Institute of Electronics, Information, and Communication Engineers

社団法人 電子情報通信学会
THE INSTITUTE OF ELECTRONICS,
INFORMATION AND COMMUNICATION ENGINEERS

信学技報
IEICE Technical Report
MI2011-123(2012-01)

複数形状に対応した楕円体検出フィルタを用いた 3次元腹部CT像からのリンパ節検出手法

小田 昌宏† 北坂 孝幸†† 藤原 道隆††† 三澤 一成†††† 森 健策†,†††††

† 名古屋大学大学院情報科学研究科
†† 愛知工業大学情報科学部
††† 名古屋大学大学院医学系研究科
†††† 愛知県がんセンター
††††† 名古屋大学情報連携統括本部情報戦略室

あらまし 本稿では，複数形状・複数スケールに対応した楕円体検出フィルタによるリンパ節検出手法を提案する．CADにおけるがん転移診断においては腫大リンパ節の存在確認が必要である．リンパ節を自動的に検出することでがん診断の高度化が期待できる．本稿では，胃周辺のリンパ節を腹部CT像から検出する手法を提案する．リンパ節はその周辺よりわずかにCT値の高い球体形状や楕円体形状の領域としてCT像上で観察される．そこで局所濃淡構造解析を用いた複数形状・複数スケール対応の楕円体検出フィルタを開発し，リンパ節検出を行った．CT像の局所的な濃淡構造を近似した多項式からヘッセ行列を求め，この行列の固有値を利用して検出を行う．楕円体形状の領域においてヘッセ行列の固有値を求めた場合，3つの固有値の大小関係は楕円体の長軸・短軸の長さを表す．そこで，楕円体における固有値の大小関係に反応するフィルタを作成し，リンパ節検出を行った．本手法をCT像6例に適用したところ，69.2%のリンパ節を検出した．

キーワード CT像，リンパ節検出，胃，楕円体検出フィルタ

Development of a lymph node detection method from 3D abdominal CT images using multi shape ellipsoidal structure detection filter

Masahiro ODA†, Takayuki KITASAKA††, Michitaka FUJIWARA†††,
Kazunari MISAWA††††, and Kensaku MORI†,†††††

† Graduate School of Information Science, Nagoya University
†† Faculty of Information Science, Aichi Institute of Technology
††† Graduate School of Medicine, Nagoya University
†††† Aichi Cancer Center
††††† Information Strategy Office, Information and Communications Headquarters, Nagoya University

Abstract This paper proposes a lymph node detection method which utilizing a multi-shape and multi-scale ellipsoidal structure detection filter. Detection of the enlarged lymph nodes is required in diagnosis of metastatic cancer using a computer aided diagnosis system. Automated detection of the enlarged lymph nodes improves efficiency of cancer diagnosis. This paper describes a method for detecting gastric lymph nodes from abdominal CT images. In CT images, the lymph node has higher CT values than the surrounding regions. Shapes of the lymph nodes are sphere or ellipsoid. We utilized a multi-shape and multi-scale ellipsoidal structure detection filter based on local intensity structure analysis to detect the lymph nodes. A Hessian matrix is calculated from a polynomial which approximates a local CT value structure. We utilize three eigenvalues of the Hessian matrix in the detection filter. In a ellipsoidal structure, values of the eigenvalues correspond lengths of the long and short axes of the ellipsoidal structure. The detection filter outputs high values if the eigenvalues take particular values of the ellipsoidal structure. Experimental results using 6 cases of CT images showed that our method can detect 69.2% of lymph nodes.

Key words CT image, lymph node detection, stomach, ellipsoidal structure detection filter

This article is a technical report without peer review, and its polished and/or extended version may be published elsewhere.
Copyright ©2012 by IEICE
NII-Electronic Library Service

Institute of Electronics, Information, and Communication Engineers

1. はじめに

がんは様々な臓器において発生し，その進行に伴い他臓器への転移を引き起こす．がん細胞が原発巣からリンパ系，血管系，腹腔などを経由し，他の部位へ移動してがんが転移する．そのため，原発性がんが発見された場合，転移先の部位を明らかにする必要がある．リンパ系を経由してがんが転移する場合にリンパ節が腫大するため，腫大リンパ節の個数や位置を把握することでがん転移の程度が判断可能である [1]．がん外科手術においては，がんと共にその周辺の腫大リンパ節も切除（リンパ節郭清）することで，がんの根治性を高める [2]．ただし，必要以上に大きな領域を切除すれば術後の患者の生活の質に悪影響を与えるため，術前に適切ながん転移範囲を特定する必要がある．

