説明する。3章では符号化対象の心電図と圧縮手法に求

められる要件を説明する。4章では提案手法である差分予測と指数ゴロム符号を用いた心電図の圧縮手法の説明を行う。5章では提案手法と既存の心電図を対象としたデータ圧縮手法である ECG\_ADPT[3]、BWIC[4]と比較を行い、6章で本稿をまとめる。

## 2. 医療用ウェアラブル端末について

今後の少子高齢化によって起こる問題の一例として、働き手の減少や高齢者人口の増加によって患者の数に対して医療従事者の不足が想定される。こういった事態を軽減するためには高齢者の健康状態を常時モニタリングすることにより、症状の早期発見を行い未然に防ぐことが重要となる。しかし、従来の医療機関で行われる心電図検査は測定時間が短く異常を検知できない場合も多い。現在はホルター心電図検査により、24時間心電図を測定する方法も存在するがリアルタイムでの診断は行えず利便性も悪い。また、患者自身が自分で心電図を測定したデータを送信し解析診断可能なイベントレコーダーなどの携帯型心電計も開発されているが、自覚症状を伴わない患者への効果は低い[5]。そこで、常に身につけていても邪魔にならない自動心電図測定システムの機能を持つウェアラブル端末の需要が増している。

図1に現時点で想定しているウェアラブル端末上と受信側の処理手順を示す。人体に取り付けられた電極によって測定された心電図は微弱な電気信号であるのでプログラムブルゲインアンプを用いて入力を増幅を行う。次にACコンバータを用いてデジタル信号に変換する。その後、心電図のデータに対してデータ圧縮を行い、スマートフォンやサーバーに送信を行う。データの受信側ではデータの復号を行った後、異常の解析を行う。

1 近畿大学大学院 総合理工学研究科  
2 近畿大学 理工学部 電気電子通信工学科  
a) mail:2133340409d@kindai.ac.jp  
b) mail:takeuchi@ele.kindai.ac.jp

