

脳皮質刺激型人工視覚システムにおける 刺激位置情報に対する 時空間特性を利用した圧縮手法の提案

杉浦 友紀^{1,a)} 劉 載勲^{1,b)} 武内 良典^{1,c)}

概要：集積回路の微細化の恩恵を受け、使用者の恒常的な身体機能の補助および維持を目的とした埋め込み型医療機器が登場している。その中でも人工視覚システムは糖尿病といった疾患や事故に起因する視覚の低下に対する治療法として研究が進められている。このシステムの実現の課題である刺激点数の多さや稼働時間の延長、小型化などの解決のためにシステムの消費電力量の削減は重要である。そこで、本稿では人工視覚システムに含まれる体内外間の無線通信の消費電力量に着目し、無線通信の通信量の大きな割合を占める埋植された刺激インタフェースの制御情報である刺激位置情報に対し情報圧縮を行うことで通信量を削減し消費電力量の削減を目指すとともに、効率の良い刺激位置情報の圧縮手法を提案する。提案する圧縮手法は、刺激位置情報の連続する2フレーム間から排他的論理和により差分情報を取得し時間方向の相関性を利用するとともに、差分情報に対し階層的に符号語を割り当てることで差分情報の発生局所性を利用し、効率良く冗長性を削減することができる。自動車などを被写体とする実データから生成した刺激位置情報を用いた評価実験では、提案する圧縮手法は圧縮比4.38を示した。

キーワード：埋め込み型医療機器、人工視覚システム、情報圧縮、低消費電力量

TOMOKI SUGIURA^{1,a)} JAEHOON YU^{1,b)} YOSHINORI TAKEUCHI^{1,c)}

1. はじめに

集積回路の微細化技術の向上により組込み機器の小型化および情報処理能力の飛躍的な向上がもたらされ、医療分野では使用者の恒常的な身体機能の補助および維持を目的とした埋め込み型医療機器（IMD: Implantable medical device）が登場した。IMDは主にセンサ、アクチュエータ、制御回路、および無線通信モジュールから構成され、体内側のセンサで計測した情報をもとにアクチュエータを作動させて神経の刺激や薬物の投与などを行い、使用者の状態を恒常的に維持する。また、無線通信モジュールによって外部機器へ測定データを送信する。IMDの利点として医療従事者が遠隔にいながらにして使用者の容態を知ることができ、また使用者も在宅ながら診断を受けることにより、

双方の負担を軽減することが期待できる。一方で、定期的なデータ送受信に起因する消費電力量はIMDの消費電力量の多くを占めており、内蔵電源の小型化や稼働時間の延長のためにIMDの消費電力量の削減が重要な課題となっている[1]。

IMDの中でも、人工視覚システムは従来の手術による治療では難しかった疾患や事故による視力の低下もしくは損失から使用者の視覚を回復することができる手法として注目されている。人工視覚システムは、視神経系上に配置された刺激インタフェースを外部の情報に元を制御し、視神経系に刺激を与えることにより、使用者に擬似的な視覚を認知させる、といったシステムである。視神経が刺激されることにより、視覚上に光覚（phosphene）が発生することが知られており[2]、光覚の集合によって擬似的な視覚を形成する研究がなされている。人工視覚システムは刺激部位によって分類され、網膜、後頭葉に存在する視覚野、および網膜と視覚野の間にある視神経や外側膝状体といった大きく3種類に分類される[3]。刺激方法は電極[4]による

¹ 大阪大学
Osaka University, Yamadaoka 1-5, Suita, Osaka, Japan
^{a)} s-tomoki@ist.osaka-u.ac.jp
^{b)} yu.jaehoon@ist.osaka-u.ac.jp
^{c)} takeuchi@ist.osaka-u.ac.jp

電気的な刺激が多く用いられてきた一方で、光による刺激を用いる研究も増加しており [5], 光遺伝学的应用によって刺激に用いる波長ごとに神経の興奮および抑制を選択できるようにしたことを用いて低消費電力量かつ選択的な刺激を可能とする人工視覚システムの開発に取り組む研究が現れている [6].

他の IMD と比較して、人工視覚システムは消費電力量について以下のような特徴をもっている [7].