近年，CT 撮像装置の性能向上に伴い，人体内部の臓器構造を現した高精細な CT 像を得ることが可能となった．0.5 [mm] の解像度の CT 像を撮像可能な機器も利用されており，腫大リンパ節を CT 像上で発見可能である．CT 像上において，リンパ節はその周辺組織よりも高濃度値の領域として観察される．図 1 に CT 像上で観察したリンパ節の例を示す．計算機により CT 像上で腫大リンパ節を自動検出することができれば，がん転移範囲の特定が期待できる．また，腫大リンパ節検出結果を基に，過不足のない切除範囲の決定，がん切除手術のシミュレーションが可能となる．

これまで，計算機を用いたリンパ節検出手法がこれまでいくつか提案されている．その例として，局所濃淡構造解析を用いた縦隔リンパ節検出手法 [3] 及び腹部リンパ節検出手法 [4], [5]，テンプレートマッチングによる腹部リンパ節検出手法 [6]，PET/CT 像から得られる特徴量により腹部リンパ節を識別する手法 [7] などがある．これらの手法では，検出対象とするリンパ節を球形と仮定し，画像中から球体領域を検出していた．リンパ節は楕円体形状であり，腫大することで球体形状に近付くため，CT 像上では楕円体及び球体形状のリンパ節が観察される．しかし，従来手法はこれらの中で球体形状のもののみを検出対象としていた．

本稿では，腹部 X 線 CT 像からの胃周辺の腫大リンパ節検出手法を提案する．従来のリンパ節検出手法は球形構造を検出対象としたものが多いが，本手法では球体構造と楕円体構造の両方を検出可能とした．リンパ節はその周辺よりわずかに CT 値の高い球体形状や楕円体形状の領域として CT 像上で観察される．そこで局所濃淡構造解析を用いた複数形状・複数スケール対応の楕円体検出フィルタを開発し，リンパ節検出を行った．このフィルタでは，2 つのパラメータにより検出対象のサイズ及び楕円体の長軸・短軸の長さ比を指定可能である．検出処理の後，画素単位と連結成分単位の過検出削減処理を行う．今回は過検出削減処理の特徴量に，リンパ節候補領域内の平均 CT 値とその周辺領域の平均 CT 値の差を導入し，空気領域周辺に存在した過検出を削減した．

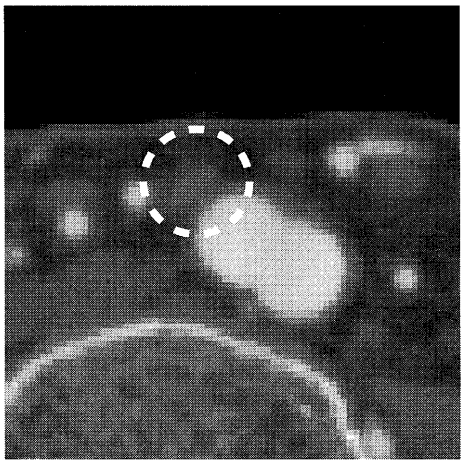


図 1　CT 像上でのリンパ節．破線で囲んだ部分に 1 つリンパ節が存在する．

2. リンパ節検出手法

2.1 概　　要

本手法は前処理，リンパ節検出処理，誤検出削減処理の 3 段階からなる．前処理においては CT 像から検出対象領域の抽出を行う．リンパ節検出処理では，局所濃淡構造解析を用いた楕円体検出フィルタを用いて検出を行う．最後に，リンパ節候補領域の体積などを用いた過検出削減処理を適用し，最終的な処理結果を得る．以下に各処理の詳細を述べる．

2.2 前　処　理

本手法では，血管造影を行い動脈相において撮影された 3 次元腹部 CT 像を入力として用いる．この CT 像は胃がん症例のものである．検出処理は人体の軟組織に対して適用するものとし，そのため CT 値のしきい値処理によって処理対象領域を得る．具体的には，CT 像上で-400〜200 [H.U.] の範囲内の CT 値を持つ画素からなる領域を処理対象領域 R として抽出する．