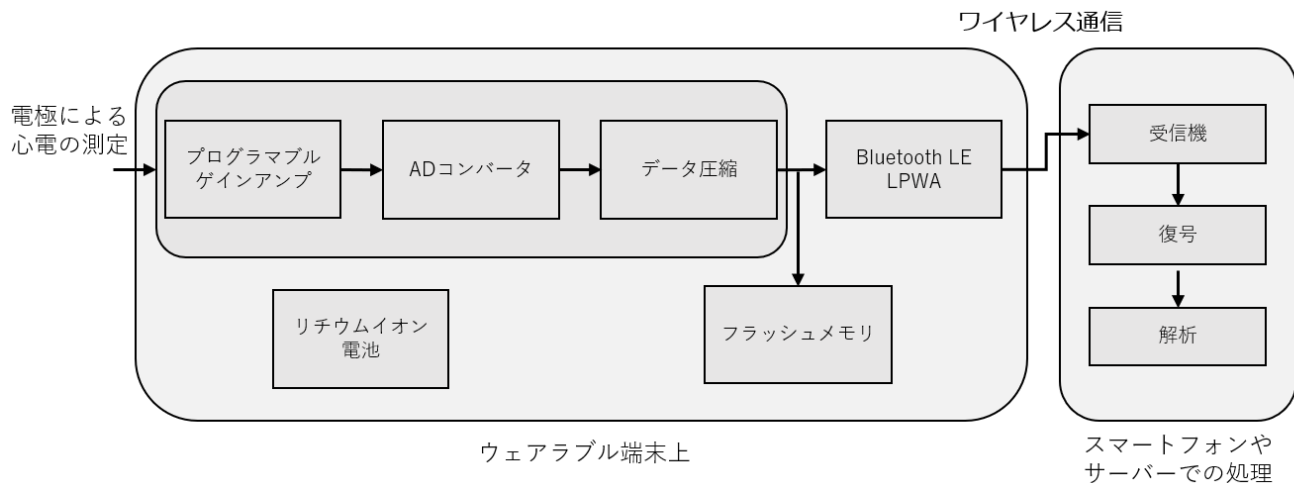


図1 ウェアラブル端末上と受信側の処理手順

### 3. 心電図とデータ圧縮手法の要件

本節では心電図とウェアラブル端末で動作させるデータ圧縮手法に求められる要件について述べる。

#### 3.1 心電図

生体信号は生体が活動している時に生体の各部の機能や全体像を反映するすべての情報のことである[6]。生体情報の中でも心電図は電気的信号のひとつであり、心疾患の診断と治療に活用される。生体情報はわずかな異常も逃さないように、短い間隔で測定が行われる。心電図の測定方法としては、心臓の電気的活動に伴う心起電力により身体各部に心活動電流が流れ、電位分布が生じさせ、この電位分布を体表上あるいは体内の2点間の電位差を波形として検出することで可能とする。図2に心電図の波形の特長を示す。心電図には、P波、QRS波、ST結合部、T波、U波が存在する[7]。QT間隔はQRS波の始まりからT波の終わりまでの時間を表す。QRS時間はQRS波の始まりから終わりまでの時間を表す。QRS波においては、最初の陰性波をQ波といい、最初の陽性波をR波という。また、陽性波のあとの陰性波をS波という。

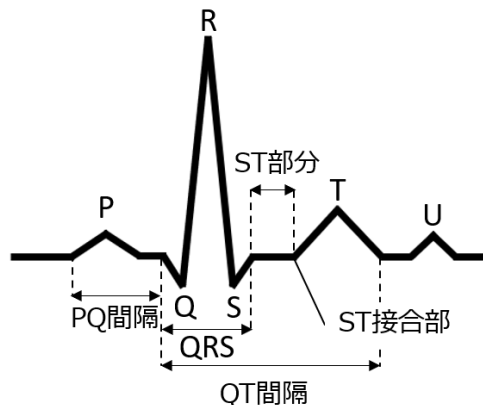


図2 心電図の波形の特徴

#### 3.2 データ圧縮手法に求められる要件

ウェアラブル端末向けの心電図を対象とした圧縮手法には可逆圧縮による符号化、リアルタイム性、アルゴリズムの複雑性の低さの3つの要件があり、それぞれの要件が必要となる理由を述べる。

##### (1) 可逆圧縮による符号化

心電図を対象とした圧縮手法の提案はおよそ40年にわたり研究されてきたが、非可逆圧縮によるものや高い圧縮比を追求することにより複雑性が高い手法が多くを占めている。非可逆圧縮による手法は一部の情報が欠落するが、高い圧縮比を得ることが可能である。しかし、診断において心電図のわずかなひずみや変化が異常のシグナルである場合もあり、こういった重要な情報がデータ圧縮の過程で失われる可能性がある。そのため非可逆圧縮によって処理された生体情報を用いて診断を行うことを禁止している国も多い[8]。そのため、データの受信側で正確な診断を行うためには復号時に完全に元のデータに戻すことが可能である可逆圧縮によるデータ符号化法が必要不可欠である。

##### (2) リアルタイム性

測定されたデータを用いてリアルタイムで診断を行うためには短期間ごとにデータをサーバーまたはスマートフォン等の端末へ送信しなければならない。複雑性の低さと同様に短期間の心電図データを対象とした圧縮手法は少ない。特に心臓病の中でも深刻度が高い心筋梗塞が発生した場合、処置が1分遅れるたびに生存率が7~10%ずつ低下していきとされているためである[9]。しかし短期間ごとにデータの送信を行う場合、少ないデータ量に対して圧縮を行わなければならない。表1にハフマン符号化と算術符号化による入力データ数に対する圧縮比の変化を示す。圧縮比とは圧縮後のデータサイズを圧縮前のデータサイズで割った値であり、詳しくは4章5節で後述する。また、入力対象データはランダムな半角英数字の文字列である。エントロピー符号化手法は圧縮対象のデータ量が少ないと

圧縮比は低下する傾向がある。これは復号時に必要な情報が追加されるので、そのデータ分の割合が多くを占めるためである。短期間毎にデータの送信を行う際には圧縮対象のデータサイズに依存しない手法が好ましい。

表1 テキストデータのハフマン符号化  
 及び算術符号化による圧縮比

入力データ[文字]	圧縮比	
	ハフマン符号化	算術符号化
100	0.86	0.85
200	1.09	1.08
500	1.31	1.32
1000	1.42	1.42
2000	1.47	1.48
5000	1.51	1.52