- 刺激点数の多さ. 擬似視覚による読書のためには, 1,000 点以上の光覚が必要とされている. これは人工内耳が最低で 6 点によって動作できることと比較すると非常に多い.
- 刺激頻度の高さ. 十分な視覚認識のためには毎秒 60 フレーム程度の視覚形成が必要であり, このためには 5 ミリ秒程度の刺激制御が必要とされている.
- 小型化. 網膜近辺や視覚野表面上など, 視神経系周辺の体内モジュールが埋植可能な領域が非常に狭い.
- 稼働時間. 人工視覚システムは睡眠時以外は常に稼働状態を維持する必要がある.

これらの課題を改善するために, 本稿では人工視覚システムの消費電力量の削減について取り組む. 人工視覚システムでは刺激情報の更新頻度の高さが要求されるため無線通信モジュールの消費電力量が占める割合が大きくなることが予想される. 一方で, 無線通信における通信速度を落とすことは擬似視覚認識のリアルタイム性を損なう恐れがあるため, 無線通信部に情報処理を加え通信量を削減することで人工視覚システムの消費電力量の削減を図る.

本稿では, 刺激情報のデータサイズを効率良く削減する圧縮手法を提案する. 提案する圧縮手法は, 刺激情報の中でも更新頻度の高い, 電極を用いて刺激する座標の情報である刺激位置情報に対して圧縮処理を行う. 著者による先行研究 [8] では, 外部から入力された画像から非線形な変換処理によって生成される刺激位置情報を 1 次元の情報とみなしており, 時間的に連続する 2 フレーム分の刺激位置情報から差分情報を生成し, 差分情報中の変更部分および非変更部分に対しそれぞれ異なる圧縮手法を用いていた. 本稿では新たに刺激位置情報を 2 次元平面上の情報ととらえ, 2 次元平面上の冗長性を利用することで 1 次元情報と捉えるよりもより多くの冗長性を削減できることを明らかにすると共に, 差分情報の 2 次元平面上の変更部分の局所性を利用することでより圧縮後のデータサイズを小さくできることを示した.

2. 対象の人工視覚システム

図 1 に本稿が対象とする人工視覚システムの概要を示す. 対象とする人工視覚システムは体外側と体内側に分かれており, 体外側は撮像デバイスおよび画像処理回路 [9] で構成され, 体内側は刺激制御回路 [8], 刺激生成回路 [10], お

