

## 対象の変形を考慮した乳部ステレオX線像間の対応手法

喜多 泰代<sup>†</sup> Ralph Highnam<sup>††</sup> Michael Brady<sup>††</sup>

異なる角度から撮影された乳部X線画像, Cranio-Caudal(CC)画像と Medio-Lateral Oblique(MLO)画像間の対応を撮影中の乳部の変形を考慮して求める手法を提案する. この異種画像間の対応は, 初期癌の早期発見, またその後の生検のため病変位置を決定するのに非常に重要である. これら乳部X線画像は, 乳部をフィルムカセット板と圧迫板で各々のカメラ方向に圧迫しながら撮影される. 異なる方向への圧迫による, 撮影時の乳部の形状の違いにより, 対応点は, しばしば, ステレオ画像の通常のエピポーラ線から大きく離れた位置に現れる. 本論文で提案する手法では, CC画像上の1点に対応する3次元空間上の存在可能位置を表す線分の乳部圧迫による変形と投影のシミュレーションを行なうことにより, MLO画像上の対応線(“ゆがんだエピポーラ線”)を算出する. 複雑な上に必要条件がすべて既知でない状態でのシミュレーションを可能とするため, 物理的変形の原理を考慮した多くの近似を工夫している. 多数の実画像を用いた実験により, その有効性を示す.

## Correspondence between two different views of X-ray mammograms using simulation of breast deformation

YASUYO KITA,<sup>†</sup> RALPH HIGHNAM<sup>††</sup> and MICHAEL BRADY<sup>††</sup>

In this paper, we develop a method to find correspondences between a Cranio-Caudal (CC) and a Medio-Lateral Oblique (MLO) X-ray image of the same breast. Matching between such pairs of images is considered essential by radiologists for more reliable diagnosis of early breast cancer. The two images are taken while the breast is compressed between the cassette and plate of the X-ray machine, but, almost always, to a different extent in each direction. The deformations of the breast caused by the different compressions in the different directions causes corresponding points to appear far from the straight “epipolar lines” familiar from binocular stereo vision. The method developed in this paper calculates the line in a MLO image corresponding to a point in the CC image through simulation of the deformation and the projection of a 3D line(curve) corresponding to the point. Experiments using actual images show that the method gives good predictions which can be used to find exact correspondences between points in the two images.

### 1. はじめに

乳部X線画像は早期癌を発見するための主要技術で, 多くの国でこれを用いた集団検診が行われている. 歴史的には, 単一の画像が Medio-Lateral Oblique(MLO: 肩から腰への斜め)方向に撮影されていたが, 最近では, Cranio-Caudal(CC: 頭から爪先)方向に撮影する画像も加え2種の画像を用いた診断が見落とし(False Negative)や見間違い(False Positive)を格段に減らすとされている. X線画像は, 図1<sup>1)</sup>に示すように, 乳部をフィルムカセット板と圧迫板ではさみ, 各々の撮影方向に圧迫しながら撮影される. 圧迫は, 許容X線量で良い画質の画像を得るために必須である.

より確実な診断のためには, これらの画像の情報を統合する必要があり, 特に, 異常特徴の画像間の対応付けが強く望まれる. 異常が両画像上に同じ画像特徴として表れるのであれば, 特徴の類似度に基づく対応探索<sup>2)</sup>が可能であるが, 現実には, 圧迫方向や圧迫強度によって画像上での表れ方が大きく変化するため<sup>3)</sup>, 医師もこれだけを頼りに対応を決定することはできない.

X線撮影機構は, 図1 dに示すようにX線源とフィルムが一体となって移動し, それぞれを焦点と画像面とするピンホールカメラシステムと考えられる. CC画像及びMLO画像はこのしくみにより異なる方向から撮影されるため, 対応は一種のステレオビジョン問題<sup>4)</sup>である. しかし, 対象である乳部が圧迫により変形する非剛体であるため, 撮影幾何だけを考慮したエピポーラ拘束は真の対応拘束とはならない. 現実には, CC画像上の1点に対応する点が撮影幾何から算出されるエピポーラ線

<sup>†</sup> 電子技術総合研究所 知能システム部

Intelligent Systems Division, Electrotechnical Laboratory

<sup>††</sup> Dept. of Engineering Science, University of Oxford

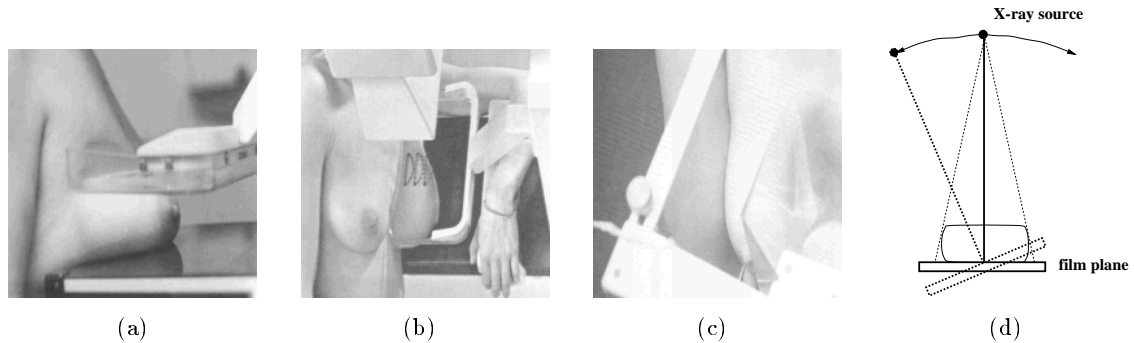


図1 乳部X線撮影: (a) Cranio-Caudal 方向, (b) Medio-Lateral Oblique 方向, (c) Medio-Lateral 方向, (d) X線装置の回転.