(3) アルゴリズムの複雑性の低さ

高い圧縮比が得られる手法は処理の手順が多くアルゴリズムが複雑であることが多い。しかし、ウェアラブル端末で複雑な処理を行うことは避けたい。高い圧縮比により効率よくデータの送信が可能になってもデータ圧縮時に費やす電力が多くなってしまえば結果的に省電力化への効果が低くなってしまふからである。

4. 提案手法

本節では提案手法で用いた差分予測、非負整数へのマッピング、指数ゴロム符号について述べる。

4.1 差分予測

差分予測は符号化を行う前のデータ処理の段階で使用されることが多い。過去のサンプル値との差の値に変換するため、心電図を表現する数値を小さくすることが可能となり指数ゴロム符号化との相性が良い。処理の手順は以下の通りである。

- 1) (1)式の様にとひとつ前のサンプル値を予測値 $\hat{x}_n$ とする
- 2) 実際に測定された現在の値を $x_n$ とすると残差 $e_n$ は(2)式のように求められる

$$\hat{x}_n = x_{n-1} \quad (1)$$

$$e_n = x_n - \hat{x}_n \quad (n \geq 1) \quad (2)$$

例として心電図のデータが 103, 101, 98, 99, 100, 100 の場合の残差は 103, -2, -3, 1, 1, 0 となる。このようにフレームサイズ内の先頭データは元の値を保持するのが、この差分予測アルゴリズムの特徴である。復号する場合はフレームサイズ内の先頭データを基準に復号後のひとつ前の値を足していけばよい。

図3に差分予測適用前後の心電図の波形を示す。(a)がオリジナルの心電図の波形を、(b)が差分予測適用後の波形を示している。QRS波が出現する箇所以外は差分の値が小さいことが確認できる。また、先頭のサンプルの値を

そのまま残すことで完全な復号が可能になる。また、プログラム処理としてはひとつ前のデータとの差を取るだけなので複雑性は低い。

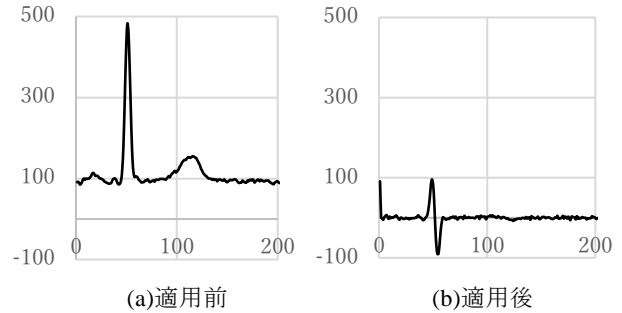


図3 心電図に差分予測を適用した波形

4.2 非負整数へのマッピング

差分予測を適用した心電図は正負の値が混合しているため非負整数へのマッピングを行う必要がある。マッピング対象の値 $a$ とすると(3), (4)式の通りに置き換えられる。正の整数7にマッピングを適用すると、14に置き換えることが可能である。負の整数-7の場合13となる。このようにマッピング後の特徴として対象の値が正の整数ならば偶数値になり、反対に負の整数ならば奇数値になる。復号する際もこの特徴により元の値に戻すことが可能である。また、心電図に差分予測を適用し、マッピング後の各データの分布は図4のように $p = 0.31$ とする確率質量関数と近似しているため、幾何分布の性質を持つことが分かる。

$$\begin{cases} a * 2 & a \geq 0 \\ a * (-2) - 1 & a < 0 \end{cases} \quad (3)$$

$$\begin{cases} a * 2 & a \geq 0 \\ a * (-2) - 1 & a < 0 \end{cases} \quad (4)$$

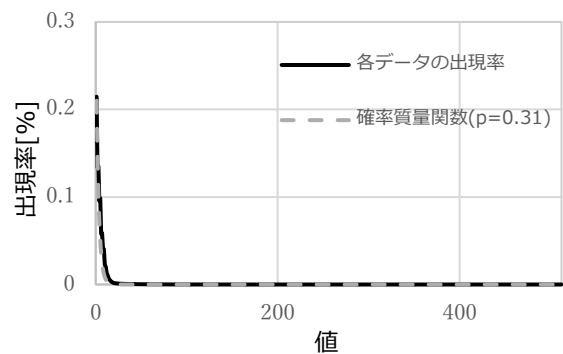


図4 非負整数へのマッピング後の幾何分布

4.3 指数ゴロム符号

指数ゴロム符号化は0以上の整数 $k$ をパラメータとして持つ可変長符号による手法であり、ゴロム符号化の拡張として提案された手法である[10]。また、ゴロム系の符号化は整数値をとる幾何分布データの符号化に向いている。符号化する値を $l$ とすると、以下の手順により符号を決定する。