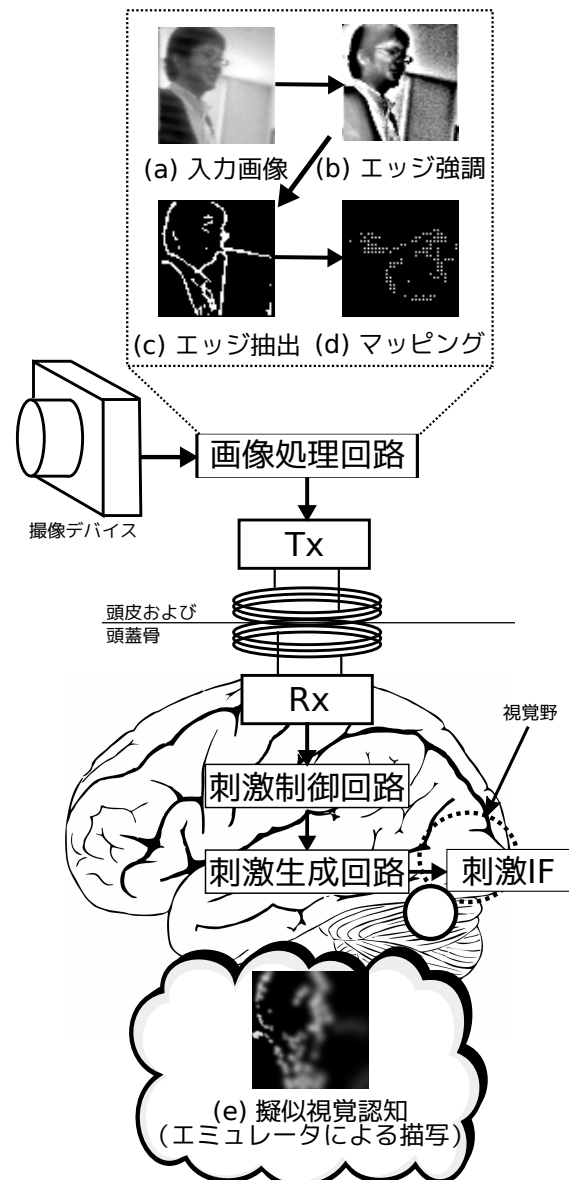


図 1: 対象の人工視覚システムの概要図

よび刺激用電極で構成される. また, 無線通信モジュールが刺激制御に関する情報を体外側から体内側へ送信する. 撮像デバイスは生体の網膜の機能を模倣したシリコン網膜 [11] を使用しており, 画像処理回路では入力画像 (図 1 (a)) から刺激位置情報 (図 1 (d)) を生成している. この際, 入力画像に対し, 時間フィルタおよび輪郭強調を施し (図 1 (b)), 輪郭抽出を行った後二値化する (図 1 (c)) ことで被写体の輪郭情報を取得している. この画像に対し Wedge-Dipole 変換を行い [12], ダウンサンプリングすることで脳表面上に配置した電極に対する刺激位置情報へ変換する (図 1 (d)). この刺激位置情報を体内側の刺激制御回路に無線通信を通じて送り, 刺激電極によって脳表を刺激することで, 人工視覚システムの利用者は擬似的な視覚 (図 1 (e)) を認識することができる. なお, 擬似的な視覚の描写は文献 [13] で開発されたエミュレータを用いて行っている.

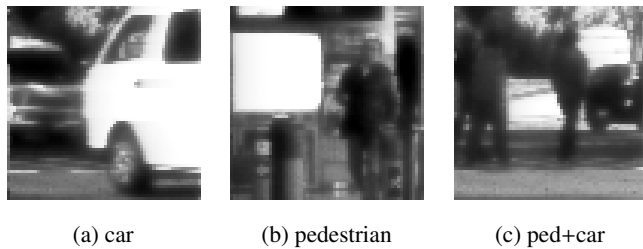


図 2: 被写体の例

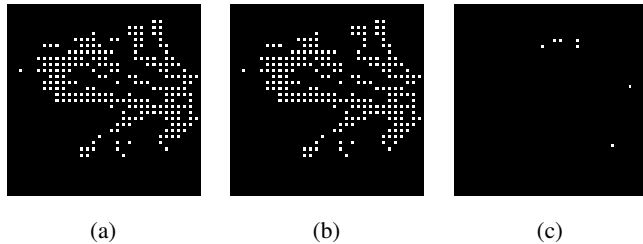


図 3: 連続する 2 フレーム分の刺激位置情報とその差分情報の例: (a) 現在の刺激位置情報, (b) 1 フレーム前の刺激位置情報, (c) (a) と (b) の排他的論理和によって生成された差分情報

2.1 刺激位置情報の特徴

圧縮の対象とする刺激位置情報は電極による刺激の有無をビットによって表現しており、ビットが‘1’の場合は刺激することを表しており、‘0’の場合は刺激しないことを表している。本稿では、1,024 本の電極の使用を想定し刺激位置情報は 1,024 ビットで構成される。図 1 (d) は刺激位置情報を 32×32 ビットの 2 次元平面にマッピングしたものであり、白点が‘1’のビット、黒点が‘0’のビットを表現している。本稿で使用する刺激位置情報のデータセットは文献 [14] と同一のデータセットを使用する。このデータセットは各種被写体が撮影された映像からエミュレータ [13] を用いて刺激位置情報を生成している。図 2 にデータセット内の被写体の例を示す。被写体の種類は、自転車 (bicycle)、自動二輪車 (bike)、自動車 (car)、歩行者 (pedestrian)、自転車と自動車 (bicy+car)、自動二輪車と自動車 (bike+car)、歩行者と自動車 (ped+car)、および人物 (face) が含まれており、全 4,650 フレームで構成されている。

また、先行研究 [8] では刺激の有無は時間方向に対して強い相関性を示すことを明らかにしている。図 3 に差分情報の生成の例を示す。図 3 (a) および (b) は連続する 2 フレーム分の刺激位置情報である。それらのフレーム間で排他的論理和を計算して取得した差分情報を図 3 (c) に示す。差分情報では、‘1’が前後のフレームで変更があったことを、‘0’が変更がなかったことを表す。図 3 (c) では、白点が‘1’のビットを、黒点が‘0’のビットを表している。図 3 中の刺激位置情報と差分情報を比較すると、差分情報では刺激位置情報より‘1’のビットの発生頻度が低いことが確認できる。このビット発生頻度の偏りを用いて差分情報の

