

## 局所的加重平均を用いた医用断層画像のノイズ除去手法

## Noise Reduction for Medical Tomographic Images based on Locally Weighted Averaging

加藤 裕† 黒木 修隆† 廣瀬 哲也† 沼 昌宏†  
 Yu Kato Nobutaka Kuroki Tetsuya Hirose Masahiro Numa

## 1. はじめに

近年、画像処理技術の向上および撮影機器の高性能化、小型化が進み、様々な検査や測定において画像が利用されている。特に医療の分野における画像診断用機器の進歩は目覚しく、近年は光干渉断層計 (optical coherence tomography, OCT) と呼ばれる、机に設置することが可能な小型の医用断層画像撮影機器も出現している。眼科では、OCT を用いて網膜断層画像を撮影する方法が注目されている。

## 1.1. OCT と網膜断層画像

OCT は高解像度な生体組織の画像診断装置である。しかし得られる画像には黒い粒状のスペckルノイズや白い粒状のインパルスノイズ [1] が含まれるため細部が不鮮明な画像しか得られない。

## 1.2. 従来のノイズ除去手法

網膜断層画像の撮影機器では、複数枚の画像からノイズ除去を行い1枚の高画質な画像を作成する。従来は加算平均が用いられている。処理の手順を以下に示す。

- i) 複数枚の網膜断層画像を  $F_i (i = 0, 1, \dots, n-1)$  とする。
- ii)  $F_i$  の画像間の平行移動のズレを補正した画像  $F'_i$  を作成する。
- iii)  $F'_i$  の加算平均によりノイズ除去画像  $E$  を

$$E = 1/n \sum_{i=0}^{n-1} F'_i \quad (1.1)$$

のように作成する。

## 1.3. 問題点

画像撮影の際、患者の目を完全に固定することは難しく、取得した網膜断層画像には図 1.1 に示すように診断対象の層以外の不要な層が含まれる可能性がある。従来手法では、この層のズレを考慮せずに重ね合わせたために、診断対象の層の特徴を減衰させる問題があった。

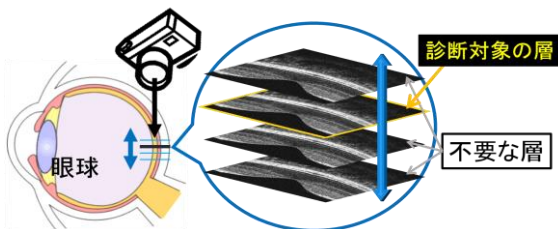


図 1.1 診断対象の層と不要な層

## 2. 提案手法

医用断層画像において、画像選別処理と局所的加重平均処理を組み合わせたノイズ除去手法を提案する。これにより診断対象の層の特徴を保持したままノイズ除去を行うことができると考えられる。提案手法の流れを図 2.1 に示す。 $G_0$  は診断対象部位が含まれる基準画像である。

## 2.1. 位置合わせ手法

断層画像には平行移動のズレが含まれるため、位置合わせが必要である。位置合わせ手法にはテンプレートマッチングを用いる。テンプレートマッチングとは、テンプレート画像を探索画像上でスライドさせながら最も類似度の高い部分を切り出す処理である。位置合わせ後の画像を  $G_j (j = 1, \dots, n-1)$  とする。

## 2.2. 画像選別処理

基準画像  $G_0$  と  $G_j$  の類似度を用いて画像選別処理を行う。類似度は二乗誤差 (SSD) を

$$g_j = \sum_y \sum_x \{G_0(x, y) - G_j(x, y)\}^2 \quad (2.1)$$

のように計算することにより求める。 $g_j$  が小さい順に対応する  $G_j$  を  $N$  枚選び、比較画像  $C_m (m = 0, 1, \dots, N-1)$  とする。