表2 指数ゴロム符号の対応表

値	$k = 0$	$k = 1$	$k = 2$	$k = 3$	$k = 4$	$k = 5$
0	0	00	000	0000	00000	000000
1	100	01	001	0001	00001	000001
2	101	1000	010	0010	00010	000010
3	11000	1001	011	0011	00011	000011
4	11001	1010	10000	0100	00100	000100
5	11010	1011	10001	0101	00101	000101
6	11011	110000	10010	0110	00110	000110
7	1110000	110001	10011	0111	00111	000111
8	1110001	110010	10100	100000	01000	001000
9	1110010	110011	10101	100001	01001	001001

1) (5)式を満たす0以上の整数 $p$ を決定する.

$$\sum_{q=0}^{p-1} 2^{q+k} \leq l < \sum_{q=0}^p 2^{q+k} \quad (5)$$

- 2) プレフィックスデータとして $p$ の値と同数の1を用いて表現する.
- 3) サフィックスデータとして $k+p$ ビットのバイナリ数で $l - \sum_{q=0}^{p-1} 2^{q+k}$ の値を符号化する.
- 4) プレフィックスデータとサフィックスデータの間にはビット0を付属し1つのビット列とする

例としてパラメータ $k=0$ のとき $l=37$ を符号化する場合、 $p$ の値が5のとき、 $31 \leq 37 < 63$ となり(5)式を満たす。プレフィックスデータを $p=5$ ビットで表現すると“11111”になる。次にサフィックスデータとして $37 - 31 = 6$ を $p+k=5$ ビットの2進数で符号化すると“00110”となる。最後にプレフィックスデータとサフィックスデータの間にはビット0を付属して1つのビット列にすると“11111000110”となり符号化が完了する。また、先頭ビットから順にデータの読み込みを行い、連続する1の数とパラメータの値が判明していれば完全な復号が可能である。表2にパラメータ $k$ を0から5に設定したときの0から9の値を符号化したときの指数ゴロム符号の対応表を示す。

#### 4.4 検証用データと提案手法のC言語による実装

性能評価を行うための心電図のデータはPhysioNetのEuropean ST-T Database[11]を用いた。表3にデータベースの測定条件を示す。心電図の各データは12ビットで記録されており、メモリ上の1バイトと次のアドレス前半4ビットに記録されている。次のデータは後半4ビットと次のアドレスの1バイトで記録されている。このため心電図をデータの値として取り扱うには、同じくPhysioNetが提供するWFDBライブラリが必要である。そこでWFDBライブラリを用いてDATファイルテキストデータとして変換したファイルを入力して使用した。本稿の検証では圧縮

比とプログラムの実行命令サイクルの測定を行うため、オープンソースアーキテクチャであるRISC-VのシミュレーターSpikeで動作させることを想定しC言語を用いて圧縮アルゴリズムの作成を行った。本稿では短期間データに対して圧縮を行った場合の性能評価を行うため心電図を一定間隔ごとに分割する。心電図の分割方法を図5に示す。分割されたそれぞれの波形をフレームとし、フレームごとに圧縮を行う。また、各フレームの長さをフレームサイズとし、単位は時間[s]である。

提案手法の圧縮アルゴリズムのフローチャートを図6に示す。本アルゴリズムは初めに2時間分の心電図のデータを読み込み、その後フレームサイズ分のデータを順に呼び出し圧縮を行う。フレームごとに圧縮後のデータサイズを記録しておく。すべてのフレームの圧縮を終えた後に圧縮比の計算が行われる。また、指数ゴロム符号は負の値に対して適用することができないため、処理の初めに対象のデータが負の値でないかを確認するようにしている。