Fig. 1 X-ray system for breast: (a) Cranio-Caudal, (b) Medio-Lateral Oblique, (c) Medio-Lateral mammogram and (d) schema of X-ray source movements.[1]

から大きく外れることが多々観測される。異なる撮影方向の乳部X線像間の対応を検討した手法<sup>5)6)</sup>も存在するが、乳部の変形に対する考慮が十分になされておらず、変形による多様な位置変動に対処できるとは考えがたい。

乳部内の位置に応じて圧迫による位置変動も大きく異なり、エピポーラ線からのずれ方も複雑に変わるため、たとえ熟練した医師でさえ対応を知るのが難しく、せっかく撮影されたX線像が十分に診断に活用できていないのが現状である。乳部がどのようにX線像上に現れるかの知見を高めるため、医療分野では、乳部の変形や異常部位の表れ方を観測検討した研究がいくつか発表されている<sup>7),8)</sup>。特に8)においては、圧迫下の乳部表面の変形の様子が、被検者の乳部表皮に記されたマークの移動を観察することにより、詳しく検討されている。これらの実験は、乳部表面上の変形だけで、内部の変形についての情報は与えないが、これにより得られた知識は乳部の変形の複雑さを理解するのを助け、個人差による変形の多様性を知らしめる。

ここで、投影幾何の原点に立ち戻ると、図2に示すように、エピポーラ線は3次元空間上で対象点が存在する可能性のある領域、すなわち画像上の投影点と焦点を結ぶ直線を、他画像に投影したものである。本課題の場合、圧迫下でこの直線が通過した乳部組織が、次のX線像の撮影までに圧迫の解除、異なる方向への再圧迫により変形し、曲線分となる。したがってこの曲線分を他画像に投影したものが対応可能位置を示す線となる。そこで、本研究では、2次元画像情報から3次元空間に立ち戻り、そこにおいて現実に起きている変形、投影を物理的にシミュレーションすることにより、上記の“ゆがんだエピポーラ線”を算出する手法を提案する。

実際には、現実に起きている変形を物理的にシミュ

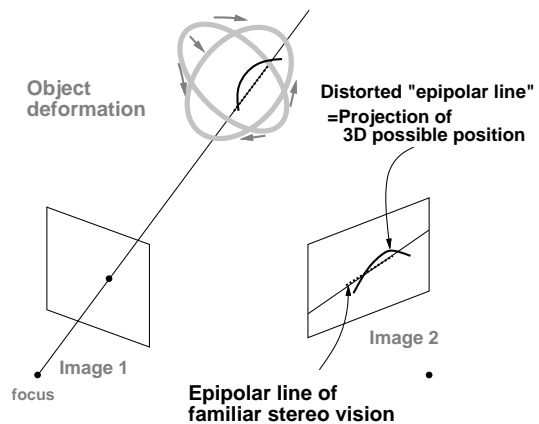


図2 画像間で変形する対象のステレオ対応線分

Fig. 2 Corresponding line for stereo of deformable objects

レーションするために必要な条件が正確に与えられることは少ない。本課題の場合も、乳部内部の変形についての知見はなく、変形のモデルは存在しない。また、境界条件である、対象の3次元形状モデルも正確には与えられない。しかし、人間の視覚処理ではそうした不十分な条件の中でも、それなりの情報を導き、効果的に利用し高度な判断を可能とする。自動化処理においても、粗い条件に基づく簡略化されたシミュレーションでも、その後の画像処理に有効な情報を算出できることが、複数種胃X線画像の統合解析<sup>9)</sup>の例で示されている。ここでは、画像から自動構築される精度の粗い3次元モデルを用いた対象の物理的変形のシミュレーションが、より頑健な画像処理を可能とし、対象の大きな変形にも関わらず画像間で良好な対応付けを実現している。ただし、重い液体を入れたゴム袋のような面形状の胃と、胸壁にその一端を固定したポリウム物体である乳部では、その変形の原理が大きく異なる。乳部の変形に応じた物理的

に妥当な近似を補い、粗くとも有用な解が解析的に得られる変形のシミュレーションが必要である。次章ではその詳細を述べ、3章で実データに適用した実験結果を検討する。

## 2. 手法の概要

### 2.1 問題設定

まず始めに、圧迫がない状態での通常形状の乳部を基本に、座標設定を行う。重力方向による乳部の形状変化の影響を取り除くため、乳首が胸板から無理なく最も離れた位置に存在するように乳部を適度に引いた状態を、基本形状とする。乳部近辺の胸板は鉛直面に近似でき、座標の原点は乳首から胸板におろした垂線の足とする。この垂線を乳首へ向かう方向を正とする  $x$  軸、胸板上の水平線を被験者の左から右方向を正とする  $y$  軸、垂直線を上方を正とする  $z$  軸として左座標系を決定する。この座標系は、剛体である胸板に設定されたオブジェクト座標系であり、乳部の変形には影響されないとする。乳部 X 線像の撮影基準<sup>1)7)</sup>によると、すべての組織をしわのない状態で投影するため、乳部を胸板から離れる方向に適度に引きながら撮影する。このことから、すべての X 線像撮影中、乳首はほとんど移動せず、基本形状での 3 次元座標をほぼ保つと考えられる。この座標系を用いると、CC 画像の撮影方向は  $z$  軸方向に一致し、右(左)乳部の MLO 画像撮影方向はこの方向を  $x$  軸回りに  $30 \sim 60$  ( $-30 \sim -60$ ) 度回転した方向となる。

具体的課題として、CC 画像上の一点に対応する MLO 画像上の対応線を算出する問題を取り上げるが、手法自体はより一般的で MLO $\rightarrow$ CC の逆の対応も可能である。以降、CC 画像撮影下における乳部圧迫を「CC 圧迫」、MLO 画像撮影時の圧迫を「MLO 圧迫」と省略する。CC 画像上の一点に対応する 3 次元空間における点の存在可能位置は、フィルム上の対応点と X 線源を結ぶ直線上、圧迫された乳部内線分となる。MLO 画像上でこの線分が観測される位置を算出する課題は次の 2 つの段階に分けられる。