2.3 検出処理

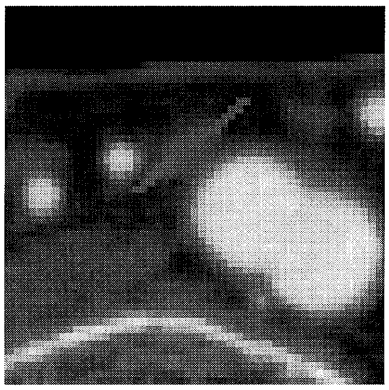
CT 像上における腫大リンパ節の特徴として，腫大リンパ節内部の CT 値がその周辺よりもやや高いことと，腫大リンパ節の 3 次元形状が球体または楕円体に類似していることが挙げられる．様々なサイズの球体及び楕円体形状のリンパ節を検出するため，ここでは複数形状・複数スケールに対応した楕円体検出フィルタを用い，腫大リンパ節検出を行う．

CT 像上の領域 R 内の各画素において，画素を中心とした一辺が l [mm] の立方体領域内の CT 値を 3 次元 2 次多項式で近似する．近似した多項式の 2 階偏微分係数を用いてヘッセ行列を求め，このヘッセ行列の固有値 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3 (\lambda_3 \leqq \lambda_2 \leqq \lambda_1)$ を算出する．楕円体内部において，固有値は $\lambda 3 < \lambda 2 \approx \lambda 1 < 0$ という大小関係を示す．図 2 に実際のリンパ節内部において算出した固有値を示す．上記の固有値の大小関係を利用し，楕円体内部の画素において高い値を出力する楕円体検出フィルタを

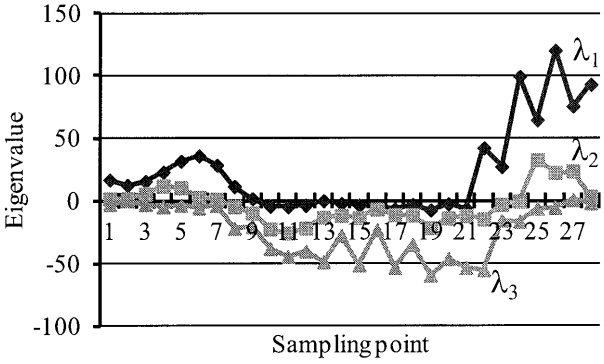
$$S(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = |\lambda_3| \left(1 - \frac{1}{1-p}\left|\frac{\lambda_2}{\lambda_3} - p\right|\right)^{\gamma} \psi(\lambda_1, \lambda_2), (1)$$

と定義する．ここで，

NII-Electronic Library Service



(a)



(b)

図 2 (a) はリンパ節の例．(b) は (a) の線上において算出した固有値．このグラフの中央付近がリンパ節内部の固有値であり，$\lambda 3 < \lambda 2 \approx \lambda 1 < 0$ という大小関係を示している．

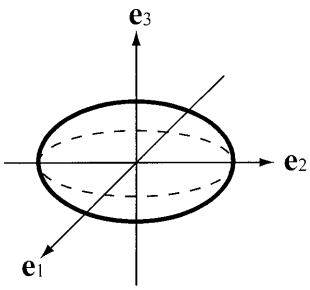


図 3 楕円体におけるヘッセ行列の固有ベクトル $\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3$．$\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2$ が楕円体の長軸，$\mathbf{e}_3$ が短軸に対応する．

$$\psi(\lambda_s, \lambda_t) = \begin{cases} \left(\frac{\lambda_s}{\lambda_t}\right)^{\gamma}, & if \quad \lambda_t \leq \lambda_s < 0, \\ 0, & otherwise, \end{cases} \tag{2}$$

である．式 2 は文献 [8] 中で定義されたものである．式 1 において，p は形状パラメータであり，λ_2 と λ_3 の値の比率を定義する ($0 \leq p < 1$)．これら λ_2 と λ_3 の絶対値は，それぞれ楕円体の長軸と短軸に沿う方向における CT 像の濃淡変化の大きさを表す．固有値 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ に対応するヘッセ行列の固有ベクトルを $\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3$ としたとき，楕円体と固有ベクトルの位置関係を図 3 に示す．γ は楕円体構造に対するフィルタ出力値の先鋭度を指定するパラメータである．

式 1 の楕円体検出フィルタは形状パラメータ p によって検出対象の構造を指定することが可能である．p が 0 に近い場合は板状構造に近い楕円体，p が 1 に近い場合は球状構造に近い楕円体を検出する．また，このフィルタはパラメータ l によって検出対象のサイズを指定可能である．これらのパラメータ p, l を適切に設定することで，楕円体検出フィルタは様々な形状及びスケールの構造物を検出対象とすることができる．

