

差分値に注目したエッジ抽出のための 差分探索フィルタの提案と性能評価

田中 秀和[†] 北川 輝彦^{††} 周 向榮[†] 原 武史[†] 藤田 広志[†]

[†] 岐阜大学大学院 医学系研究科 再生医科学専攻 〒501-1194 岐阜県岐阜市柳戸 1-1

^{††} 岐阜工業専門高等学校 電子制御工学科 〒501-0495 岐阜県本巣市真桑 2236-2

E-mail: [†] {tanaka, zxr, fujita, hara}@fjt.info.gifu-u.ac.jp, ^{††} t-kitagawa@gifu-nct.ac.jp

あらまし 大量のCT画像を読影する医師の負担を軽減し、また見落としを防ぐために、肝臓CT画像領域では、肝腫瘍の自動検出と判別を対象としたCAD（コンピュータ支援診断）システムの開発が望まれている。本研究では、肝腫瘍領域と他の肝臓組織のCT値の差に注目するという発想に基づき、“差分探索フィルタ”を開発した。提案したフィルタを評価するために、初期の検討として、代表的なエッジ検出フィルタであるLoGフィルタとの比較・考察を行った。人工画像におけるエッジ抽出精度を評価した結果、真のエッジとのズレは、平均に1.98 [pixel]であった。

キーワード CAD, CT画像, 肝腫瘍, エッジ検出

Development and evaluation of differentiation searching filter for edge detection

Hidekazu TANAKA[†] Teruhiko KITAGAWA^{††} Xiangrong ZHOU[†] Takeshi HARA[†] Hiroshi FUJITA

[†] Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu-shi, Gifu-ken, 501-1194 Japan

^{††} Gifu National College of Technology, 2236-2 Makuwa, Motosu-shi, Gifu-ken, 501-0495 Japan

E-mail: [†] {tanaka, zxr, fujita, hara}@fjt.info.gifu-u.ac.jp, ^{††} t-kitagawa@gifu-nct.ac.jp

Abstract CAD (computer-aided diagnosis) system for automatic detection of liver tumors is expected to reduce the burden of a large number of CT images interpretations and prevent overlooking the lesions. Liver tumors often show low absorption in the portal phase of CT images. Based on the observation of these features, we proposed a “differentiation searching filter”. As an initial study, we compared the proposed filter with LoG filter that is used as a typical edge-detection filter. The result of experiments based on artificial images showed that the average distance between the extracted edge location and the ground truth was 1.98 [pixels].

Keywords CAD, CT image, liver tumor, edge detection

1. はじめに

わが国において、肝がんは部位別がん死亡数で第三位である [1]。肝がんは、初期の段階で発見されれば治療できる可能性が高いとされているが、発見の時期が遅れば、他の臓器に転移してしまう可能性も高くなる。そのため、肝がんの早期発見、早期治療が非常に重要となる。

現在、早期発見のために肝がんの画像診断には、CT、MRI、超音波などいくつかの機器が使用されている。なかでも、CT、MRI といった断層撮影を行う装置にお

いては、近年、撮影装置の進歩により空間分解能の優れた画像を取得できるようになり、より正確な臓器の解析が可能となっている。しかし、その一方で医師の読影する画像の枚数が増加しており、医師への負担が重くなっている。そのため、疲労などによる病変の見落としや誤診などが起こる可能性が高まると考えられる。そこで、医師の読影の補助を目的としたコンピュータ支援診断（Computer-aided diagnosis; CAD）システムへの期待が集まっている。

CAD システムとはコンピュータを用いて画像の解

析及び定量化を自動的にを行い、その分析結果を医師に提示するシステムである。医師は、その分析結果を「第2の意見」として参考にしながら画像診断を行う。このように医師がCADシステムと連携して診断を行うことにより、診断能を向上させることがCADの目的である [2].

肝がんに関する研究はいくつか報告されている [3-7]. Tajima らは [3], 検出に LoG フィルタを用いているが、境界が不明瞭で淡い腫瘍に関しては検出が困難であったと報告している。渡辺ら、鈴木ら、清水ら、脇田らの研究では [4-7], 複数時相の CT 画像を用いることで肝腫瘍を抽出している。門脈相において転移性肝腫瘍は肝実質に比べ低吸収を示す場合が多いという特徴がある。本研究では、肝腫瘍領域とその他の肝臓領域の濃淡差に注目して、CT 値のエッジ成分を探索するフィルタを提案する。このフィルタは、CT 画像上に存在する肝腫瘍領域のエッジを正確に抽出することを目的とする。

