

全乳房超音波画像における 3 次元的情報に基づいた 腫瘍像の自動検出法の開発

石原 福太郎[†] 福岡 大輔^{††} 村松 千左子[†] 原 武史[†]

高田 悦雄^{†††} 遠藤 登喜子^{††††} 森田 孝子^{†††††} 藤田 広志[†]

[†]岐阜大学大学院医学系研究科知能イメージ情報分野 〒501-1194 岐阜県岐阜市柳戸 1-1

^{††}岐阜大学教育学部技術教育講座 〒501-1194 岐阜県岐阜市柳戸 1-1

^{†††}独協医科大学超音波センター 〒321-0293 栃木県下都賀郡壬生町北小林 880

^{††††}国立病院機構名古屋医療センター放射線科 〒460-0001 愛知県名古屋市中区三ノ丸 4-1-1

^{†††††}中日病院乳腺科 〒460-0002 愛知県名古屋市中区丸の内 3-12-3

E-mail: † ishihara@fjt.info.gifu-u.ac.jp

あらまし 集団検診では受診者の数が多く大量の画像データが撮影されるため、医師の読影負担が大きくなり病変の見落としの可能性が高くなることが予想される。本研究では、全乳房超音波画像を対象に、医師の読影負担の軽減を目的とした腫瘍像の自動検出法を提案する。まず、処理対象となる乳房領域を抽出した。次に、腫瘍像は周辺の乳腺組織よりも低濃度に描画される傾向があることから、注目画素と周辺画素における相対的な濃淡差を算出し、候補領域を決定した。最後に、候補領域から特徴量を抽出し、偽陽性を削除することで腫瘍像を検出した。本手法を 53 乳房 59 個の腫瘍で評価した結果、78.0% (46/59) の腫瘍の検出に成功した。

キーワード 全乳房超音波画像, 腫瘍検出, コンピュータ支援診断

Development of an automated mass detection technique based on 3D features in whole-breast ultrasound images

Fukutaro ISHIHARA[†] Daisuke FUKUOKA^{††} Chisako MURAMATSU[†] Takeshi HARA[†]

Etsuo TAKADA^{†††} Tokiko ENDO^{††††} Takako MORITA^{†††††} Hiroshi FUJITA[†]

[†] Dept. of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu-University, 1-1 Yanagido, Gifu-shi, 501-1194 Japan

^{††} Technology Education, Faculty of Education, Gifu University 1-1 Yanagido, Gifu-shi, 501-1193 Japan

^{†††} Center of Medical Ultrasonics, Dokkyo Medical University, 880 Kitakobayashi, Mibu-cho, Shimotsuga-gun, 321-0293 Japan

^{††††} Dept. of Radiology, National Hospital Organization Nagoya Medical Center, 4-1-1 Sannomaru, Naka-ku, Nagoya-shi, 460-0001 Japan

^{†††††} Dept. of Mammmary Gland, Chunichi Hospital, 3-12-3 Marunouchi, Naka-ku, Nagoya-shi, 460-0002 Japan

E-mail: † ishihara@fjt.info.gifu-u.ac.jp

Abstract In breast cancer screening, a large amount of data is acquired from many patients. Therefore radiologists may overlook lesions under the reading overload. This paper proposes an automated mass detection technique to reduce the reading overload in whole-breast ultrasound images. First, we extract breast regions. Second, because masses tend to have lower density than mammary glands, we calculate pixel values relative to the neighboring pixels, and extract candidate mass regions. Finally, we extract features from candidate mass regions and remove false positives. The proposed method was applied to 59 clinical cases, and achieved 78.0% of sensitivity.

Keywords whole-breast ultrasound Images, Mass detection, Computer-aided diagnosis

1. はじめに

乳がんは日本人女性におけるがんの罹患率の第1位となっている[1]。このため、乳がんの早期発見は重要な課題であり、本邦では乳房X線検査だけでなく超音波検査による検診も行われている。

乳がん検診における超音波への高い期待のもと、乳腺に特化した撮影装置の開発や商品化も進められており、近年では乳房全体をスキャンすることができる全乳房超音波スキャナが開発も行われている。高田らは機械式的全乳房超音波スキャナ ASU-1004 を開発している[2,3]。このスキャナは乳房全体を三回に分けて走査する水浸式の自動スキャナである。