楕円体検出フィルタを領域 R 内の各画素に適用し，各画素にフィルタ出力値が格納された強調画像 I_e（背景付き濃淡画像）を作成する．I_e 上で 1 以上の値を持つ連結成分をリンパ節候補領域とする．形状，スケールパラメータ p, l に複数の値を指定し検出処理を行う場合は，画素ごとに各パラメータを用いた場合の楕円体検出フィルタの値を算出し，その中で最も高いフィルタ出力値を強調画像に格納する．

2.4 過検出削減処理

過検出削減のため，強調画像 I_e 上で画素値，連結成分の体積，連結成分内の最大画素値，胃領域からの距離，周辺領域との CT 値の差を用いたしきい値処理により，リンパ節候補領域の過検出を削減する．

画素単位の過検出削減として，I_e 上で t_1 以下の画素値を持つ画素の画素値を 0 に変更する．その後，連結成分単位の過検出削減を行う．まず，各連結成分の体積，連結成分内の最大画素値を算出し，それぞれ t_2 [mm^3]，t_3 以下であれば連結成分を構成する画素の画素値を 0 に変更する．また，各連結成分の重心点と胃領域間の距離が t_4 [mm] 以上であれば，これも連結成分を構成する画素の画素値を 0 に変更する．この胃領域情報は手動で作成したが，胃領域が空気で満たされていれば容易に自動抽出が可能である．

さらに連結成分単位の過検出削減として，連結成分の周辺領域との CT 値の差を用いた処理を行う．具体的な処理として，各連結成分において，その連結成分内の平均 CT 値 a_1 [H.U.] を求める．また，その連結成分に半径 3.0 [mm] の球を構造要素とする dilation 演算を適用し，dilation 演算の結果得られた領域と元の連結成分の差により周辺領域を作成する．この周辺領域内の平均 CT 値を a_2 [H.U.] を求める．$a_1 - a_2 < t_5$ または $t_6 < a_1 - a_2$ であれば，連結成分を構成する画素の画素値を 0 に変更する．