I. CC 圧迫からの解放による基本形乳部内対応曲線分の復元 (2次元画像 (CC)  $\rightarrow$  3次元曲線分)

II. 基本形乳部内対応曲線分の MLO 圧迫後の MLO 画像への投影 (3次元曲線分  $\rightarrow$  2次元画像 (MLO))

いずれの副課題でも、圧迫による変形が鍵となるが、乳部の変形シミュレーションは単純化し、与えられた画像上の 1 点に対応する 3 次元線分に関してだけ行う。次節でその変形の近似シミュレーションについて述べる。

### 2.2 圧迫による変形のシミュレーション

乳部の変形についての多くは未知であり、3次元基本

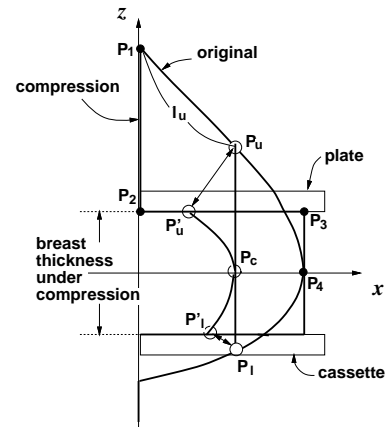


図3 乳部圧迫の模式図(あるCC圧迫断面)  
Fig. 3 Schematic breast compression.(one cross-section for CC-compression)

形状についても、各々異なる形に変形した状態の二投影画像だけから精度良く決定することは不可能である。こうした状況のもとで、物理的な変形に対して妥当な近似を導入し、解析的なシミュレーションを可能にする。

以降、圧迫方向に平行で胸板に垂直な平面による乳部断面を「圧迫断面」と定義する。CC 圧迫の例を用いて、図3にその一圧迫断面を示す。乳部内各点の圧迫による移動成分はこの断面上で最大となることが予測される。そこで、圧迫断面に垂直な移動成分は無視し、変形は各断面内だけで起こると近似する。

**Approximation 1(A1).** 乳部の圧迫断面は、圧迫によりその断面内だけで変形する。

X 線撮影装置の 2 つの板 (圧迫板とフィルム板) の圧力は均等であることを考慮すると、その中間における平行面においては力はほぼ 0 で変形が少ないと考えられる。このことより、第 2 の近似、

**Approximation 2(A2).** 圧迫板とフィルム板の中間に位置する平行面内では、変形は起こらない。

乳部 X 線像の撮影基準<sup>1)7)</sup>により、すべての画像は乳首が 2 つの板の中間に位置する状態で撮影されるため、この A2 により、乳首はその 3 次元位置を変えず、常に X 軸上に存在する。

さらに、乳部の組織の伸縮に関して次のように近似する。

**Approximation 3(A3).** 乳部内の曲線がある曲線に変形する場合、その変形は均等に行われ、すなわち曲線に添った座標において一定係数で伸縮を行う。

これらの近似を用いることにより、もし、乳部の基

本形状と圧迫下における乳部の厚さが既知であれば、乳部表皮上の点に関して、その基本形状の位置から圧迫下における位置を算出することができ、その逆も可能であることを次に示す。圧迫下における乳部の圧迫断面形状は、図3に示すように、圧迫下における乳部の厚さを高さとし、断面の基本形状の乳部輪郭とxy平面との交点(図3中P4)の胸板からの距離を幅とする長方形と考えられる。ここで基本形状の乳部表皮上の一点、 $P_u$ が圧迫によって $P'_u$ に移動することを考えてみよう。A3により、上部輪郭 $P_1P_4$ の長さ $L_u$ は均一に長さ $L'_u = L_1 + L_2 + L_3$ に伸縮される。ここで、点 $P_n$ ( $n = 1 \sim 4$ )に関しては、図3に示す。また、 $L_n$ は $P_nP_{(n+1)}$ の長さを表す。したがって、 $P'_u$ のxとz座標、 $x'_u$ と $z'_u$ は $P_1P_u$ の長さ、 $l_u$ を用いて次のように算出される。

$$l = l_u * L'_u / L_u,$$

$$\begin{aligned} x'_u &= 0 & z'_u &= (L_1 + L_3) - l; & \text{if}(l \leq L_1) \\ x'_u &= l - L_1 & z'_u &= L_3; & \text{if}(L_1 < l \leq (L_1 + L_2)) \\ x'_u &= x_{P_4} & z'_u &= L'_u - l; & \text{if}((L_1 + L_2) < l) \end{aligned}$$

ここで $x_{P_4}$ は、 $P_4$ のx座標である。

さて次に、図3に示すような、基本形状の乳部を貫く垂直線を考えよう。この直線の乳部の上部輪郭、xy平面、下部輪郭とのそれぞれの交点を、改めて、 $P_u$ 、 $P_c$ 、 $P_l$ とする。A2により、圧迫時に $P_c$ はその位置を変えない。 $P_u$ 、 $P_l$ の圧迫後の対応位置、 $P'_u$ 、 $P'_l$ は、基本的に胸板に向かって移動する。圧迫後のこれら3点を滑らかに結ぶことにより、基本形乳部内の垂直線に添った組織は、乳首に向かって凸の曲線上に移動することが予測される。この曲線の詳細形状は個人の乳部形状や弾性に依存し未知であるため、次のように近似して表す。

**Approximation 4(A4).** 曲線 $P_cP'_u$ 及び $P_cP'_l$ は、それぞれ、2次多項式で表される。

具体的に、CC圧迫の例では、 $x = C_a z^2 + x_c$ となる。ここで、 $x_c$ は $P_c$ のx座標、 $C_a$ は、曲線が $P'_u(t)$ を通過する条件により導かれる。

以上、CC圧迫の例を用いて説明したが、すべての方向の圧迫に対して同様である。

### 2.3 乳部の3次元復元

この課題の入力として、CC画像上の対象とする一点の画像座標( $i_s^{CC}, j_s^{CC}$ )の他、CC、MLO両画像上の乳首の画像座標、( $i_n^{CC}, j_n^{CC}$ )と( $i_n^{MLO}, j_n^{MLO}$ )、さらに画像上の乳部輪郭形状が与えられるとする。現時点では、乳首の座標と乳部輪郭形状は人が抽出しているが、自動抽出手法を研究中である<sup>10)</sup>。