表3 European ST-T データベース測定条件

レコード数	90
サンプリング周波数[Hz]	250
精度[bits]	12
測定時間[min]	120

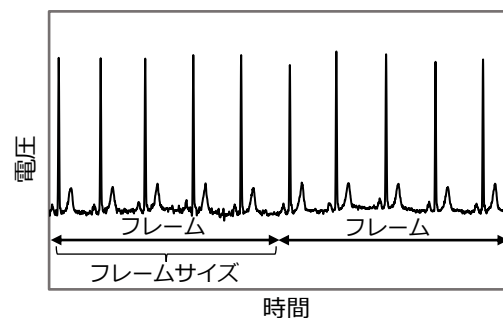


図5 心電図のフレーム単位での分割

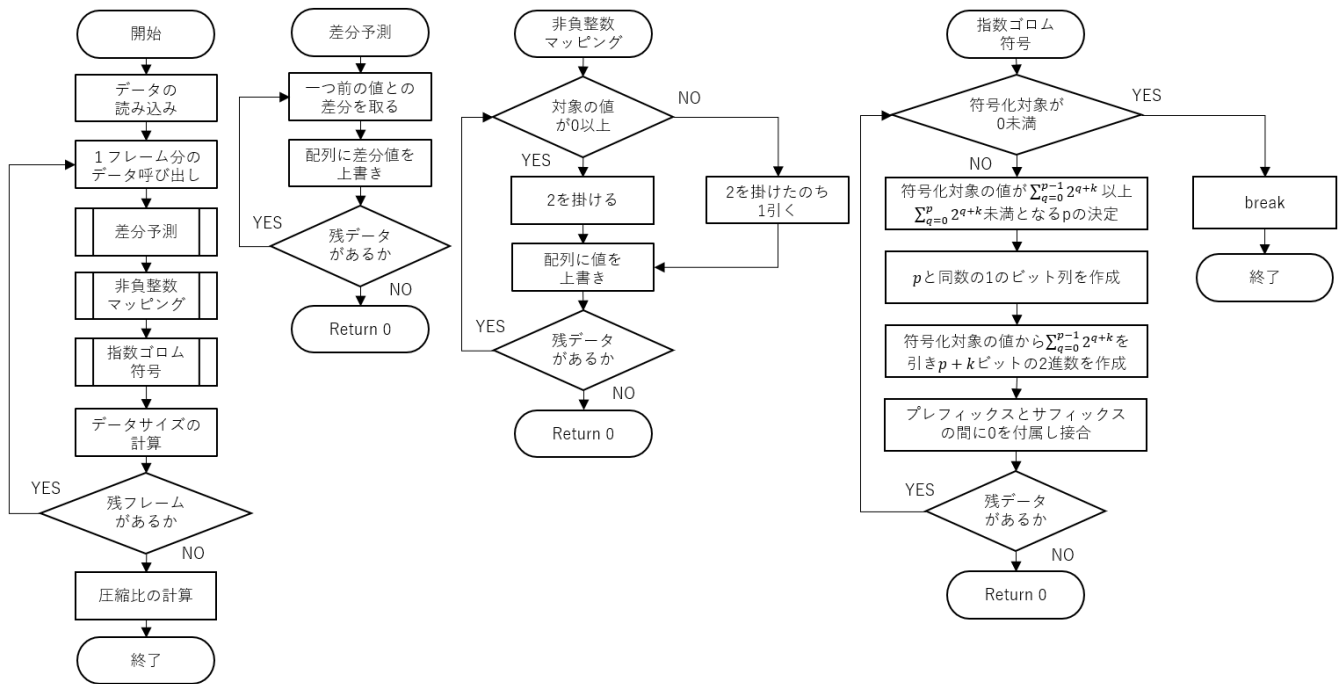


図 6 提案手法の符号化の流れ

#### 4.5 圧縮比の定義

本稿では、データ圧縮によってデータサイズが低減される程度を定量化したものを圧縮比 $CR$ としている。圧縮比は(6)式で求められる。

$$CR = \frac{S_r}{S_c} \quad (6)$$

ここで、 $S_r$ は元の心電図のデータサイズ、 $S_c$ は圧縮後のデータサイズである。

#### 4.6 比較対象の心電図専用データ圧縮手法

##### (1) ECG\_ADPT

短期予測と部分的長期予測によるデータ処理を行った後、選択的ハフマン符号化を適用する心電図専用の可逆圧縮手法である。短期予測は提案手法の差分予測と同等の処理である。部分的長期予測では変化量の激しいQRS波やT波を対象としたピークに対して、過去のピークに近いデータを用いて予測を行う。ピークの出現位置の特定には三角フィルタや積分等の多くの処理を必要とする。また、位置情報のデータはハフマン符号化によって符号化処理が行われるため圧縮対象のデータ量が少ないと圧縮比が低下しやすい。選択的ハフマン符号化はひとつ前のフレームのデータの出現率をもとにハフマン木を作成する手法であり、符号化テーブルの送信が不要である。ただし、1フレーム目のデータは過去データが存在しないためハフマン符号化を用いる。提案手法と同じくC言語にて作成した。