2. 差分探索フィルタ

CT 画像では、肝腫瘍と肝実質の間には濃淡値に差があるが、肝腫瘍と肝実質の境界が不明瞭になっている場合が多い。このような特徴を考慮し一定の差分値を持つ領域、すなわちエッジを探索するようなフィルタを提案する。このフィルタは、各画素にエッジの可能性をスコアリングすることで、最終的にスコア画像を出力する。具体的な処理のフローチャートを図 1 に示す。

2.1. 注目画素平均値算出

注目マスク領域に対して平均画素値を求める。ノイズの影響を考慮し、マスク領域で求めた平均値を用いる。またマスクサイズは可変に対応している。現在の手法では 5x5 の領域で平均値を算出している。

2.2. 差分探索 (8 方向)

求めた注目画素平均値を元に、一定以上の差 t を持つ画素を注目画素から外側 8 方向に向かって探索する (図 2)。 t は可変なパラメータであり、肝腫瘍以外の検出にも対応可能である。また、1 方向における画素の探索回数を可変にし、ノイズの強い画像に対応することも可能である。

2.3. 探索された画素のスコア+1

探索された画素に対して、スコア値を+1 とする。なお、一定距離の探索で t の差を持つ画素が探索されなかった場合、それ以上の探索を行わない。これは血管や他の組織の辺縁など、腫瘍以外のエッジ成分を探索してしまうエラーを回避するためである。

2.4. 全画素の探索された回数を合計

全画素に対して処理を行い、各画素が探索された回数を記録し合計することで、スコア画像を作成する。スコアの高い画素ほど腫瘍のエッジの可能性が高くなると考えられる。

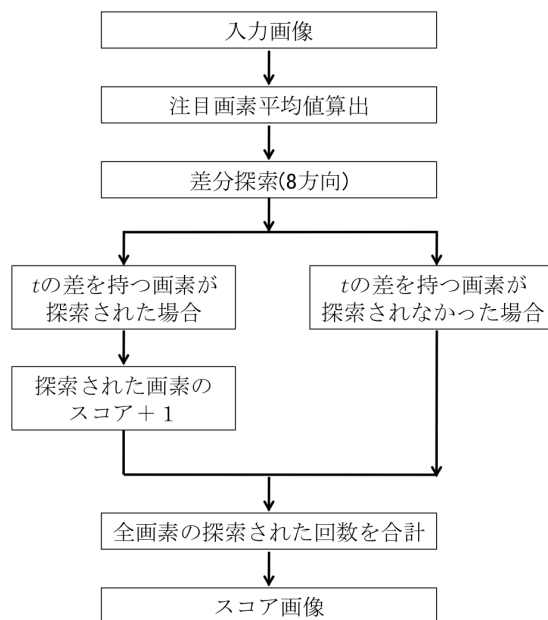


図 1 差分探索フィルタのフローチャート

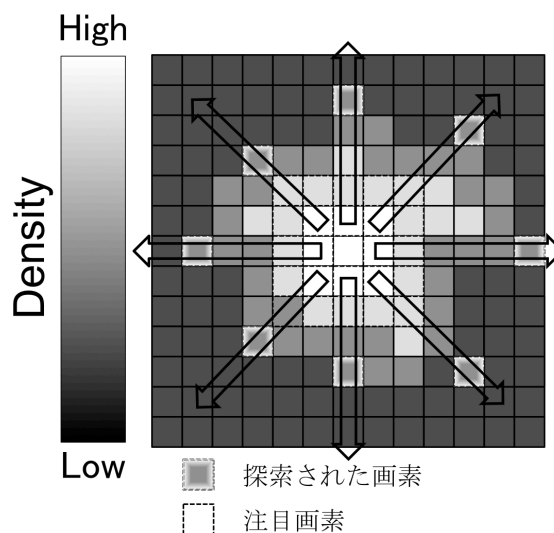


図 2 差分探索フィルタ

3. 実験

提案する差分探索フィルタの性能を考察するために、提案フィルタを初期の実験として、人工画像と肝腫瘍画像に適用して、エッジの抽出精度を評価した。また、処理結果を代表的なエッジ検出フィルタである LoG フィルタでの処理結果との比較も行った。

3.1.1. 実験に利用した LoG フィルタ

LoG フィルタとは Laplacian Of Gaussian の略である。

エッジ検出フィルタである Laplacian フィルタはノイズの影響を受けやすいという特徴がある。そこで、平滑化フィルタである Gaussian フィルタを組み合わせることでノイズの影響を軽減したフィルタである。Tajima らの研究[3]では、LoG フィルタを肝腫瘍検出に用いていたため、本比較実験では LoG フィルタを選択した。比較実験では、画素値が正から負へ変化するゼロ交差を求め、その画素をエッジとした。また、フィルタのマスクサイズは 9x9 pixel とし、Gaussian フィルタのパラメータの標準偏差: $\sigma=2$ を用いた。