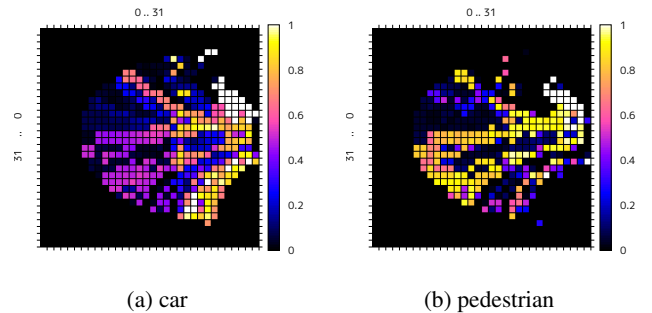


図 4: 2 次元平面上にマッピングした刺激位置情報中において刺激点が発生する確率のヒートマップ

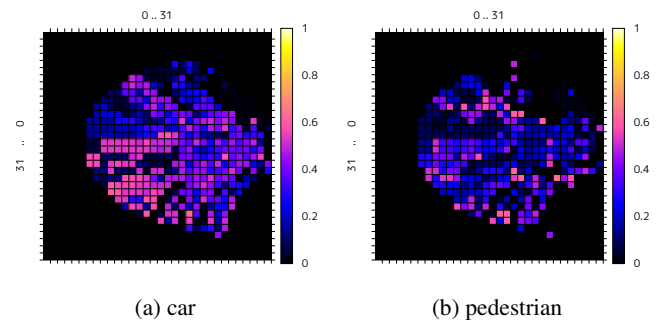
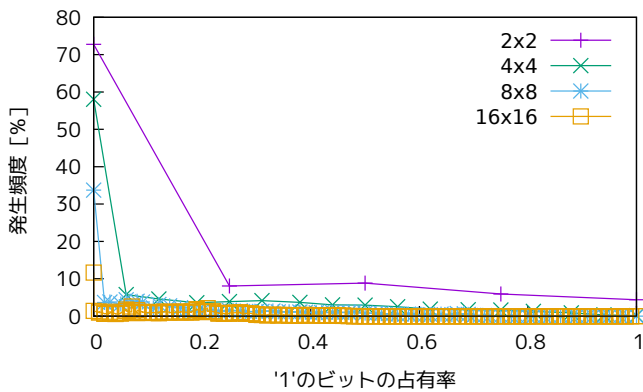


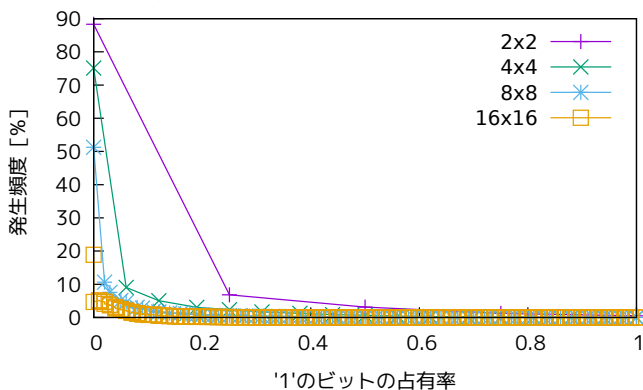
図 5: 2 次元平面上にマッピングした差分情報において変更点が発生する確率のヒートマップ

冗長性を削減することで、差分情報のデータサイズを効率良く削減できることが期待できる。

図 4 に刺激位置情報を 2 次元平面にマッピングしたときの‘1’のビットの発生率を表現したヒートマップを示す。各ヒートマップはそれぞれデータセット中の各被写体サンプルごとのデータで、図 4 (a) サンプル car の刺激位置情報、(b) サンプル pedestrian 中の刺激位置情報を用いて計測している。ヒートマップでは、各点の明度が同じ座標における‘1’のビットの発生頻度を表現しており、ある点の色が暗い場合は‘1’のビットの発生頻度が低く、ある点の色が明るい場合は‘1’のビットの発生頻度が高いことを表している。図 4 (a) および (b) において、どちらもヒートマップの中心および周辺で‘1’のビットの発生頻度に差があることが分かる。図 4 (a) と (b) を比較すると、各被写体ごとに‘1’ビットの発生頻度に差があることが分かる。例えば、図 4 (a) に表されるサンプル car では左側において‘1’のビットの発生頻度が低いのにに対し、図 4 (a) に表されるサンプル pedestrian では同一部分において‘1’のビットの発生頻度が比較的高い。また、図 5 に差分情報を 2 次元平面にマッピングしたときの‘1’のビットの発生率を表現したヒートマップを示しており、それぞれ図 5 (a) サンプル car の差分情報、(b) サンプル pedestrian の差分情報を用いて計測している。図 5 (a) および (b) を比較した場合、図 4 と同様にどちらもヒートマップの中心および周辺で‘1’のビットの発生頻度に差があることが確認できるものの、‘1’の