一方で、集団検診では受診者の数が多く、大量の画像データが撮影される。また、先に述べたような全乳房超音波スキャナのように、画像データの大規模化する傾向にある。そのため、これらの画像を読影する医師の負担が大きく、病変の見落としが起る可能性が高くなることが予想される。そこで、集団検診用の全乳房超音波画像を対象に、医師の読影負担の軽減を目的としたコンピュータ支援診断システムの開発が行われている。

先行研究として、池戸らは腫瘍像の縦のエッジに着目した検出法について報告を行っている[4]。しかし、腫瘍像には必ず縦のエッジが検出されるわけではないため、未検出となる症例も存在した。

そこで本研究では、腫瘍像が周辺の乳腺組織よりも低濃度に描画される傾向を利用し、3次元的に周辺領域よりも低濃度な領域を抽出することで腫瘍像を検出する手法を提案する。

2. 対象画像

2.1. 撮影装置

本研究では、アロカ社製の超音波診断装置 Prosound-II SSD-5500 と集団検診用全乳房超音波スキャナ ASU-1004 により撮影された乳腺超音波画像を用いた。ASU-1004 は幅 60mm の術中用 T 型リニアプローブ（周波数 7.5MHz）を搭載した水浸式のスキャナである。被検者の体位は、前傾姿勢（お辞儀した状態）で片側乳房メンブレンの上に載せた状態となる。撮影方法は 160mm×160mm の範囲でプローブを水槽内で機械的に 1 往復半（3 パス）、各パス 1cm ずつオーバーラップしながら撮影される。撮影された画像は 8bit グレースケールの DICOM 形式で保存される。全乳房画像は画像処理を利用して各パスの画像を合成することにより得られる[5]。

2.2. データベース

本研究で使用する画像の概要を図 1 に示す。画像サ

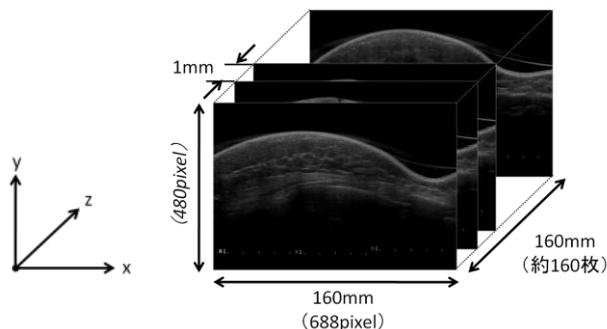


図 1 全乳房超音波画像と座標系の定義

イズは 688×480 ピクセルの約 160 スライスで構成されている。また、本研究では臨床で撮影された 53 乳房の画像を用いた。このデータベースはすべて異常乳房で構成され、全部で 59 個の腫瘍（がん 22 個、線維腺腫 13 個、のう胞 24 個）が含まれている。これらは超音波診断の経験豊富な医師により診断されたものである。腫瘍の実効直径は 5.2 mm から 17.7mm で、平均は 9.3mm であった。

3. 手法

3.1. 概要

全乳房超音波画像では腫瘍像は周辺の乳腺組織よりも低濃度に描画される傾向がある。そこで、注目画素と周辺画素における相対的な濃淡差を調べることににより、腫瘍候補領域を決定した。腫瘍検出処理は大きく 5 つのステップから構成される。処理の流れを図 2 に示す。

3.2. 前処理

本研究では、3 次元的な特徴を抽出することによって腫瘍の検出を行っている。そのため、線形補間によって画像を空間分解能が 0.5mm/pixel の等方ボクセルに変換して処理を行った。変更後の画像サイズは、320



図 2 手法の手順

×223 ピクセルの 320 スライスである。

超音波画像は音の干渉により発生するスペックルノイズを多く含んでいる。また、超音波検診装置のゲインの調整機能により、画像の濃度が様々に変化する。そのため効率よく腫瘍検出を行うためには、これらのノイズの低減や画像濃度の正規化が重要である。本研究では、メディアンフィルタとヒステリシス平滑化処理を用いてノイズを軽減し、異方性拡散フィルタ処理により周辺画素との揺らぎを軽減した。最後にヒストグラム平坦化処理により画像濃度の正規化を行った。これらの前処理後の画像を前処理画像 P と定義し、例を図 4 (b) に示す。

3.3. 乳房領域の抽出

まず、前処理画像 P から乳房の構造を認識するために、初期乳房領域・皮膚領域・乳頭領域の抽出を行い、初期乳房領域から皮膚領域と乳頭領域を省くことで乳房領域画像を作成した。