3.1.2. 人工画像に適用した結果

比較実験で使用する人工画像は、100x100 の領域に肝実質に相当する領域を作成し、その内部に肝腫瘍に相当する円形を作成した。これらの濃度値は肝実質:100, 肝腫瘍:65 を設定した。さらに人工画像には標準偏差 $\sigma=1$ のガウシアンノイズを付加した。また腫瘍の領域の濃淡値は一様分布(人工図形 1)と中心から外に向かって濃淡値を変化させた図形(人工図形 2)を用意した(図 3)。これは実際の肝腫瘍で、境界が淡い場合や外側から中心に向かって暗くなっている場合を想定して作成した画像である。

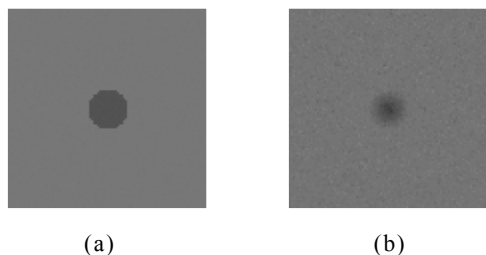


図 3 人工図形 (a)人工図形 1 (b) 人工図形 2

3.2. エッジの誤差評価

本研究では、エッジ抽出の誤差は検出されたエッジから真のエッジまでの平均距離とする。差分探索フィルタで抽出したエッジは、フィルタの出力であるスコア画像をしきい値処理によって二値化した画像とする。正解エッジ画像との誤差は、差分探索フィルタで抽出したエッジの各画素から正解エッジ画像の最も近い画素までの距離の平均値と最大値とした。平均誤差を測定する際に、人工図形に配置している円の半径を変更した 5 種類の図形から測定した値の平均とする。

4. 結果と考察

人工画像に LoG フィルタと差分探索フィルタを適用した画像を図 4 に示す。また、肝腫瘍画像への適用結果を図 5 に示す。LoG フィルタに比べ差分探索フィルタはノイズの影響が少なかった。これは探索する差分値以下のノイズであれば差分探索の際にスコアとして加算されない効果のためであると考えられる。人工画像、腫瘍画像ともに、差分探索フィルタは LoG フィ

ルタに比べエッジが明瞭で領域の分割が容易である。LoG フィルタは二値画像であるが、差分探索フィルタはエッジの可能性をスコアリングしている濃淡画像であるため、しきい値によるエッジの決定も可能である。しかしながら、腫瘍部以外のエッジも強調されているため、何らかの抑制処理の追加を検討すべきと考える。ノイズの強い人工画像についても実験したが、ノイズが多い場合($\sigma=3$)はエッジが拡散した(図 6(b))。そのため 1 方向への探索を変更したところエッジが集中した(図 6(c))。画像のノイズを考慮し適切な探索回数を設定することでノイズの強い画像への対応も期待される。

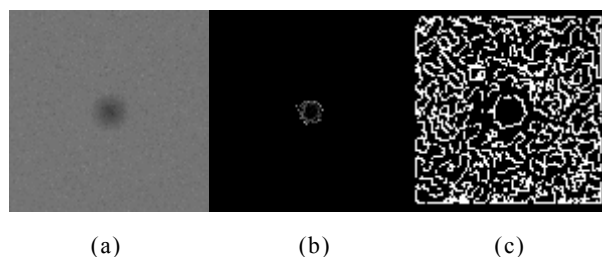


図 4 人工画像に適用した結果

(a)原画像 (b)差分探索フィルタ (c)LoG フィルタ

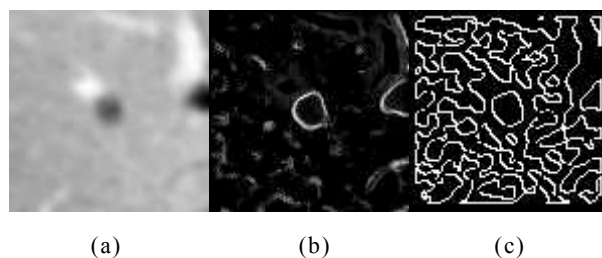


図 5 実際の肝腫瘍画像に適用した結果

(a)原画像 (b)差分探索フィルタ (c)LoG フィルタ

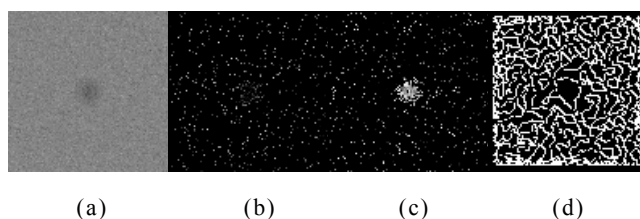


図 6 人工図形に適用した結果

(a)人工図形, (b)差分探索フィルタ探索回数=1, (c) 差分探索フィルタ探索回数=5, (d)LoG フィルタの結果

人工図形 1 のエッジ抽出結果画像を図 7 に、人工図形 2 のエッジ抽出結果画像を図 8 に示す。また、エッジの誤差評価の結果を表 1 に示す。人工図形 1 では平均誤差が 1.23 [pixel]と良好な結果であった[図 7]。一方、人工図形 2 では円のやや内部をエッジとして抽出したため、人工図形 1 より誤差が大きい。正解エッジ画像のエッジ周辺は差分値が小さかったため、円の内