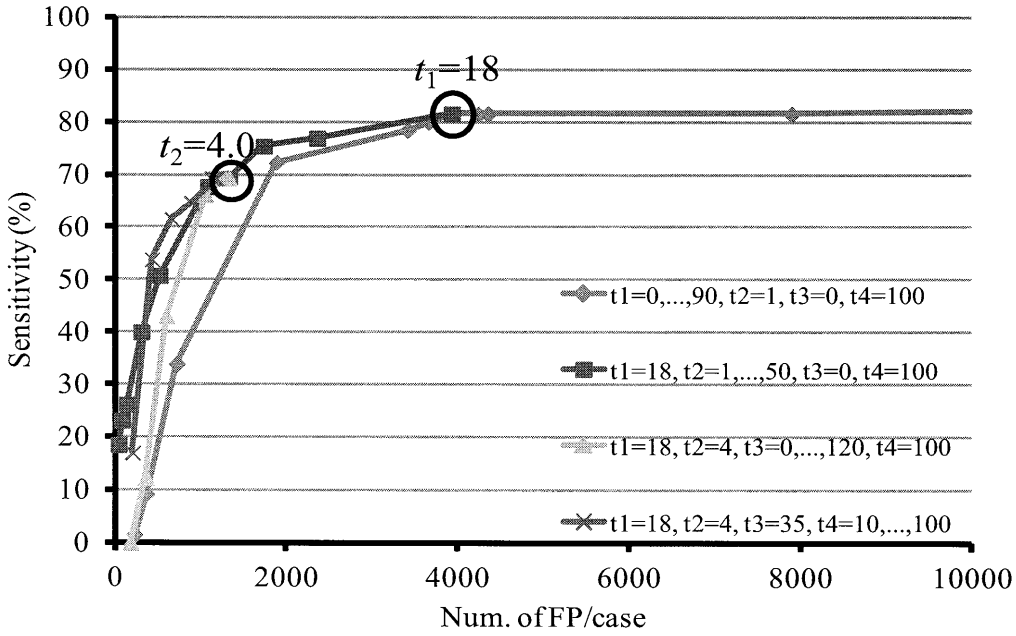
これら過検出削減処理の後に残った領域を最終的なリンパ節候補領域とする．

3. 実　　験

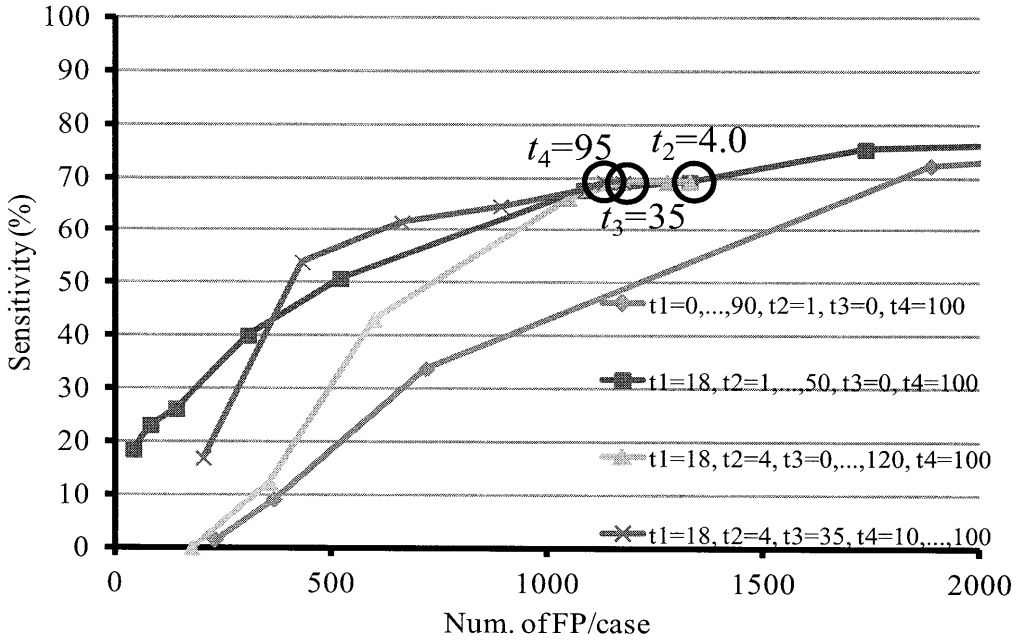
提案手法を 3 次元腹部 CT 像 6 例に適用し，胃周辺のリンパ節検出を行った．これらの CT 像は胃がんが存在する症例のものであり，胃周辺の 65 個のリンパ節を検出対象とした．実験に用いた CT 像の仕様は，画像サイズ 512 × 512 [pixels]，スライス枚数 359〜584 枚，画素間隔 0.625〜0.741 [mm]，再構成間隔 0.500〜0.800 [mm]，スライス厚 0.500〜1.00 [mm]，管電圧 120 [kVp]，管電流 150〜450 [mAs] である．検出処理のパラメータは，$l = 3.0, 4.0, 5.0, 6.0, 7.0, 8.0$，$p = 0.7, 0.8, 0.9$，$\gamma = 1$ とした．

過検出削減処理のパラメータを決定するため，各パラメータ値を変化させた場合のリンパ節検出率と 1CT 像当たりの

NII-Electronic Library Service



(a)



(b)

図 4 過検出削減処理のパラメータを変化させ作成した FROC 曲線．パラメータを $t_1 = 10, \ldots, 20$，$t_2 = 1.0$，$t_3 = 0$，$t_4 = 100$ とした場合，$t_1 = 18$，$t_2 = 1.0, \ldots, 5.0$，$t_3 = 0$，$t_4 = 100$，とした場合 $t_1 = 18$，$t_2 = 4.0$，$t_3 = 0, \ldots, 40$，$t_4 = 100$，とした場合 $t_1 = 18$，$t_2 = 4.0$，$t_3 = 35$，$t_4 = 50, \ldots, 100$ とした場合の 4 通りを示す．(a) は 1CT 像当たりの過検出数 0 から 10000 の範囲をプロットしたもの，(b) は 1CT 像当たりの過検出数 0 から 2000 の範囲をプロットしたものである．