乳房領域は背景成分よりも明らかに高濃度であるため、濃度のしきい値処理により皮膚や乳頭を含む初期乳房領域を抽出した。しきい値は経験的に決定した 40 を用いた。ただし、のう胞のような無エコーな病変が初期乳房領域から削除されている可能性があるため、濃度のしきい値処理後に穴埋め処理を適用し、このような無エコー領域も初期乳房領域とした。さらに、メンブレンを誤抽出している可能性もあるため、X-Y 面と Z-Y 面ごとに面積の小さい領域を削除し最終的な初期乳房領域とした。

次に、初期乳房領域から皮膚領域を抽出した。皮膚は初期乳房領域に含まれる他の組織よりも高濃度に描画される。そこでまず、皮膚の表面に半径 5mm の円の中心をおいて、その円を転がした時に円に含まれる領域を関心領域とする。次に、X-Z 面ごとに大津法によりしきい値を決定し二値化を行う。ただし、このままだと乳房領域内で同様に高濃度な乳腺やクーパー靭帯を誤抽出している可能性があるため、抽出した領域を y 軸方向に上側から走査して、もし皮膚の開始点が二つ以上見つかった場合は下側の画素を領域から削除した。そして、最大体積を抽出し 3 次元の穴埋め処理を行うことで、最終的な皮膚領域とした。

次に、乳頭領域を抽出した。まず Z-Y 面の平均画像と X-Y 面の平均画像から経験的に決定したしきい値 30 を用いて乳頭が存在するスライスの範囲を探索し、関心領域を設定する。次に X-Z 面の平均画像上の関心領域において、固定しきい値 90 で二値化し、最大面積を持つ領域をシード領域として領域拡張を行う。領域拡張はしきい値を大きくしながら行ったときに、前回のしきい値での面積と今回のしきい値の面積が 300 以下であればしきい値を大きくして再度領域拡張を行い、

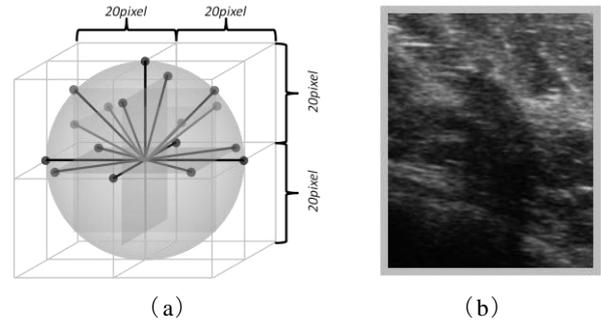


図 3 低濃度抽出処理における関心領域の設定
(a) 17 方向の関心領域
(b) 後方エコーを有する腫瘍像

得られた領域を乳頭領域とした。

最後に、初期乳房領域から皮膚領域と乳頭領域を削除し、乳房領域を決定した。ただし、乳頭直下には後方エコーが描画されることが多く、後の低濃度領域の抽出に影響がでる場合があるため、乳頭直下の領域を乳房領域から除外した。抽出した乳房領域画像を、例を図 4 (b) に示す。

3.4. 低濃度抽出処理

本研究では、腫瘍像が周辺の乳腺組織よりも低濃度に描画される特徴に着目した検出を行っている。しかし、全乳房超音波画像は超音波の反射を画像化しているため、画像上方から下方に行くにつれて画像全体が高濃度から低濃度な値をとる傾向にあり、腫瘍内濃度もその位置によって異なってくる。よって低濃度領域を抽出するためには、注目点が周辺領域よりも低濃度である領域を抽出する必要がある。そこで、以下の処理を行うことで、低濃度領域を抽出した。

図 3 (a) のような注目画素から側方・上方の 17 方向に半径 20pixel の関心領域を設定した。下方 9 方向に関心領域を設定しなかったのは、図 3 (b) に示すような後方エコーを有する腫瘍に対応するためである。下方を設定しないことで、後方エコーにより腫瘍の輪郭が欠損していても抽出できるようにした。しかし、このままでは注目点と周辺領域の定義が 20pixel と固定されてしまい、局所的な変化に対応できない。そこで各方向ごとに関心領域の大きさ β を 1pixel から 20pixel まで変化させて式 (1) より D_β を算出した。

$$D_\beta = \sum_{\alpha=1}^{\beta} \{P(x+\alpha, y, z)/\alpha\} - P(x, y, z) \quad \dots (1)$$

$$(1 \leq \beta \leq 20)$$

D は注目点から距離 β までの平均濃度と注目点の濃度の差分値である。 D を図 2 に示す 17 方向の各関心領域で計算し、しきい値 30 未満の回数をとる低濃度抽出画像 L を作成する。L は 0~17 までの値をとる多値画像となる。図 4 (c) に画像 L を示す。