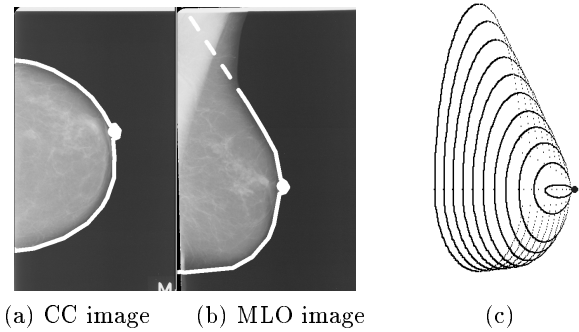


図4 乳部の3次元再構成  
Fig. 4 3D reconstruction of the breast

前章で見たように、変形のシミュレーションには、圧迫されていない乳部の基本形状が必要である。そこで、まず始めにCCとMLO画像上の乳部輪郭を用い、これを復元する。CC画像は乳部の真上からの投影で、この方向からの基本形乳部の輪郭はxy平面上に存在する。これは、すなわちCC圧迫で変形をしない面上で(A2)、このため、CC画像上の輪郭は、基本形のxy平面上の断面を表していると考えられる。もし、乳部の真横から撮影されるMedio-Lateral(ML)もしくはLatero-Medial(LM)画像があれば、同様にzx平面上の断面形状が得られる。Medio-Lateral Oblique(MLO)画像の場合は、撮影方向からの基本形の輪郭が圧迫板の中間平面上にはならず、圧迫時に変形を受けるので、そう単純にはいかない。しかし、実際に撮影されたX線画像を調べると、MLO画像に現れる輪郭とML(LM)上の輪郭が似ていることが多々観測される。そこで、MLO画像上の輪郭により、乳部基本形のzx平面の断面形状を近似する。

図4a,bは、CC、MLO画像上の輪郭の例を示す。主な理由として上腕による隠蔽により、画像上にすべての乳部輪郭が現れるわけではないので、欠けている部分に関してはその近傍輪郭の接線上に線分を延長することにより補う(図4b上、破線部)。これら二輪郭より、基本形乳部の各 $x = x_k$ における断面の表皮上、4点の位置、 $P_{k1}(x_k, y_{k1}, 0)$ 、 $P_{k2}(x_k, y_{k2}, 0)$ 、 $P_{k3}(x_k, 0, z_{k3})$ 、 $P_{k4}(x_k, 0, z_{k4})$ が算出できる。この4点を利用し、この断面の表皮形状を $P_{k1}$ 、 $P_{k3}$ 、 $P_{k2}$ で定まる半楕円と、 $P_{k1}$ 、 $P_{k4}$ 、 $P_{k2}$ で定まる半楕円で近似する。図4cに、その復元結果を示す。

### 2.4 CC画像 → 3次元曲線分復元

#### i) CC圧迫下における3次元対応直線分の復元

まず、( $i_s^{CC}, j_s^{CC}$ )に対応するフィルム坂上の位置とX線源を結ぶ直線上の3点、図5内に示す $P_u^{CC}$ 、 $P_c$ 、 $P_l^{CC}$ を算出する。X線源のフィルムからの距離をL、

CC 圧迫時の乳部の厚さを  $H^{CC}$ ,  $L^{CC} = L - H^{CC}/2$  とすると, X線源(焦点)の位置はほぼ  $(0, 0, L^{CC})$  である. 圧迫時の乳部の厚さは各画像の濃度情報と X線像装置キャリブレーションデータから算出する<sup>11)</sup>. これらの値を用い, 乳首の3次元位置  $P_n$  と,  $P_u^{CC}$ ,  $P_c$ ,  $P_l^{CC}$  を透視投影原理に基づき算出する.

ii) 圧迫解除後の  $P_u$ ,  $P_l$  算出

X線源は  $z$  軸上に位置し, フィルム板からの位置が 65cm と圧迫された乳部の厚み 4 ~ 7cm に対して大きな値なので,  $P_u^{CC}$ ,  $P_l^{CC}$  はほぼ鉛直線上で,  $y = y_c$  ( $y_c$ :  $P_c$  の  $y$  座標) 平面上にあると近似できる. そこで, 復元された3次元乳部モデルの  $y = y_c$  の断面を用いて, 2.2 で述べたのと逆の手順で  $P_u^{CC}$ ,  $P_l^{CC}$  から  $P_u$ ,  $P_l$  の位置を算出する.

iii) 内部曲線の復元

3点  $P_u$ ,  $P_c$ ,  $P_l$  から, A4 に基づき, 残りの曲線部を算出する. まず, 垂線  $P_0P_u$  ( $P_0$  は図5参照) と CC 圧迫によるその変形曲線(図5中点線)を A4 に基づき算出する. A3 の均一伸縮を適用することにより, この曲線上の各点が圧迫解除によりどのように移動するか(図5中,  $\phi$ ) を求める. 圧迫解除時の  $P_cP_u^{CC}$  の各点の動きがこの曲線上で同じ  $z$  座標を持つ点とほぼ等しいと近似することにより, その非圧迫時の曲線を復元する. 具体的には,  $P_cP_u^{CC}$  上から等間隔でサンプルした  $n$  点の座標から曲線  $P_cP_u$  を表す点列を得る. 曲線  $P_cP_l$  に関しても同様に算出し, この二つを接続して,  $P_uP_l$  を表す3次元点列  $(x_k, y_k, z_k) (k = 1 \sim N)$  を得る.