過検出数を計測し，FROC 曲線を作成した．$t_1 = 10, \ldots, 20$，$t_2 = 1.0$，$t_3 = 0$，$t_4 = 100$ としたときの FROC 曲線を図 4 (a) に示す．この図より，$t_1 = 18$ のとき検出率 81.5%，過検出 3932.7 個/CT であった．同様に図 4 (a) から $t_2 = 4.0$ [mm^3] で検出率 69.2%，過検出 1329.8 個/CT，図 4 (b) から $t_3 = 35$ で検出率 69.2%，過検出 1175.8 個/CT，$t_4 = 95$ [mm] で検出率 69.2%，過検出 1132.7 個/CT となった．同様にして t_5, t_6 の値を求め，最終的にパラメータ $t_1 = 18$，$t_2 = 4.0$ [mm^3]，$t_3 = 35$，$t_4 = 95$ [mm]，$t_5 = 30$，$t_6 = 140$ としたときにリンパ節検出率は 69.2%（45/65）であり，過検出は 1CT 像当たり 783 個であった．

提案手法により検出されたリンパ節の例を図 5 に示す．また，

NII-Electronic Library Service

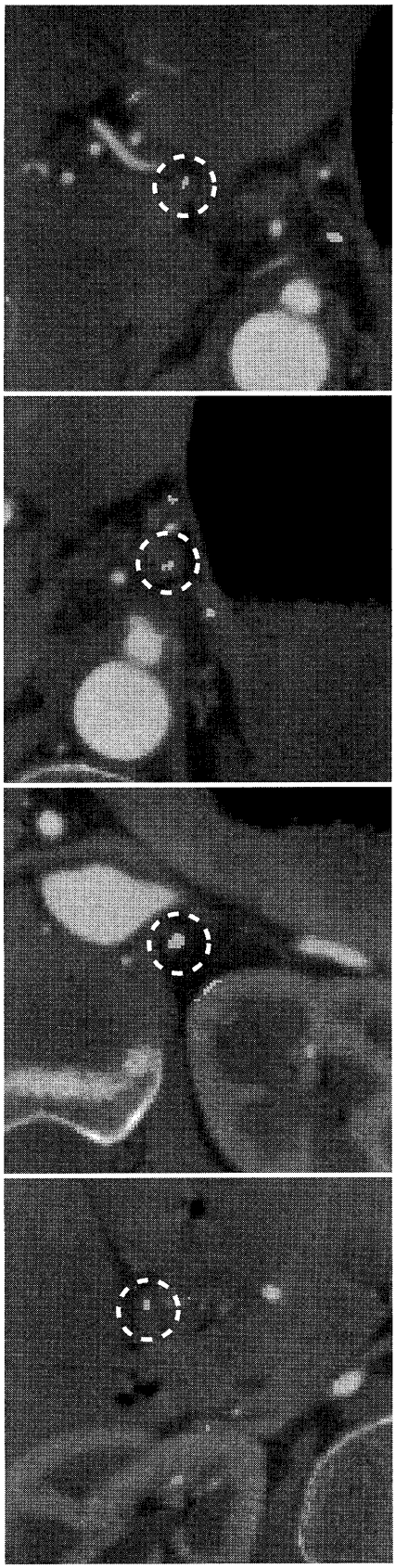


図 5　検出されたリンパ節の例．マークした領域が検出結果．リンパ節を破線で囲んで示す．

検出できなかったリンパ節の例を図 6 に示す．

4. 考　　察

本手法では，楕円体検出フィルタを用いて胃周辺のリンパ節検出を行った．この楕円体検出フィルタは，形状パラメータとスケールパラメータを変更することで，様々な形状とサイズを持つ楕円体を検出することが可能である．図 5 に示す結果でも，サイズの異なる様々なリンパ節を検出できていた．腫大リンパ節には楕円体に近い形状のものもあるが，概ね球体に近い形状を示す．そこで，今回の実験においては形状パラメータを $p = 0.7, 0.8, 0.9$ とし，長軸と短軸の長さが近い楕円体を検出対象とした．また，スケールパラメータは直径 3.0 から 8.0 [mm] の楕円体を検出するものとした．これらのパラメータは実験的に求めたが，腫大リンパ節検出を目的とする以上，実際の腫大リンパ節の形状及びサイズに基づいて決定しなければならない．そのため，多くの腫大リンパ節を用いた形状及びサイズ調査が必要である．大きさが 5.0 [mm] 以下のリンパ節はがん転移の影響を受けているかどうかの判断が困難であるため [4]，検出対象とする楕円体のスケールパラメータを今回の実験で用いたものよりも大きな値とし，小さいリンパ節を検出対象から除くことが考えられる．本手法により得られた検出結果には体積の小さい過検出が多数含まれていたため，このスケールパラメータの変更により過検出の削減などが期待できる．