##### (2) BWIC

BWIC (Burrows Wheeler transformation with Inversion Coder) はZiya Arnavutによって提案されたブロックソート変換とInversion Codingの原理を用いた心電図を対象とし

た可逆圧縮手法である。ブロックソート変換では同じ値のデータが連続して出現するようにソートを行い、効率よく符号化できる形に置き換える。次にInversion Codingによって各値は出現位置と距離の情報に変換される。復号には各値の出現回数のデータが追加が必要になるため符号化対象のデータ量が少ないと圧縮比が低下しやすい。BWICのアルゴリズムはC++にて作成されたものを使用した。

## 5. 結果

### 5.1 指数ゴロム符号のパラメータの決定

指数ゴロム符号のパラメータ $k$ を0から5に設定した場合の圧縮比の平均を図7に示す。棒グラフの縦軸は圧縮比を、横軸は指数ゴロム符号のパラメータ $k$ の値を表している。図7の結果から指数ゴロム符号のパラメータ $k$ を2としたときに最も高い圧縮比が得られていることがわかった。以降の測定結果は指数ゴロム符号のパラメータを $k=2$ に設定したものである。

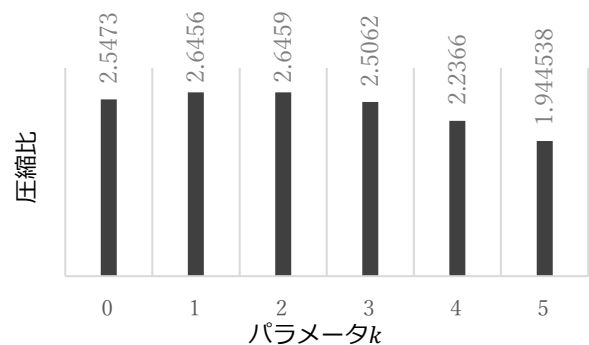


図 7 指数ゴロム符号の各パラメータの圧縮比

表4 各手法による平均の圧縮比

フレームサイズ[s]	10	20	30	40	50	60
提案手法	2.81	2.81	2.81	2.81	2.81	2.81
ECG_ADPT	2.29(-18.5%)	2.80(-0.4%)	3.00(+6.8%)	3.11(+10.7%)	3.17(+12.8%)	3.23(+14.9%)
BWIC	2.43(-13.5%)	2.62(-6.8%)	2.78(-1.1%)	2.88(+2.5%)	2.95(+5.0%)	3.02(+7.5%)

表5 データ圧縮処理に必要な実行命令数[命令]

フレームサイズ[s]	10	20	30	40	50	60
提案手法	193(-98.7%)	375(-97.8%)	554(-97.1%)	735(-96.6%)	915(-96.2%)	1,095(-95.8%)
ECG_ADPT	14,362	17,187	19,207	21,771	23,868	25,816

## 5.2 既存手法との圧縮比の比較

フレームサイズを 10[s]~60[s]とした場合の提案手法, ECG\_ADPT, BWIC の圧縮比を表 4 に示す. 表中の括弧内の数字は提案手法に対する ECG\_ADPT 及び BWIC の圧縮比の増減率を示す. BWIC と ECG\_ADPT はフレームサイズが長くなるほど一度に圧縮を行うデータ量が増え, 圧縮比は高くなることからわかる. 一方, 提案手法はフレームサイズによるデータ量の変化に依存せず 2.81 の圧縮比が得られていることがわかる. ECG\_ADPT の圧縮比はフレームサイズが 30 [s]以上であるとき, BWIC は 40[s]以上るとき提案手法よりも高くなり, フレームサイズが長くなるにつれて向上している. しかしフレームサイズが 10, 20[s]のときには 2 種類の既存手法の圧縮比は低下しており, 提案手法のほうが高い圧縮比が得られていることがわかる.