部をエッジとして抽出したと考える[図8]。これは探索する差分値等のパラメータを適切に決定することで、改善できると推察される。

表 1 差分探索フィルタと正解エッジ画像の平均誤差と最大誤差

	平均誤差	最大誤差
人工図形 1	1.23 [pixel]	3.23 [pixel]
人工図形 2	2.74 [pixel]	4.25 [pixel]
全体の平均	1.98 [pixel]	3.74 [pixel]

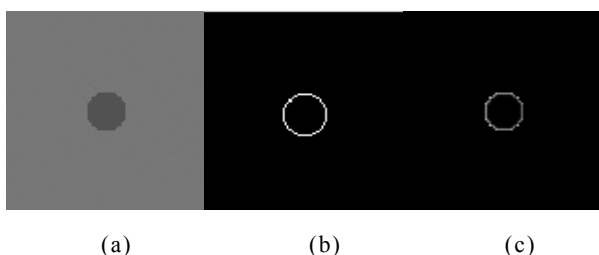


図 7 人工図形 1 の結果

(a)原画像, (b)正解エッジ画像, (c)差分探索フィルタのエッジ画像

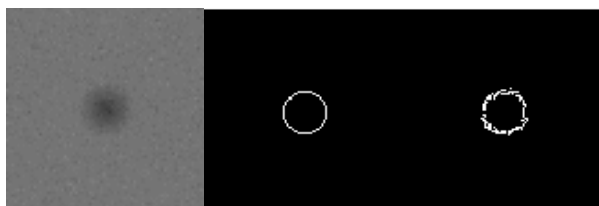


図 8 人工図形 2 の結果

(a)原画像, (b)正解エッジ画像, (c)差分探索フィルタのエッジ画像

5. まとめ

CT 画像から肝腫瘍のエッジを自動的に検出するために、エッジに注目した差分探索フィルタを提案した。提案するフィルタの優位性について考察するため、代表的なエッジ検出フィルタである LoG フィルタとの比較実験を行った。人工図形と実画像を用いた比較実験の結果、差分探索フィルタは LoG フィルタに比べノイズの影響が軽減する傾向を確認した。

今後は腫瘍以外のエッジを抑制する処理の追加や、提案した差分探索フィルタを実際の CAD システムに組み込むことで肝腫瘍自動検出手法の開発を行う予定である。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、有益な助言を頂いた藤田研究室の諸氏に感謝する。また、医用画像を提供して頂いた縄野先生、篠崎先生に感謝します。なお、本研

究の一部は、文部科学省科学研究費補助金新学術領域「計算解剖学」、および厚生労働省がん研究補助金(飯沼班)による。

文 献

- [1] 国立がんセンター, “がんの統計 ‘07”, 2009.
- [2] 土井, “コンピュータ支援診断(CAD)に関する世界の情勢”, *Medical Imaging Technology*, Vol.21, No.1, pp.3-6, 2003.
- [3] T. Tajima, et al., “Extraction of the hepatocellular carcinoma on multi-phase CT images based on edge detection and subtraction method”, *Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS2006)*, p.525, 2006.
- [4] 渡辺ら, “腹部 X 線 CT 像からの肝がん自動抽出手順の改善”, *電子情報通信学会技術研究報告*, MI2006-65, Vol.106, No.226, pp. 29-34, 2006.
- [5] 鈴木ら, “3次元腹部 CT 像からの肝がん検出システムの高度化”, *電子情報通信学会技術研究報告*, MI2006-174, Vol.106, No.510, pp.65-68, 2007.
- [6] 清水ら, “2時相の3次元腹部 CT 像の情報統合に基づく肝がん検出支援システムの開発と評価”, *コンピュータ支援画像診断学会誌*, Vol.9 No.2, 2005.
- [7] 脇田ら, “多時相 X 線 CT 像の時相間濃度特徴に基づく肝臓がん検出”, *情報処理学会「画像の認識・理解シンポジウム(MIRU'05)」論文集*, 2005.
- [8] 田中ら, “差分探索フィルタを用いた多時相 CT 画像からの肝細胞がん自動検出に関する初期的検討”, 第 28 回日本医用画像工学会(JAMIT), 2009.