(a) 刺激位置情報を対象とした場合



(b) 差分情報を対象とした場合

図 6: 各ウィンドウ幅 (2,4,8,16) における '1' のビットの占有率ごとの発生頻度

ビットの発生頻度は図 4 と比較してより低くなっていることが分かる。図 5 において、隣接する刺激点は似たような発生頻度を示す傾向があることも同様に分かる。したがって、差分情報は刺激位置情報と比較した場合 '1' のビットの発生頻度が低下し、差分情報に含まれる '1' のビットの発生頻度には局所性があることが分かる。これらの 2 次元平面上的特性を利用すれば、より効率の良い冗長性の削減が期待できる。

ここで、'1' のビットの発生局所性を確かめるために、2 次元平面上にマッピングされた刺激情報および差分情報に対し、正方形のウィンドウで格子状に分割し、分割された領域に '1' のビットがどれほど含まれるかについて調査し、その結果を図 6 に示す。図 6 (a) および (b) にそれぞれデータセット内すべての刺激情報を対象とした場合の結果、および差分情報を対象とした場合の結果を示している。各グラフの横軸は分割された領域に対し '1' のビットが占有している割合を表している。例えば、ウィンドウの幅が 2 の場合、領域は 4 つのビットが含まれており、'1' のビットは 0 個から 4 個の 5 通りが起こりうる。このとき、'1' のビットの占有率は '1' のビットが 1 つ増えるごとに 0 から 1 まで 0.25 ずつ増加する。各グラフの縦軸は各占有率を示す領域の発生頻度を示している。図 6 (a) および (b) 両方に注目すると、刺激情報および差分情報どちらも '1'

のビットの占有率が 0 であるウィンドウ、つまり全て '0' のビットで満たされている領域がウィンドウ幅を問わず最も高い発生頻度を示していることが分かる。図 6 (a) において、全て '0' のビットで満たされているウィンドウの発生頻度は、ウィンドウ幅が 2, 4, 8, 16 の場合、それぞれ 72.8 %, 58.1 %, 33.7 %, 11.7 %, 同様に図 6 (b) において、全て '0' のビットで満たされているウィンドウの発生頻度は、ウィンドウ幅が 2, 4, 8, 16 の場合、それぞれ 88.3 %, 75.1 %, 51.2 %, 18.9 % である。また、ウィンドウ幅が大きくなるに伴い全て '0' ビットで満たされている領域の発生頻度が低下することが分かる。図 6 (a) と (b) を比較すると、全て '0' のビットで満たされているウィンドウの発生頻度はどの幅においても刺激位置情報のものを上回る。したがって、'1' のビットの発生局所性を活用するために、差分情報を正方形に分割し、全てが '0' のビットで埋まっている領域に対し新たに符号語を割り当てることで差分情報に含まれる冗長性を大いに削減することが期待できる。

3. 提案する圧縮手法

第 2 節で明らかにした 2 次元平面上にマッピングされた刺激位置情報および差分情報の特徴を利用して、本節では本稿で提案する圧縮手法について述べる。ここで、本稿では圧縮の効率の良さを表すために圧縮比 (CR: Compression ratio) を指標として用いる。圧縮比 CR は以下の式 1 によって定義される。

$$CR = \frac{D_r}{D_c}, \quad (1)$$

ただし、 D_r は圧縮前のデータサイズ、 D_c は圧縮後のデータサイズを表す。与えられる刺激位置情報および差分情報は 1,024 ビットで構成されているため、本稿では $D_r = 1024$ とする。

図 7 に提案する圧縮手法の概要図を示すとともに、Algorithm 1 に提案する圧縮手法のアルゴリズムを示す。提案する圧縮手法は以下の手順で刺激位置情報のデータサイズを圧縮する。