## 5.3 実行命令サイクルの比較

次に提案手法と ECG\_ADPT の圧縮アルゴリズムの実行命令数の測定結果を行った結果を表 5 に示す. 本命令数は RISC-V プロセッサにより, アルゴリズムを実行させたときの命令数である. 表中の括弧内の数字は ECG\_ADPT に対する提案手法の実行命令数の増減率を示す. フレームサイズが短いほど提案手法と ECG\_ADPT との実行命令数の差は大きくなっており, フレームサイズが 20[s]のとき, ECG\_ADPT と比較して-97.8%, 10[s]のとき-98.7%と非常に少ないことがわかる.

## 5.4 考察

提案手法を 2 種類の既存の手法と比較すると, フレームサイズが 20[s]以下であれば同等以上の圧縮比が得られることがわかった. 既存手法である ECG\_ADPT と BWIC は圧縮対象のデータ量が少なくなる場合, 復号に必要な情報の割合が大きくなっていることで圧縮比が低下していると考えられる. 一方, 提案手法で用いている指数ゴロム符号はパラメータ $k$ の値で一意的な符号化が行われるため復号に必要なデータがない. そのためフレームサイズに依存せず一定の圧縮比を得ることができる. 実行命令数に関してもすべてのフレームサイズにおいて ECG\_ADPT より提案手法の方が少ない. フレームサイズを 10[s]としたときは ECG\_ADPT の実行命令数の-98.7%, つまり 1.3%の処理数で圧縮することが可能であった.

## 6. おわりに

本稿では医療用ウェアラブル端末がデータ送信時に必要な差分予測と指数ゴロム符号による圧縮手法を提案した. 20[s]以下の短期間データの心電図であれば既存の心電図圧縮手法よりも高い圧縮比が得られ, プログラム実行時の命令数も少なく短期間データの圧縮やウェアラブル端末での動作に向いていることを確認した. 今後は差分予測後の QRS 波が出現する地点に対して追加の差分処理を行うことで特徴量を減らし, 圧縮比の向上を目的とした改善を行う. また, 提案手法のデータ圧縮を用いることによるウェアラブル端末の全体の消費電力の低減量の確認を行う.

## 参考文献

- [1] 総務省統計局, 「人口推計」, pp. 1-2, 2022.  
<https://www.stat.go.jp/data/jinsui/pdf/202201.pdf> (最終閲覧日: 2022/6/12)
- [2] 日本心電学会心電機器技術・規格委員会編, 「心電情報の集録・記録・保存・再生の標準化に向けて」, pp. 45-48, 2013.  
<https://new.jhrs.or.jp/pdf/education/shindenjouhou.pdf> (最終閲覧日: 2022/6/12)
- [3] 山本将平, 「部分的長期予測と選択的ハフマン符号化を用いたオンライン心電波形可逆圧縮手法」, 大阪大学大学院情報科学研究科 修士学位論文, 2016.
- [4] Z. Arnavut, "ECG Signal Compression Based on Burrows-Wheeler Transformation and Inversion Ranks of Linear Prediction", in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 54, no. 3, pp. 410-418, 2007.
- [5] 日本心電学会心電機器技術・規格委員会編, 「心電情報の集録・記録・保存・再生の標準化に向けて」, pp. 63-68, 2013.  
<https://new.jhrs.or.jp/pdf/education/shindenjouhou.pdf> (最終閲覧日: 2022/6/12)
- [6] 「臨床工学講座 生体計測装置学」, 石原謙, 歯医業出版, 2013.
- [7] 「心電図の読み方パーフェクトマニュアル」, 渡辺重行, 山口巖, 羊土社, 2006.
- [8] C. J. Deepu, Y. Lian, "A Joint QRS Detection and Data Compression Scheme for Wearable Sensors", in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 62, no. 1, pp. 165-175, 2015.
- [9] 高野照夫, 小川聡, 笠貫宏 他, 「急性心筋梗塞 (ST 上昇型) の診療に関するガイドライン」, 日本循環器学会, Vol. 72, No. Suppl. IV, pp. 1347-1442, 2006.
- [10] Jukka Teuhola. "A compression method for clustered bit-vectors. Information processing letters", Vol. 7, No. 6, pp. 308-311, 1978.
- [11] "PhysioNet", <https://physionet.org/>. (最終閲覧日: 2022-6-05)