2.5 3次元曲線分 → MLO 画像 投影

i) カメラ方向変化のシミュレーション

投影も圧迫もカメラ方向(同時に圧迫方向)を  $z$  軸とした方が単純に考えられるので, まず, 復元した3次元モデルを  $x$  軸方向に  $-\theta$  回転して, カメラを  $\theta$  回転したのと同じ効果を得る. 乳首は  $x$  軸上であるので, 同じ3次元座標を保持する. これにより, 復元された3次元曲線上の各点  $P_k (k = 1 \sim N)$  の座標は,  $(x_k, y_k, z_k)$  から  $(x'_k, y'_k, z'_k)$  に回転変換される.

ii) MLO 圧迫による座標変動の算出

各点  $P'_k(x'_k, y'_k, z'_k)$  の MLO 圧迫による変動を,  $y' = y'_k$  における乳部の断面を用いて次のように算出する. 図6は  $P'_k(x'_k, y'_k, z'_k)$  が  $xy$  平面より上部に存在する例を示す.  $P'_k(x'_k, y'_k, z'_k)$  を通る鉛直線の基本形乳部表皮との交点,  $P'_{u,k}$  と, これに対応する圧迫時の位置,  $P''_{u,k}$  を 2.2 で述べたように算出する. 直線  $P'_{c,k}P'_{u,k}$  から2次曲線  $P'_{c,k}P''_{u,k}$  への変形に, 均一伸縮 A3 を適用することにより,  $P'_{c,k}P''_{u,k}$  上の  $P''_k(x''_k, y''_k, z''_k)$  を決定する.  $P'_k$  が  $xy$  平面より下にある場合には,  $P'_{l,k}$  と

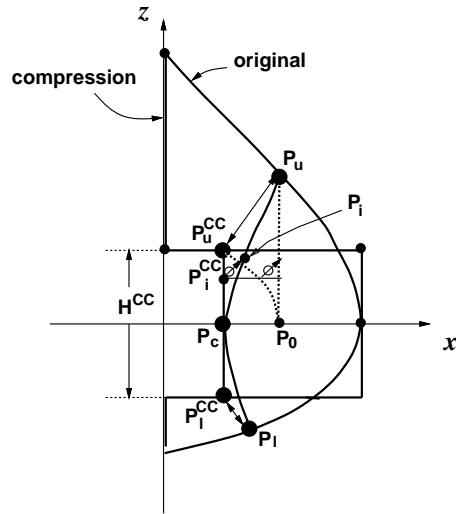


図5 基本型乳部内の3次元対応曲線分の復元 ( $y = y_c$  における CC 圧迫断面)  
Fig. 5 3D reconstruction of corresponding curve in original breast(cross-section for CC-compression at  $y = y_c$ )

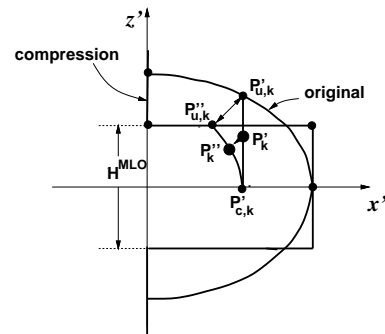


図6 MLO 圧迫による任意点の移動の算出 ( $y' = y'_k$  における MLO 圧迫断面)  
Fig. 6 Estimation of movement of arbitrary point caused by MLO-compression (cross-section for MLO-compression at  $y' = y'_k$ ).

$P'_{l,k}$  を算出し利用する.

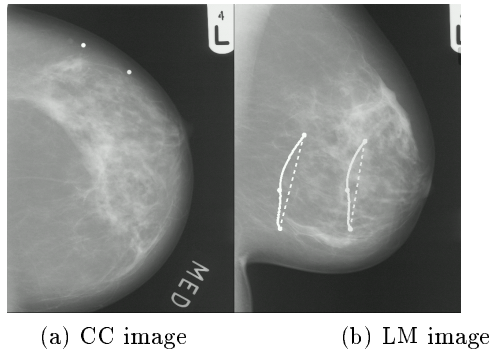
iii) MLO 画像上への投影

乳首と対応点列の MLO 画像上への透視投影座標値は,

$$\begin{aligned} i_n^{MLO} &= x_n(L/L^{MLO})/a, \\ j_n^{MLO} &= y_n(L/L^{MLO})/a + j_n^{CC}, \\ i_k^{MLO} &= x''_k(L/(L^{MLO} - z''_k))/a, \\ j_k^{MLO} &= y''_k(L/(L^{MLO} - z''_k))/a + j_n^{CC}. \end{aligned}$$

ここで,  $L^{MLO} = L - H^{MLO}/2$  で,  $a$  は画素サイズである.

被検者は2枚の画像を撮影中に, 撮影技師の指示に従



(a) CC image (b) LM image

図7 Novakの実験のシミュレーション

Fig. 7 Simulation of Novak's experiments[8]

い、X線撮影システムに対し多少平行移動をする。この平行移動の影響を補うために、乳首の投影座標値が観測座標値  $(i_n^{MLO}, j_n^{MLO})$  に重なるように画像上で平行移動補正する。

$$i_k^{MLO} = i_k^{MLO} + (i_n^{MLO} - i_n^{MLO}),$$

$$j_k^{MLO} = j_k^{MLO} + (j_n^{MLO} - j_n^{MLO}).$$

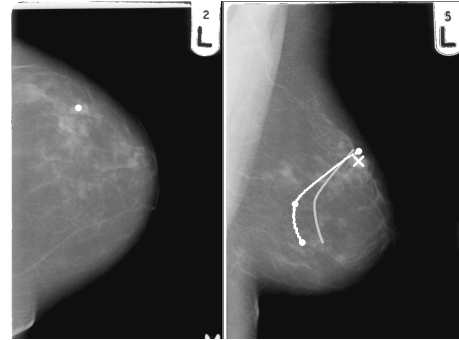
この結果得られる画像座標列  $(i_k^{MLO}, j_k^{MLO}) (k = 1 \sim N)$  がCC画像上の  $(i_s^{CC}, j_s^{CC})$  に対応する“ゆがんだエピソード線”となる。

### 3. 実験結果

#### 3.1 Novakの観測実験との比較

Novakの研究<sup>8)</sup>では、CC圧迫下における乳部の外側に鉛直線を描き、圧迫板とフィルムカセット板に接するその両端点にバリウムの印をつけておき、その後、真横からの撮影であるLatero-Medial(LM)画像上でその表れる位置の観測を行っている。この結果、LM画像上でバリウムの印が明るく表れる上下の2点のペアを直線で結ぶと、鉛直ではなく、鉛直上方が乳首の方向に5~20度ほど傾いた線分(平均値12.5度、標準偏差8.5)となる傾向が観測されている。