- (1) 現在の刺激位置情報およびその直前フレームの刺激位置情報の連続する 2 フレームに対し排他的論理和を計算することで差分情報を取得する。
- (2) 差分情報を 32x32 ビットの 2 次元平面上にマッピングし、正方形のウィンドウによって格子状に分割し、それぞれの領域に対し符号語を割り当てる。領域内のすべてのビットが '0' の場合、符号語 '0' を割り当て、それ以外は '1' を割り当てる。
- (3) (2) において '0' が割り当てられた領域を分割対象から除外する。
- (4) 該当領域に対し、ウィンドウ幅を 1/2 に設定して (2) に戻る。もし分割対象に何も残っていない場合は処理を終了し、ウィンドウ幅が 1 となった場合は残ってい

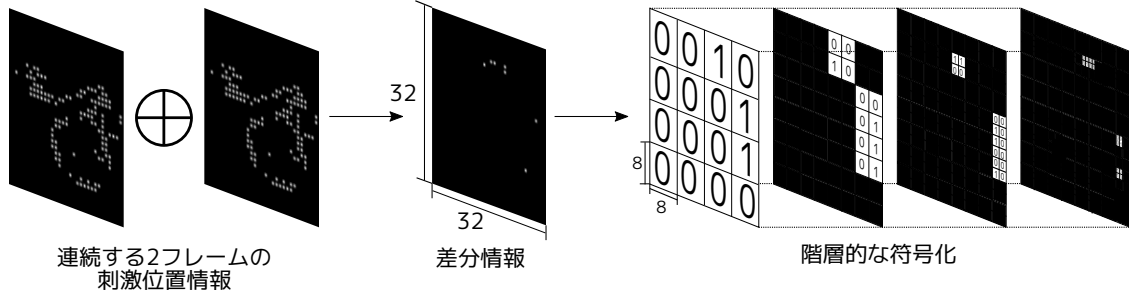


図 7: 提案手法の概要

Algorithm 1: 提案する圧縮手法

Input: 現在の刺激位置情報 B_t , 直前の刺激位置情報 B_{t-1} ,
ウィンドウ $(w_0, h_0) = (2^m, 2^n)$

Output: 符号語 c

- 1 $B := \{(b_{i,j}) \mid 0 \leq i \leq 31, 0 \leq j \leq 31, i, j \in \mathbb{N}\}$
- 2 $L := \max(32/w_0, 32/h_0)$
- 3 $B^{(l)} := \{(B_{I,J}^{(l)}) \mid 0 \leq I \leq 32/w_0, 0 \leq J \leq 32/h_0, B_{I,J}^{(l)} \in B_{I,J}^{(l-1)}, \sum B_{I,J}^{(l-1)} \neq 0, I, J \in \mathbb{N}\}$
- 4 $B_{I,J}^{(l)} := \{(b_{x_I+i, y_J+j}) \mid 0 \leq i \leq w_l, 0 \leq j \leq h_l, w_l I \leq x_I \leq w_l(I+1), h_l J \leq y_J \leq h_l(J+1), b_{x_I+i, y_J+j} \in B_{I,J}^{(l-1)}, x_I, y_J, i, j \in \mathbb{N}\}$
- 5 $B_d \leftarrow B_t \oplus B_{t-1}$
- 6 $B^{(0)} \leftarrow B_d$
- 7 **for** $l \leftarrow 1$ **to** L **do**
- 8 **foreach** $B_{I,J}^{(l)}$ **in** $B^{(l)}$ **do**
- 9 **if** $\sum B_{I,J}^{(l)} \neq 0$ **then**
- 10 $c \leftarrow c + '1'$
- 11 **end**
- 12 **else**
- 13 $c \leftarrow c + '0'$
- 14 **end**
- 15 **end**
- 16 **end**

る全ての分割対象のビットを符号語に加える。

差分情報を作成することで圧縮処理の対象のデータに含まれるビットの発生頻度の偏りを大きくし、冗長性を削減しやすくしている。2次元平面上に差分情報をマッピングすることにより、変更部分の発生する局所性を利用できるようになる。さらに、領域を区切って出現確率の大きいすべて‘0’のビットで構成される領域を表現するのに必要なビット数を大幅に削減することができる。

ウィンドウ幅の初期値と圧縮比の関係についてデータセットを用いて被写体ごとにまとめたものを表 1 に示す。表 1 では、2次元平面上の局所性を利用した場合の効果について確かめるため、提案する圧縮手法と水平方向のウィンドウを使った場合および垂直方向のウィンドウを使用した場合の圧縮の効率の良さについて比較する。表 1 から、使用するデータセットにおいて、ウィンドウ幅の初期値が 8 のとき最も良い圧縮比を示すことが分かる。同様に、ウィンドウの形状において、水平方向、垂直方向、および

