

平面検出ハフ変換を用いたデジタル X 線画像からの
照射野絞り領域の検出

川下 郁生^{†a)} 青山 正人^{††} 梶山 朋昭^{††} 浅田 尚紀^{††}
粟井 和夫^{†††}

Collimation Field Detection from Digital Radiographs Using Plane Detection
Hough Transform

Ikuo KAWASHITA^{†a)}, Masahito AOYAMA^{††}, Tomoaki KAJIYAMA^{††}, Naoki ASADA^{††},
and Kazuo AWAI^{†††}

あらまし 医療分野で用いられるデジタル X 線画像に対して、診断に必要な絞り領域を検出する研究が行われている。これまでの研究では、検出対象である絞り領域の境界を、二次元画像においてエッジ抽出を行い直線として検出する手法が採用されていた。しかしその境界は、画像の生成原理上理想的なステップ・エッジではなく、ぼけ（半影）を含むランプエッジとなる。そこで本論文では、X 線画像を輝度方向に一次元拡張した三次元データと考えることで、絞り領域の境界を平面として検出するハフ変換を用いた手法を提案する。実験では、モデル化の妥当性を検証し、提案手法の効果を確認するために絞り領域の検出実験を行った。その結果、336 例の画像のうち、96.4% (324 例) の画像に対して絞り領域を正しく検出できた。更に、検出した絞り領域の輝度値を 0 にした画像を圧縮した画像データ量は、原画像を圧縮した画像データ量より小さくなることを示す。

キーワード X 線照射野絞り、画像生成モデル、ハフ変換、平面検出、画像圧縮

1. ま え が き

医療分野で用いられる X 線検査は、被検体の内部構造を透過像として可視化する目的で利用される。しかし、X 線による被曝を伴うことや、X 線が被検体を透過する過程でその方向が変化する散乱 X 線が発生し、画質を低下させることが知られている [1]。そこで、被検体の無用な被曝を避けるとともに画質の向上を目的とし、X 線照射時に絞り装置を用いて、X 線の照射を診断に最小限必要な範囲に制限した方法で撮影が行われる。その結果、上記の問題は改善される一方、X 線

の照射が制限された領域は、撮影された画像中で高輝度な領域として現れる (図 1 (a))。本研究ではこの高輝度領域を絞り領域、X 線が直接照射された領域を診断領域、更に絞り領域を含む画像のことを X 線絞り画像と呼ぶ (図 1)。

医師は X 線画像中の微細な陰影の違いから、病変の有無や正常異常の診断を行っている。このとき、読影時の環境が診断精度に与える影響は大きく、特に画像周辺に存在する光源の影響で、低コントラストな陰影

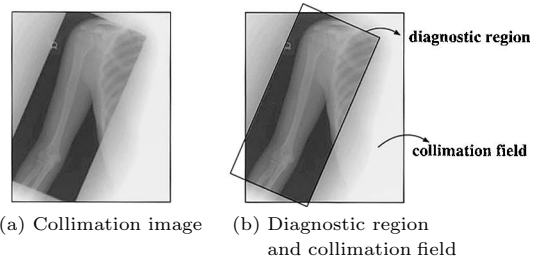


図 1 X 線絞り画像

Fig. 1 An example of X-ray collimation image.

[†] 広島国際大学保健医療学部診療放射線学科, 広島県
Department of Clinical Radiology, Faculty of Health Sciences, Hiroshima International University, Hiroshima-ken, 724-0695 Japan

^{††} 広島市立大学情報科学部知能情報システム工学科, 広島市
Department of Intelligent Systems, Hiroshima City University, Hiroshima-shi, 731-3194 Japan

^{†††} 熊本大学大学院医学薬学研究部, 熊本市
Faculty of Medical and Pharmaceutical Sciences, Kumamoto University, Kumamoto-shi, 860-8556 Japan

a) E-mail: i-kawa@hs.hirokoku-u.ac.jp

の視認性が低下することが報告されている [2] . そのため、医師が読影を行う際、絞り領域を手動でマスクする場合が多い . そこで本研究では、読影環境の改善を目的として、X 線画像の絞り領域を自動的に検出し、検出した絞り領域を低輝度にする方法を開発する .

従来の研究では、絞り領域の境界を二次元画像におけるエッジとして検出する手法 [4] ~ [7] や、輝度プロファイルの特徴量を用いた統計解析に基づく手法 [8] が実装されている . しかし、絞り領域の境界は、撮影原理上理想的なステップエッジではなく、境界ごとに幅が異なる、ぼけ (半影) を含むランプエッジとなる . このように、多様なぼけ幅をもつ絞り領域の境界を直線としてではなく、輝度方向に傾きをもつ平面として直接求める手法は、ぼけ幅に依存しないという特長をもつものといえる . そこで本論文では、X 線絞り画像の生成モデルに基づいて、絞り領域の境界を平面として検出するハフ変換を用いた手法を提案する .

また、近年 X 線画像はデジタル保管されることが多いが、そのデータ量は膨大な量となるため、画像データの保管に多額のコストを要するという問題が生じている [3] . 本手法を適用することによって検出された絞り領域の輝度値を 0 にした画像を圧縮した画像データ量は、原画像を圧縮した画像データ量よりも小さくなるという特徴があり、その効果についても評価する .