提案した手法でこの実験をシミュレーションしてみた。Novakの実験と同様、胸板から離れる方向に約4cmの間隔で2本の鉛直線を想定し、バリウムの印と同様な位置をCC画像上で、図7aの白点のように入力する。2枚目の観測画像が真横から撮影されるLM画像であるので、カメラ変化角度として $\theta = 90$ 度を用いる。得られた予測対応曲線の結果の一例を図7bに示す。各曲線の二つの端点がそれぞれ表皮上の2点に対応する。図7の例では、胸板に近い側が14.5度、遠く離れる側が9.6度、乳首側に傾斜している。23例につき同様な実験を行い、平均値12.7度、標準偏差5.5で鉛直線が同様



(a) CC image (b) MLO image

図8 実験例1(白線が算出された対応線分で、灰色の細い線は基本型乳部内の対応線分の投影。)

Fig. 8 Example 1 of correspondence: the white line is our estimated epipolar; the thin and grey line is the projection of the line before simulation of the MLO-compression.

に乳首に傾く傾向が得られた。傾き具合い、また、個人形状差により傾き具合が大きくばらつくことも、Novakの報告とよく一致している。

Novakの実験では、圧迫板側の2点、フィルムカセット板側の2点をそれぞれ結んだ2直線の水平となす角度も計測しており、これらが平均で25度ほど乳首側が低くなるように傾いているが、提案手法によるシミュレーションでは、この傾きは2,3度ほどにとどまっている。この原因の解明は今後の課題だが、Novakの実験においてもその標準偏差が14度とばらつきが多く、LM像をとる際の乳部の姿勢(重力方向にどの程度引かれているか)によって値が変動しやすく、その設定の違いによることも一因と考えられる。

#### 3.2 実データを用いた実験

CC画像とMLO画像間で対応が既知の37異常特徴を用いて実験を行った。MLO画像のカメラ角度はその重要性にも関わらず、現時点では記録されていないため、すべての画像に対して、比較的よく用いられるカメラ角60度を用いた。与えたCC画像上の異常位置から本手法により得られるMLO画像上の各対応線に対して、正しい対応位置からの最小距離を求めた結果を表1に示す。

図8に結果の一例(表1のNo.18)を示す。CC画像上に与えた異常特徴位置を白点で示し、算出された対応線をMLO上に白線で示す。参考のため、MLO圧迫のシミュレーション前の3次元対応曲線(基本形乳部での対応線)の投影を灰色の細い線で同時に表示してある。MLO圧迫シミュレーション前後の3次元対応線を図9aにそれぞれ、細線と太線で示す。図9bはそのy軸正方向からの投影図である。破線はMLO圧迫時の乳部の厚

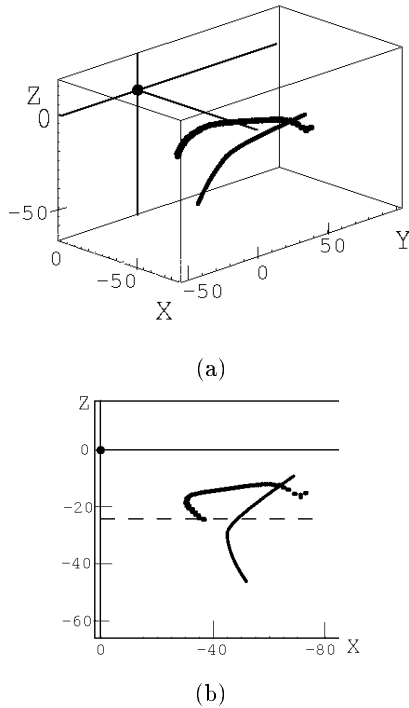


図9 図8の例の3次元対応曲線部分: 細い線, 太い線がそれぞれMLO 圧迫シミュレーション前後の対応線分を表す。(長さの単位は mm. )

Fig. 9 3D corresponding curve of the example in Fig. 8: thin and thick lines are the corresponding lines before and after the simulation of the MLO-compression respectively.

さを示す。この例では、復元された3次元線分の下部分が二つの圧迫面の間面 ( $x'y'$  平面) から離れた位置に存在し、より大きく変形されている。図6に見られるように、算出された“エピポーラ線”は、図中×で示された正しい対応位置をよく予測している。一旦、予測対応線上にその正しい対応位置を見つければ、MLO 圧迫シミュレーション前の対応線上のどの点に相当するかを考えることにより、基本形乳部におけるその3次元位置を算出することができる。この例では、図10に示すように、乳部座標系において、(66.0, -34.0, 37.2)(mm)の位置と推定される。

同じデータに対して、二人の医師にCC 画像上の点を与え、MLO 画像上で対応する点が表れる位置を予測し描いてもらう実験を行った。この実験において、医師が画像の濃淡情報を利用しないように、画像上の乳部の輪郭だけを与えた。予測候補位置の表し方はこちらから指定しなかったが、両者とも線を用いて示したので、提案手法と同様に正しい位置から予測線までの最小距離を算出し、表1にまとめた。図11にこの一例(表1中

表1 正しい位置から予測線までの最短距離(単位は 512 × 720 画像におけるピクセル数 (0.3mm × 0.3mm))

Table 1 Minimum distance between the correct position and the resultant “epipolar line” (measured in pixel(0.3mm × 0.3mm) in 512 × 720 images)