提案手法が採用する正方形を用いた場合の圧縮比の値を比較する戸、提案する圧縮手法の方がより良い圧縮比を示しており、提案手法が差分情報に含まれる‘1’のビットが持つ局所性をより効率的に活用できるといえる。

3.1 評価実験

提案する圧縮手法と先行研究 [14] の手法を圧縮比によって比較し、圧縮の効率の良さにおける提案する圧縮手法の優位性を明らかにする。評価で使用する手法は [14] で用いられている一般的な符号化手法である静的ハフマン符号化 (SHC: Static Huffman coding), 指数ゴロム符号化 (EGC: Exponential Golomb coding) と、文献 [14] で提案されている α -EGC, および提案手法 (初期ウィンドウ幅 8) である。表 2 に実験結果をまとめる。実験結果より、提案する圧縮手法は先行研究 [14] で述べられている α -EGC と比較して圧縮比が 5.3 % 向上したことが分かる。以上から、提案する圧縮手法は刺激位置情報をもつ時間方向の相関性を利用して生成した差分情報に含まれる変更点の発生頻度の局所性を利用して、2次元平面上にマッピングし階層的に冗長性を削減する事で刺激位置情報を先行研究 [14] より効率良く圧縮することが示された。

4. まとめ

本稿では脳皮質刺激型人工視覚システムの消費電力量の削減を目指して、無線通信モジュールの消費電力量を削減のための刺激位置情報を効率良く圧縮する手法を提案した。提案した圧縮手法は刺激位置情報を持つ時間方向の相関性および 2次元平面上にマッピングした際の局所性を利用して、連続するフレームの間で生成される差分情報をもつ冗長性を効率良く削減できることを特徴とする。評価実験より、自動車や歩行者を被写体とする実データから生成された刺激位置情報のデータセットを用いた圧縮比を用いた圧縮処理の効率の良さの計測では、先行研究 [14] と比較して約 5 % の圧縮比の改善がみられた。本研究により、人工視覚システムにおける脳表の刺激位置情報をもつ 2次元平面上の冗長性の削減方法について新たな知見を得られることができた。

無線通信モジュールを含めた消費電力量の削減について

表 1: 提案する圧縮手法における初期値と圧縮比の関係

被写体	水平方向				垂直方向				正方形			
	4×1	16×1	64×1	256×1	1×4	1×16	1×64	1×256	2×2	4×4	8×8	16×16
bicy+car	2.07	2.37	2.37	2.35	2.02	2.26	2.27	2.25	2.09	2.56	2.59	2.57
bicycle	3.19	5.71	6.34	6.33	3.14	5.34	5.95	5.95	3.17	6.06	7.00	6.92
bike	2.70	3.81	3.96	3.93	2.66	3.65	3.81	3.81	2.72	4.12	4.42	4.39
bike+car	2.82	4.17	4.39	4.35	2.78	4.02	4.26	4.26	2.84	4.52	4.92	4.88
car	2.46	3.18	3.24	3.21	2.43	3.06	3.14	4.67	2.50	3.46	3.60	3.58
ped+car	2.61	3.57	3.68	3.64	2.59	3.45	3.57	3.56	2.65	3.87	4.10	4.07
pedestrian	2.92	4.57	4.87	4.84	2.91	4.50	4.87	4.90	2.96	4.96	5.52	5.53
face	2.88	4.43	4.75	4.75	2.88	4.30	4.64	4.67	2.95	4.95	5.56	5.56
average	2.67	3.76	3.91	3.88	2.65	3.65	3.83	3.83	2.71	4.09	4.38	4.36

表 2: 圧縮結果の比較

	SHC [14]	EGC [14] (k=2)	α -EGC [14] (k=3)	提案手法
bicy+car	1.55	2.36	2.48	2.59
bicycle	2.79	5.78	6.62	7.00
bike	1.60	2.54	2.74	4.92
bike+car	2.28	3.98	4.55	4.92
car	1.69	2.77	3.01	3.60
ped+car	2.07	2.98	3.31	4.10
pedestrian	2.46	4.65	5.20	5.52
face	2.40	4.46	5.08	5.56
average	1.12	3.68	4.16	4.38