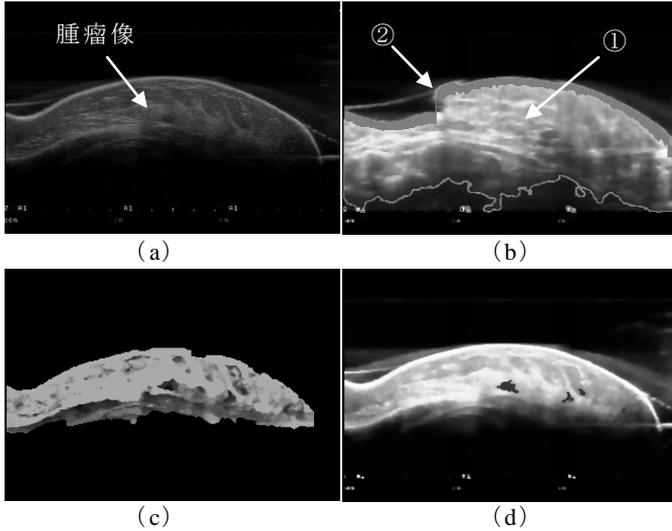


図4 各処理における結果画像

- (a) 原画像
- (b) 前処理画像 (①乳房領域, ②皮膚領域)
- (c) 低濃度抽出画像 (d) 検出結果画像

3.5. 候補領域抽出処理

低濃度抽出画像 L から濃度弛緩法と大津法を用いて初期候補領域を求め、D/W による削除を行うことで候補領域を求めた。

まず低濃度抽出画像 L から濃度弛緩法を用いて濃淡値の揺らぎを軽減した画像 S を作成する。その際に、分離度を高めるために、しきい値を平均濃度値ではなく大津法のしきい値を使用した。その画像 S に対して大津法によりしきい値 TH を求めた。そして、腫瘍の過抽出を避けるために経験的な値 0.5 を TH に乗算した値で濃度弛緩法後の画像を二値化し、初期候補領域とした。初期候補領域には主に、腫瘍、胸筋直下の領域、脂肪領域が存在するが、腫瘍は比較的球状で、胸筋直下の領域は面状に抽出される。そこで、ラベリングを行い D/W2.0 以上の領域を削除し、残った領域を候補領域とした。

3.6. 特徴量抽出

腫瘍と偽陽性を判別するために、候補領域から特徴量を抽出した。まず、より正確な特徴量を得るために、候補領域の各ラベル領域に対して領域拡張法を行う。各ラベルをシード領域とし、拡張するしきい値をそのラベル内の最大濃度から+40 まで 2 ずつ増加させ繰り返し領域拡張を行う。ただし、+40 まで到達するか直前と領域拡張後の体積の差が 500 を超えた場合、その直前の領域を領域拡張後の領域とする。

次に、領域拡張後の画像に対してラベリングを行い特徴量の抽出した。ここで、抽出した特徴量は、前処

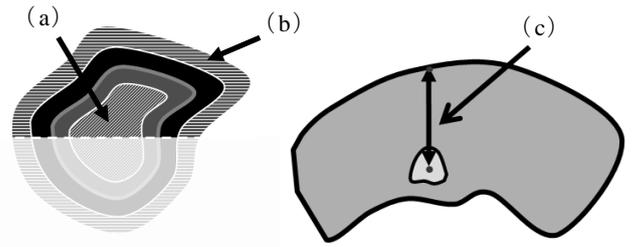


図5 特徴量の詳細

- (a) 検出領域 (b) 周辺領域
- (c) 重心と皮膚領域の y 座標との距離

理後画像における①平均濃度、②画素値の標準偏差、③検出領域と周辺領域の濃度差、④体積、⑤球形度、⑥重心と皮膚領域の y 座標との距離の計 6 特徴量である。周辺領域とは、腫瘍領域を 5×5 の円構造要素で dilation 処理を行うことで拡張された領域のことである。⑤、⑥については図 5 に示す箇所である。