No.	Ours	R 1	R 2	No.	Ours	R 1	R 2
1	2.4	11.0	31.0	21	16.0	31.0	18.8
2	24.7	22.0	22.4	22	29.1	27.0	76.9
3	38.2	35.0	24.1	23	3.2	5.0	7.3
4	29.7	10.0	8.5	24	20.7	43.0	4.5
5	36.8	95.0	5.5	25	8.3	93.0	22.7
6	1.9	47.0	27.8	26	24.4	9.0	10.6
7	5.4	5.0	6.6	27	1.6	10.0	24.5
8	87.9	99.0	99.6	28	18.4	21.0	20.0
9	58.6	81.0	46.0	29	11.6	35.0	71.9
10	28.5	32.0	2.9	30	18.2	7.0	24.8
11	11.4	1.0	28.4	31	6.3	10.0	2.4
12	1.9	4.0	1.7	32	32.7	53.0	51.1
13	25.1	1.0	71.5	33	1.0	61.0	26.9
14	24.9	41.0	57.6	34	33.7	34.0	38.3
15	8.8	9.0	21.1	35	42.8	102.0	40.4
16	4.8	11.0	2.9	36	56.9	117.0	18.5
17	6.9	9.0	54.9	37	45.2	142.0	36.9
18	15.6	88.0	41.6				
19	0.2	5.0	19.0				
20	16.5	41.0	16.9				
Ave.	21.6	39.1	29.4				

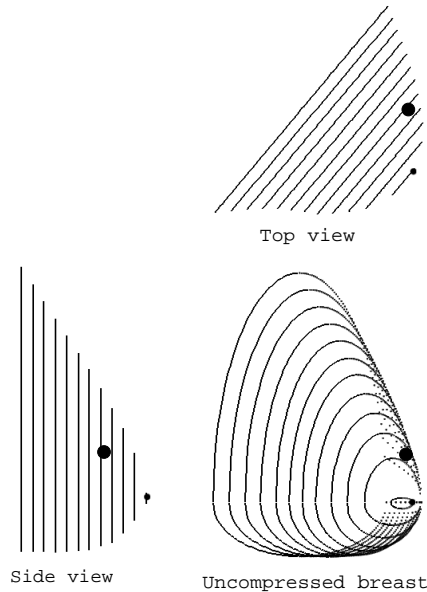
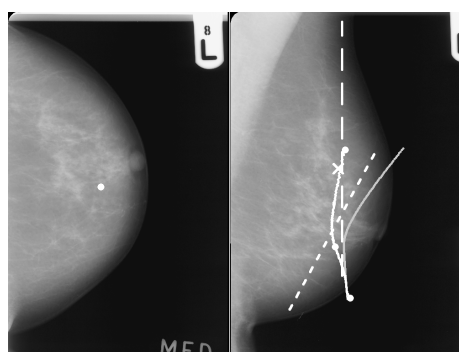


図10 図8の例の異常推定位置(大きい黒丸).  
Fig. 10 Estimation of the 3D position of the abnormality (Large black dot) in the example in Fig. 8

No.17)を示す。提案手法の結果は図8と同様に示し、医師1 (R1:Radiologist 1)の結果は破線で、医師2 (R2)の結果は点線で示す。参考のため、医師1、2の乳部X線画像診断歴はそれぞれ20年、5年である。

医師1は、CC 画像上の異常部位と乳首の水平距離を



(a) CC image

(b) MLO image

図 11 実験結果 2: 白い線分が算出された対応線分を表し、破線と点線がそれぞれ放射線医 1 と 2 の予測を表す。

Fig. 11 Example 2 of correspondence: the white curve is our estimated epipolar; the thin and grey line is the projection of the line before simulation of the MLO-compression; the dashed and dotted lines are the corresponding estimates by Radiologists 1 and 2 respectively.

用い、MLO 画像の乳首からそれと同じ距離離れた垂直線沿いに対応点を探す。これは、乳部変形を考慮せずカメラ幾何だけから算出するエピポーラ線に等しい。異常部位が表皮近傍にある時にはとりわけ、圧迫によって部位が大きく移動するため、医師 1 の結果は時々非常に大きなずれを生じている (No.5,18,25)。

医師 2 は、同様に CC 画像上の異常部位と乳首の水平距離を用いるが、MLO 画像上の乳首からそれと同じ距離離れた、乳首に傾いた斜め線を用いる。傾きは MLO 画像上の乳首近傍の接線方向と一致させている。ほとんどの異常は、乳部の上部で起り (本実験中、33/37)、この部分においては、対応線がそのような傾く傾向があるため、医師 2 は多くのデータで、良い予測を与えている。しかし、表 1 における No.1,15,19,20 のように異常が乳部の下部にある場合、ずれが大きくなる。さらに、CC 圧迫からの復元により表皮に近い組織ほど乳首に近づく傾向があるが、その 3次元位置によっては、MLO 圧迫によりまた乳首から遠のくように移動する。この理由によって、図 11 のように大きなずれを生じることがある。

表 1 の最後に示すように、提案手法の平均誤差は 21.6 画素で、シミュレーション時に余儀なくされる多くの条件の粗い近似を考慮すると、かなり良い結果である。医師らの 39.1 画素、29.4 画素と比べても、MLO 画像での対応異常を探すために実際的に有効な手法であることがわかる。MLO 画像のカメラ角度が明確には知れず、粗い値を使っており、この値が入力されればもっと良い結果が期待される。さらに、医師の予測との大きな違い

は、先の例でも算出したように、一旦、予測対応線に対応部位が発見されれば、圧迫のない通常状態でのその 3次元位置が見積もれることである。2 画像に現れる位置から撮影されていない非圧迫時の 3次元位置を直観的に見積もるのは非常に難しく、価値の高い情報である。例えば、図 11 の例では、CC 画像と MLO 画像撮影時、異常部位は  $x = 72(\text{mm})$  平面近傍に存在するが、圧迫時の変形過程を考慮すると、圧迫なしの基本形上では、 $(82.6, 14.9, 54.8)(\text{mm})$  に位置すると見積もれる。

#### 4. ま と め

本論文では、画像間で対象が変形する場合のステレオ対応問題において、対象の変形をシミュレーションすることにより“ゆがんだエピポーラ線”を算出する戦略を提案し、異なる方向から圧迫、撮影された乳部の X線像間の対応付けの例において、実際に有効な乳部圧迫時の変形モデルを示した。大部分の条件が未知のため、多くの近似を余儀なくされるが、変形の物理的道を考慮した近似により、3 に示したように良い結果が得られている。この結果は、医師のためにも、また計算機による自動システムのためにも、画像間の対応を見つけるための探索空間を限定する目的で、非常に有用である。