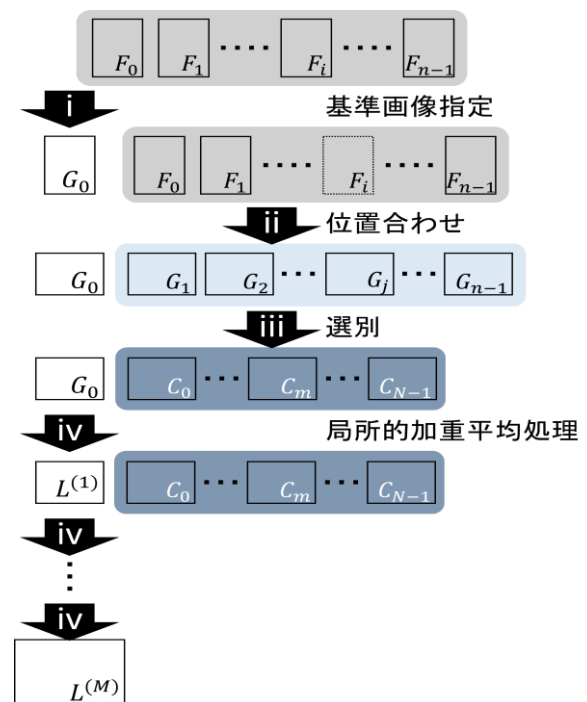


図 2.1 提案手法の流れ

†神戸大学大学院工学研究科,  
 Graduate School of Engineering, Kobe University

### 2.3. 局所的加重平均

局所的加重平均処理の流れを以下に示す. 基準画像 $G_0$ をノイズ除去画像の初期値 $L^{(0)}$ とする.

- ①  $L^{(n)}$ を $8 \times 8$  pixel のブロック $B_k$ に分割し,  $L^{(n)} = \{B_1, B_2, \dots\}$ とする.
- ② 注目ブロック $B_k$ の周辺 $4 \times 4$ ブロックを探索範囲 $A_k$ とする.
- ③ 注目ブロック $B_k$ と比較ブロック $B_l$ との類似度を二乗誤差 (SSD) を計算し求める. 処理の概要を図 2.2 に示す. SSD の評価値 $d$ は,

$$d(B_l) = \sum_{(p,q) \in B_k} \{L^{(n)}(x+p, y+q) - C_m(a+p, b+q)\}^2 \quad (2.2)$$

と表される.

- ④ 類似度の高い9つの $B_l$ を選別ブロック $B_s (s = 0, \dots, 8)$ とし, その類似度を用いて重み $w$ とその合計 $W$ を,

$$w(B_s) = \exp\left(-\frac{d(B_s)}{z^2}\right) \quad (2.3)$$

$$W = \sum_{s=0}^8 w(B_s) \quad (2.4)$$

により求める.  $z$ は加重平均パラメータである.

- ⑤  $B_k$ の重みを1として, ノイズ除去後のブロック $B'_k$ を

$$B'_k = B_k + \frac{\sum_{s=0}^8 B_s \cdot w(B_s)}{(1+W)} \quad (2.5)$$

より求める.

- ⑥ ②~⑤の処理を画像全体に行うことによって, ノイズ除去画像 $L^{(n+1)}$ を作成する.

以上①~⑥の局所的加重平均処理を  $M$  回繰り返すことによってノイズ除去画像 $L^{(M)}$ を得る.

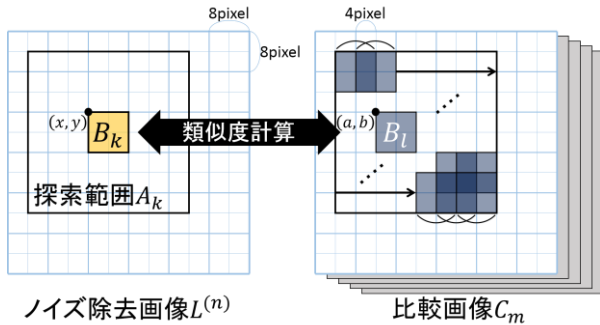


図 2.2 SSD 計算の概要

### 3. 評価実験と考察

従来手法と提案手法を用いて網膜断層画像のノイズ除去を行う. 評価画像には実際に撮影された4つの網膜断層画像セット A~D を用いる. 評価項目は画質の主観評価および処理時間とする. 提案手法における画像選別枚数  $N$  は5枚, 繰り返し回数  $M$  は3回, 加重平均パラメータ  $z$  は260とした.