これまでに提案したリンパ節検出手法 [9] の過検出には，胃や腸の内壁に存在する突起部分が含まれていた．楕円体検出フィルタは低濃度値領域の中に位置する高濃度値領域を検出するため，胃や腸内壁の突起部分など，空気領域の中に位置する体組織を誤検出する．そこで本稿で提案する手法では，候補領域内の平均 CT 値とその周辺領域の平均 CT 値の差を用いた過検出削減処理を新たに導入した．リンパ節の周辺には-100 [H.U.] 程の CT 値を持つ脂肪領域が多く存在する．一方，胃や腸内壁の突起部分の周辺には CT 値-1000 [H.U.] 程の空気領域が多く存在する．検出された候補領域内の CT 値はリンパ節と胃や腸内壁の突起部分でほぼ同じであるため，候補領域内とその周辺領域の CT 値の差を用いることで，過検出を削減することができた．

本手法では，図 6 に示すようなリンパ節を見落としていた．図 6 (a)〜(c) はリンパ節が周辺の高 CT 値の組織に接触しており，図 6 (d) はサイズの小さなリンパ節であった．サイズの小さなリンパ節はがんが転移している可能性が低く，診断において重要ではない．本手法は楕円体の形状を示す領域を検出するため，周辺の高 CT 値組織に接触したリンパ節は，サイズの大きなものでも見落とす場合がある．このような周辺組織接触型のリンパ節を検出するためには，周辺組織との接触状態も考慮に入れた検出処理を開発する必要がある．

本手法ではしきい値処理により過検出を削減したが，それでもなお多くの過検出を生じており，本手法を診断支援で利用するためには削減が必要である．今回はフィルタ出力値，CT 値を用いた過検出削減を行ったが，このような濃度値だけでなく領域の形状，他の領域との位置関係など，より多くの特徴量を使った過検出削減を行う必要がある．また，体内におけるリン

NII-Electronic Library Service

Institute of Electronics, Information, and Communication Engineers

パ節の平均的な位置，血管などの臓器とリンパ節の位置関係など解剖学的構造情報を調査し，その結果を利用した削減も考えられる．そのためにはより多くの症例を用いた統計的な解析や，リンパ節検出処理の前に臓器抽出手法を事前に実行することが必要となる．診断支援における本手法の利用を見据えて，今後過検出削減などに導入する処理を選択する予定である．

5. むすび

本稿では，腹部 CT 像から胃周辺のリンパ節を検出する手法を提案した．球や楕円体形状をとるリンパ節を検出するため，形状及びスケールパラメータにより検出対象の形を指定可能な楕円体検出フィルタを導入し，検出処理をおこなった．この楕円体検出フィルタは，CT 像の局所濃淡構造解析に基づいた検出を行うものである．過検出削減処理として，画素値，連結成分の体積，連結成分内の最大画素値，胃領域からの距離，候補領域と周辺領域の CT 値の差を特徴量とした削減を行った．胃がん症例の CT 像 6 例を用いた実験の結果，リンパ節の検出率は 69.2%，1CT 像当たりの過検出は 783 個であった．今後の課題として，検出及び過検出削減処理の最適パラメータ算出，過検出削減処理における解剖学的構造情報の利用，多症例を用いた検出性能評価が挙げられる．

謝辞 日頃から熱心に御討論頂く名古屋大学森研究室の諸氏に感謝する．本研究の一部は，文部科学省・日本学術振興会科学研究費補助金，愛知県「知の拠点」，ならびに栢森情報科学振興財団研究助成金によった．