また大きな長所として、変形モデル駆動型処理のため、一旦予測対応線に対応箇所が決定されれば、撮影されていない通常形状時の異常箇所の推定が行える。この位置推定はこの後の処理である生体採取検査 (biopsy) を導くのに非常に重要な情報である。この予測の精度を調べるために、乳部 MRI 画像を用い、異常部位の実際の 3次元位置を観測し、提案手法から算出される結果との比較検討を始めている。同一乳部に対して X線像と MRI 画像の両者が撮影されており、比較の基準となる同一の異常特徴が両方の画像で検出されている例を見つけるのは難しく、まだ、検討例が少ない。このため考察が行える段階ではないが、粗い見積もりとして十分な結果が得られそうである。

臨床的な視点からみると、提案手法は単に対応する位置を推定するだけでなく、実際に乳部にどのような変形が起きているのかを医師がイメージする上でも有用である。例えば、X線画像上に明るく表れやすい組織が投影方向に重なって False Positive となる Composite mass の存在可能位置を示すことなどができる。一つの問題点は、提案手法では、乳部 X線像撮影のための基本条件がすべて満たされている前提でシミュレーションを行っているが、現実には、乳部形状の多様性や撮影技師の技術の未熟などによりこの条件が満たされていないことがまれに起る。提案手法で大きなずれが生じている



表1のNo.8,9や35~37では、医師の予測も同様にずれしており、こうした前提条件が満たされていないことが大きな原因と推測される。No. 35~37は同一X線画像上に存在する異常であるため、大きなずれが観測されたのは3枚のX線画像であるが、これらに関して、乳部形状や異常個所について他のX線像と際立って違う傾向は特に見られない。

今後の課題は、MRI装置などを用いて、圧迫時における乳部内部の変形の実体(Ground truth)を調べることである。これにより、提案モデルを改良、もしくは、現時点では2次元断面内変形を基本としているのを直接的に3次元変形モデルを用いる事も可能とする知見が得られると考える。さらに、提案したモデルを対応初期値とし、これを二画像の画像情報を用いて対応を改良していく手法も検討している。

<謝辞> 臨床的な助言及び実験への協力をしていただいた、Mr. Bazil J ShepstoneとMs. Ruth E Englishに深謝いたします。筆頭著者は、築根 秀男知能システム部長および築山俊史ラポリーダをはじめとする視覚情報研究グループの皆様には様々な形でお世話になっていることに感謝し、喜多伸之主任研究官には常に有益な御助言をいただき感謝しております。

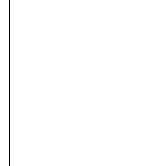
#### 参 考 文 献

- 1) J. Caseldine, R. Blamey, E. Roebuck, and C. Elston: "Breast Disease for Radiographers", Wright, England, 1988.
- 2) L. G. Brown: "A survey of image registration techniques", *ACM Computing Surveys*, Vol 24, No. 4, pp.325-376, 1992.
- 3) R. P. Highnam and J. M. Brady and B. J. Shepstone: "A representation for mammographic image processing", *Medical Image Analysis*, 1, pp.1-19, 1996.
- 4) O. D. Faugeras: "Three-Dimensional Computer Vision", The MIT Press, 1993.
- 5) W. Spiesberger: "Mammogram inspection by computer", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 26, 4, pp. 213-219, 1979.
- 6) E. A. Sickles: "Practical solutions to common mammographic problems: tailoring the examination", *American Journal of Roentgenol*, Vol 2, No. 4, pp.333-356, 1988.
- 7) E. Roebuck: "Clinical radiology of the breast", Heinemann medical books, Oxford, 1990.
- 8) R. Novak: "The transformation of the female breast during compression at mammography with special reference to the importance for localization of a lesion", ACTA radiologica supplement 371 Stockholm, 1989.
- 9) Y. Kita: "Elastic-model driven analysis of several views of a deformable cylindrical object", *IEEE trans. Pattern Anal. & Mach. Intell.*, 18, 12, pp.1150-1162, 1996.
- 10) R. P. Highnam and J. M. Brady: "Mammographic image processing (In Preparation)", Kluwer International, 1998.
- 11) R. P. Highnam and J. M. Brady and B. J. Shepstone: "Estimation of breast thickness in mammography", *British Journal of Radiology*, 1997.

(平成8年2月4日受付)

(平成8年5月11日採録)

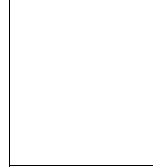
#### 喜多 泰代 (正会員)



昭和57年、筑波大学第三学群基礎工学類卒業。同年、電子技術総合研究所入所。弾性体モデルを用いた胃X線画像解析など医用画像解析を中心としたコンピュータビジョン研究に従事。

平成9年3月から平成10年4月まで、Oxford大学客員研究員。現在、同研究所、知能システム部主任研究員。工学博士。電子情報通信学会、日本医用画像工学会各会員。

#### Ralph Highnam



Dr Ralph Highnam graduated from Brunel University with a first class degree in Mathematics. His Phd was from Oxford entitled "Model-based enhancement

of mammographic images". Currently he is a Researcher within the Medical Vision Laboratory at the University of Oxford. He is a referee for several international journals. He is the author of over 18 articles and joint author of the book Mammographic Image Analysis published by Kluwer Academic Publishing. He was joint organizer of the Rank Prize Fund Symposium on Medical Imaging and prize winner at Eurographics'UK 1994.

**Michael Brady**

Professor Michael Brady FRS, FEng is BP Professor of Information Engineering at the University of Oxford. He was appointed Senior Research Scientist of the MIT Artificial Intelligence Laboratory in 1980 but left in 1985 to found the Robotics Laboratory and the Medical Vision Laboratory (MVL). Currently, he is Special Advisor to the House of Commons Select Committee on Science and Technology. He is author of over 250 articles and author/editor of 9 books including Mammographic Image Analysis. He is Editor of Artificial Intelligence and founding editor of the International Journal of Robotics Research. He is a Director of several companies and founding Director of three start-ups.

---