3.7. 偽陽性削除

得られた特徴量を用いて、ルールベース法による偽陽性削除を行った。平均濃度が 160 以上、標準偏差が 31 以上、検出領域と周辺領域の濃度差が 70 以上、体積が 17000 voxel 以上、重心と皮膚領域の y 座標との距離が 90 以上の候補領域は削除した。そして、最終的に残った領域を腫瘍検出結果とし、図 4 (d) に示す。

4. 実験結果と考察

2.2. 項で述べたデータベースを用いて、提案した腫瘍検出のための手法の評価を行った。

検出した領域が腫瘍の領域に含まれている場合、その領域を真陽性 (true positive : TP) とし、残りの領域を偽陽性 (false positive : FP) とした。偽陽性削除処理の適用前と適用後の TP と 1 乳房あたりの偽陽性数は、適用前の TP 率は 78.0% (46 個/59 個) で FP 数が 82.9 個 (4396 個/53 乳房)、適用後の TP 率は 78.0%

(46 個/59 個) で FP 数が 28.8 個 (1525 個/53 乳房) であった。

本手法では、従来法の縦エッジに着目した手法で検出できなかった症例に対しても、腫瘍の抽出に成功した。また、検出できなかった例を図 6 に示す。この画像は低濃度抽出処理後の画像と候補領域抽出処理後の画像である。低濃度抽出処理後では腫瘍像は抽出できているが、候補領域抽出処理の段階では、領域から削除されてしまっている。これは、候補領域抽出処理において、適切な値で二値化が行われなかったためと考えられる。よって、低濃度領域抽出処理後に、より腫瘍の特徴を表す領域を抽出するか、適切なしきい値で二値化できるように手法を改良することが必要である。

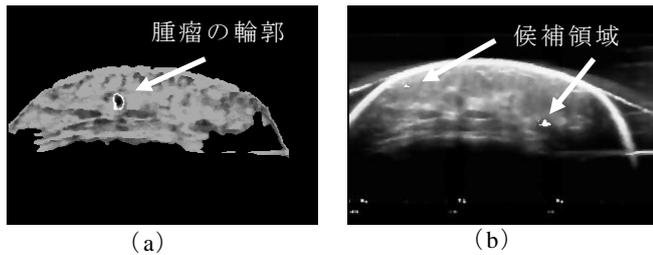


図 6 検出に失敗した例
 (a) 低濃度抽出処理後の画像
 (b) 候補領域抽出後の画像

5. まとめ

本研究では、腫瘍像が周辺の乳腺組織よりも低濃度に描画される傾向を利用し 3 次元的に周辺領域よりも低濃度な領域を抽出することで腫瘍像を検出する手法を提案した。本手法を 53 乳房 59 個の腫瘍で評価した結果、78.0% (46/59) の腫瘍の検出に成功した。しかし、1 乳房あたりの偽陽性数は 28.8 個であったため、さらなる改良が必要である。

6. 謝辞

本研究の一部は、文部科学省知的クラスター創成事業 岐阜・大垣地域「ロボティック先端医療クラスター」(平成 16~20 年度)の補助を受けました。

参考文献

- [1] 富永祐民, 大島 明, 黒石哲生 他 (編): がん・統計白書—罹患/死亡/予後—1999, 第 4 章, 東京, 篠原出版, 1999.
- [2] E.Takada, Y.Ikeda, D.Fukuoka, et al.: Semi-automatic ultrasonic full-breast scanner and computer-assisted detection system for breast cancer mass screening, SPIE Medical Imageing 2007: Ultrasonic Imageing and Signal Processing, eds. by S.Y.Emelianov and S.A.McAleavey, vol.6513, pp.651310-1-651310-8, San Diego, CA, USA, Feb. 2007.
- [3] 伊藤壽夫: 乳癌超音波自動検診用システムについて, 医用画像情報学会雑誌, vol.23, no.2, pp.75-78, 2006.
- [4] 池戸祐司, 福岡大輔, 原 武史 他: 全乳房超音波画像における腫瘍像自動検出システムのための左右乳房画像の比較による偽陽性削除法, 電子情報通信学会論文誌 D, J91-D (7), 1923-1926, 2008.
- [5] D. Fukuoka, Y. Ikeda, T. Hara, "Development of breast ultrasound CAD system for screening," Proc. Digital Mammography, 8th Int'l Workshop IWDM2006, pp.392-398, Manchester, U.K. June 2006.