文　献

[1] 川井 弘光, “胃癌取扱い規約 第 13 版,” 日本胃癌学会, 1999.
[2] 尾崎 正彦, “CT スキャンによる胃癌転移リンパ節の術前診断,” 日本消化器外科学会雑誌, vol.17, no.8, pp.1507–1516, 1984.
[3] フォイヤーシュタイン・マルコ, 出口 大輔, 北坂 孝幸, 岩野 信吾, 今泉 和良, 長谷川 好規, 末永 康仁, 森 健策, “造影胸部 CT 画像からの縦隔リンパ節の自動検出,” 第 17 回日本コンピュータ外科学会大会特集号, pp.241-242, 2008.
[4] 中村 嘉彦, 北坂 孝幸, 森 健策, 末永 康仁, 伊藤 雅昭, 縄野 繁, “局所濃淡構造解析を用いた 3 次元腹部 X 線 CT 像からのリンパ節抽出手法の改良,” 電子情報通信学会技術研究報告, MI2009-13, pp.69–74, 2009.
[5] 中村 嘉彦, 北坂 孝幸, 古川 和宏, 後藤 秀実, 藤原 道隆, 三澤 一成, 伊藤 雅昭, 縄野 繁, 森 健策, “3 次元腹部 X 線 CT 像からのリンパ節抽出手法の改良,” 第 29 回日本医用画像工学会大会予稿集, OP4-1, 2010.
[6] 政清 史晃, 久保 満, 河田 佳樹, 仁木 登, 西岡 将規, 宮本 英典, 吉川 幸造, 島田 光生, 西谷 弘, “腹部 CT 画像を用いた肥大リンパ節の抽出アルゴリズム,” 電子情報通信学会技術研究報告, MI2008-10, pp.55–58, 2008.
[7] 澤田 好秀, 新田 修平, 本谷 秀堅, 深見 忠典, 湯浅 哲也, 赤塚 孝雄, 呉 勁, 武田 徹, 織内 昇, 遠藤 啓吾, 渡邉 順久, “リンパ腫抽出における偽陽性削減のための局所構造を保持する判別分析,” 電子情報通信学会技術研究報告, MI2006-84, pp.5–8, 2007.
[8] Y. Sato, C.-F. Westin, A. Bhalerao, S. Nakajima, N. Shiraga, S. Tamura, and R. Kikinis, “Tissue Classification Based on 3D Local Intensity Structures for Volume Rendering,” IEEE Trans. Vis. Comput. Graph., vol.6, no.2, pp.160–180, Apr. 2000.
[9] 小田 昌宏, 北坂 孝幸, 藤原 道隆, 三澤 一成, 森 健策, “局所濃淡構造解析に基づく楕円体検出フィルタによる腹部 CT 像からのリンパ節検出手法,” 第 20 回日本コンピュータ外科学会大会特集号, vol.13, no.3, 11(I)-5, pp.182-183, 2011.

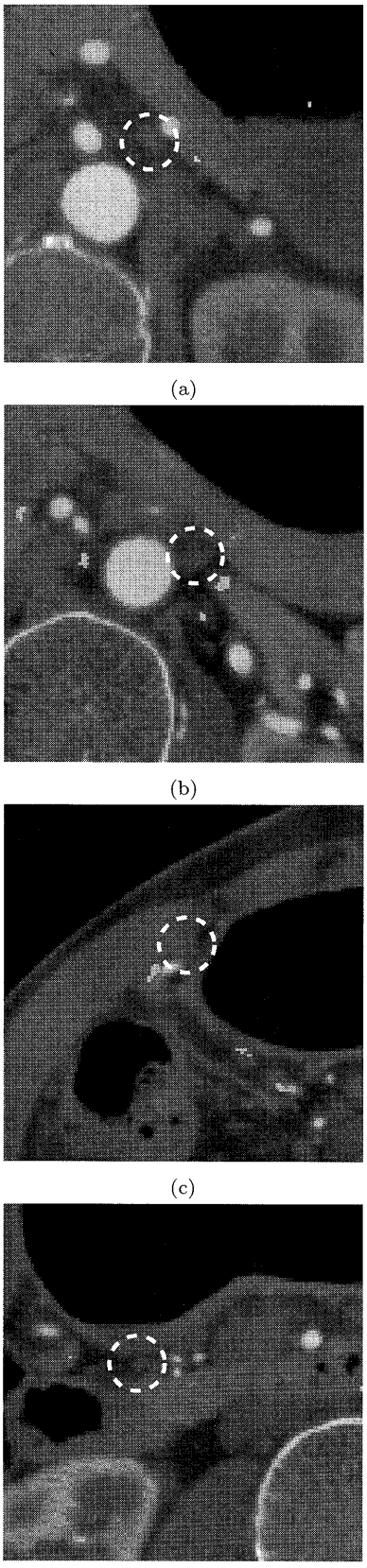


図 6　検出できなかったリンパ節の例．マークした領域が検出結果．リンパ節を破線で囲んで示す．(a)〜(c) のリンパ節は周辺の高 CT 値の組織と接触しており，(d) はサイズの小さいリンパ節．

NII-Electronic Library Service