画像セット A の処理結果を図 3.1 に示す. まず, 丸で囲った部分を比較すると, 従来手法では基準画像の特徴を消失しているが, 提案手法では特徴を保持していることが確認できる. これは画像選別処理で診断対象の層と大きくズレた層の混入を抑えられたこと, および局所的加重平均処理で類似度の高いブロックが多く合成されたことが考え

られる. 次に四角の枠内に注目する. 白い粒状のインパルスノイズに関しては, 従来手法と提案手法が同程度ノイズを除去していることがわかる. しかし黒い粒状のスペクルノイズに関しては, 従来手法ではすべて除去できていることに対し, 提案手法では若干除去できていなかった. これは基準画像の特徴を保持することを優先したために, その特徴の中にノイズが含まれたことが要因であると考えられる. 処理時間を表 3.1 に示す. 提案手法が従来手法の約4.8倍処理時間を要する結果となった. この要因として, 位置合わせ後の処理量が提案手法の方が多いためと考えられる.

表 3.1 平均処理時間

提案手法 [s]	従来手法 [s]
24.51	5.16

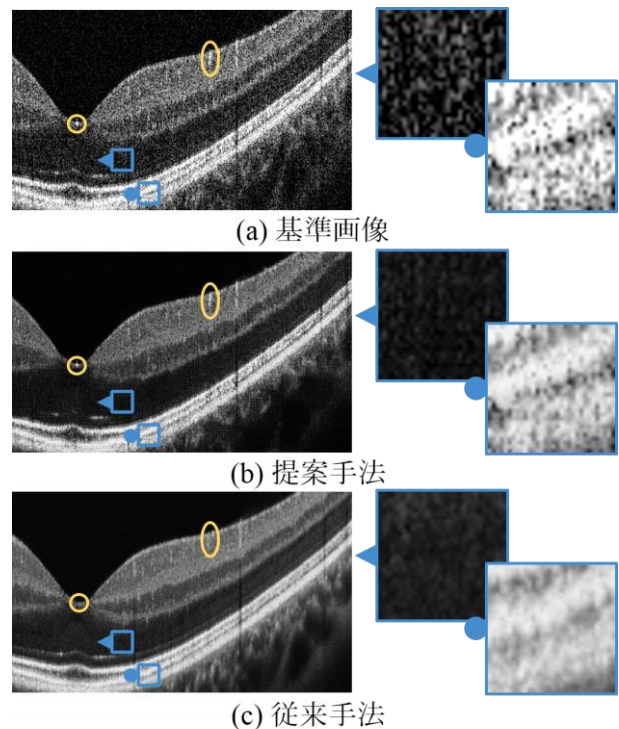


図 3.1 ノイズ除去効果 (画像セット A)

### 4. まとめ

本研究では, 医用断層画像の診断対象部の特徴を保持したままノイズ除去を行うことを目的として, 画像選別処理と局所的加重平均処理を組み合わせたノイズ除去手法を提案した. 評価実験を行った結果, 従来手法に比べ約4.8倍処理時間を要する結果となったが, 主観評価では, 従来手法と同程度のノイズ除去ができ, さらに診断対象部の特徴も保持できたことから, 提案手法の有効性を確認できた.

### 謝辞

貴重な画像データをご提供頂いた京都大学医学研究科宇治 彰人氏に感謝の意を示す.

### 参考文献

- [1] 板谷正紀, "眼底用光干渉断層計の進歩", MEDICAL PHOTONICS No.7, pp.56-64, 2011.