研究を進めるため、本稿で提案した圧縮手法を専用演算器としてハードウェア実装を行うことが今後の課題である。提案する圧縮手法はハードウェア実装に向けた手法であるといえる。分割された領域に対し、‘1’のビットが存在するかどうかはウィンドウ内の全てのビットに対し論理和を計算すれば良く、階層的な処理を行うため、64ビットに対し1つの演算器を用いることとなる。1つ上の階層の符号語を決定するのに必要なビットは現在の階層の4ビットの論理和であるため、低演算量かつ高速な圧縮処理が可能となる。一方で、差分情報を2次元平面上にマッピングするため、メモリアクセスがボトルネックとなり工夫が必要である。

謝辞 人工視覚システムに関する議論および研究にお力添えいただいた大阪大学大学院工学研究科教授八木哲也先生および准教授林田先生に感謝する。本研究の一部は、立石科学技術振興財団 2167003 の助成による。

参考文献

- [1] Islam, M. N. and Yuce, M. R.: Review of Medical Implant Communication System (MICS) band and network, *ICT Express*, Vol. 2, No. 4, pp. 188–194 (2016).
- [2] Potts, A. M. and Inoue, J.: The Electrically Evoked Response of the Visual System (EER): III. Further Contribution to the Origin of the EER, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol. 9, No. 10, pp. 814–819 (1970).

- [3] Shepherd, R. K., Shivdasani, M. N., Nayagam, D. A., Williams, C. E. and Blamey, P. J.: Visual prostheses for the blind, *Trends in Biotechnology*, Vol. 31, No. 10, pp. 562–571 (2013).
- [4] Wise, K. D.: Silicon microsystems for neuroscience and neural prostheses, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, Vol. 24, No. 5, pp. 22–29 (2005).
- [5] Richter, C.-P. and Tan, X.: Photons and neurons, *Hearing Research*, Vol. 311, pp. 72–88 (2014).
- [6] Degenaar, P., Grossman, N., Memon, M. A., Burrone, J., Dawson, M., Drakakis, E., Neil, M. and Nikolic, K.: Optobionic vision—a new genetically enhanced light on retinal prosthesis, *Journal of Neural Engineering*, Vol. 6, No. 3, p. 035007 (2009).
- [7] Ghovanloo, M. and Najafi, K.: A Modular 32-site wireless neural stimulation microsystem, *IEEE J. Solid-State Circuits*, Vol. 39, No. 12, pp. 2457–2466 (online), DOI: 10.1109/JSSC.2004.837026 (2004).
- [8] Sugiura, T., Khan, A. U., Yu, J., Takeuchi, Y., Kameda, S., Kamata, T., Hayashida, Y., Yagi, T. and Imai, M.: A Programmable Controller for Spatio-temporal Pattern Stimulation of Cortical Visual Prosthesis, *12th IEEE BioCAS*, Shanghai, China, pp. 432–435 (2016).
- [9] Hirotsugu, O., Tamas, F., Masaru, M., Seiji, K. and Tetsuya, Y.: Portable Phosphene Image Generator Simulating Cortical Visual Prosthesis, *8th IEEE BioCAS*, Hsinchu, Taiwan, pp. 188–191 (2012).
- [10] Kameda, S., Hayashida, Y., Tanaka, Y., Akita, D. and Yagi, T.: A multichannel current stimulator chip for spatiotemporal pattern stimulation of neural tissues, Chicago, IL, USA, pp. 5011–5015 (online), DOI: 10.1109/EMBC.2014.6944750 (2014).
- [11] Kameda, S. and Yagi, T.: An analog VLSI chip emulating sustained and transient response channels of the vertebrate retina, *IEEE Trans. Neural Netw.*, Vol. 14, No. 5, pp. 1405–1412 (online), DOI: 10.1109/TNN.2003.816343 (2003).
- [12] Fehervari, T., Matsuoka, M., Okuno, H. and Yagi, T.: *Real-Time Simulation of Phosphene Images Evoked by Electrical Stimulation of the Visual Cortex*, pp. 171–178, Springer Berlin Heidelberg (2010).
- [13] 奥野弘嗣, 松岡優, Tamas, F., 八木哲也: 視覚野電気刺激によって誘発される光覚のシミュレーション, ニューロコンピューティング研究会, Vol. 109, No. 461, pp. 363–366 (2010).
- [14] Sugiura, T., Imai, M., Yu, J. and Takeuchi, Y.: A Low-Energy Application Specific Instruction-Set Processor towards a Low-Computational Lossless Compression Method for Stimuli Position Data of Artificial Vision Systems, *Journal of Information Processing*, Vol. 25, pp. 210–219 (2017).