2. X 線絞り画像

2.1 X 線発生装置と X 線絞り画像

図 2 は、X 線絞り画像の生成過程を表した模式図である . 図 2 のように X 線は、陰極のフィラメントから発生した熱電子が陽極のターゲットに衝突することによって発生する . この部分を X 線管焦点 (実焦点) と呼ぶ . 実焦点において放射状に発生した X 線は、絞り装置によって照射範囲が制限され、X 線検出器の上部に配置された被検体を透過した後、検出器に到達する . その結果、図 1 (a) のような X 線絞り画像が撮影される . 絞り装置は、互いに直交する 4 枚の遮へい板からなり、対向する 2 枚の遮へい版が一組となって開閉する構造となっている . そのため、X 線絞り画像中で診断領域は図 1 (b) のように長方形になる .

2.2 画像生成モデル

図 2 の X 線管焦点を拡大し、X 線管の陰極と陽極を結ぶ長軸方向の断面で表したものを図 3 に示す . X 線管焦点は、X 線検出器に対して傾きをもつが、本モ

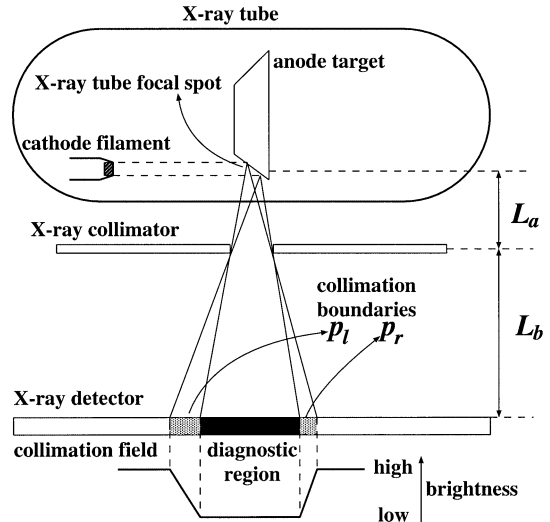


図 2 X 線絞り画像生成モデル
Fig. 2 Radiographic imaging model with X-ray collimation.

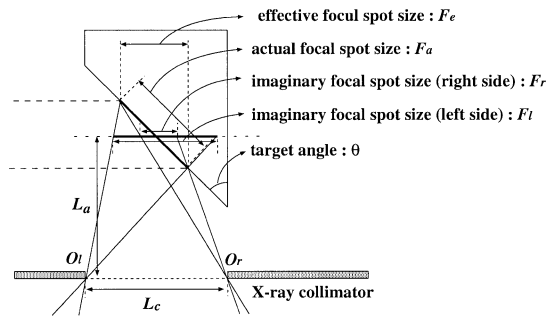


図 3 X 線管焦点モデル
Fig. 3 Focus model of X-ray tube.

デルでは検出器に対して平行な焦点のサイズを考える . 断面上の実焦点のサイズを F_a 、実焦点を X 線管の長軸に対して垂直な X 線検出器の方向から見た実焦点 (実効焦点) のサイズを F_e とする . 絞り装置の左右の開口端 O_l, O_r を通る X 線に対する X 線検出器に平行な焦点のサイズは、それぞれ図 3 の F_l, F_r で表される . したがって、図 2 における絞り領域境界の幅 P_l, P_r はそれぞれ、

$$P_l = F_l \times L_b / L_a \quad (1)$$

$$P_r = F_r \times L_b / L_a \quad (2)$$

となる . X 線管の短軸方向に対する実焦点の傾きをターゲット角度 θ とすると F_l, F_r は、

$$F_l = \frac{L_a(L_c + F_a \sin \theta)}{2L_a - F_a \cos \theta} - \frac{L_a(L_c - F_a \sin \theta)}{2L_a + F_a \cos \theta} \quad (3)$$

$$F_r = \frac{L_a(L_c + F_a \sin \theta)}{2L_a + F_a \cos \theta} - \frac{L_a(L_c - F_a \sin \theta)}{2L_a - F_a \cos \theta} \quad (4)$$

となる。ここで、絞り装置の構造上 L_a の値は一定である。式(1)~(4)より絞り領域の境界の幅 P_l, P_r は左右で異なり、 L_b や L_c などの撮影条件の変動に応じても変化することが分かる。また絞り領域の境界における輝度値は、境界上の1点に入射する X 線量と、輝度値への変換方法によって決まる。境界上の1点に入射する X 線量は、その点から見える実焦点の面積に比例し、その面積は、境界上の位置に対して線形に変化するとして扱うことができる。通常、X 線画像の輝度値は、入射 X 線量(相対値)の対数値に対して線形に割り当てる[9]ため、絞り領域境界上の輝度値は、(輝度値) = (最大輝度値) - log(入射 X 線量)、(入射 X 線量) \propto (一点から見える実焦点の面積) で表現できる。この輝度変化は非線形であるが、臨床で用いられる機器設定の範囲では図2下部に示すように線形で近似してよいことを付録で実験的に示す。

2.3 対象画像とその三次元表現

本研究では、次の条件を満たす X 線画像を対象とする。

- (1) 絞り領域が存在する。
- (2) 診断領域は、画像の中心を含む一つの長方形の領域として存在し、その大きさや向きは問わない。
- (3) 画像中に長方形の4辺すべてが存在する必要はなく、1辺以上が存在すればよい。

原画像のサイズは、表1の4種類を用いた。輝度値の階調数は1024である。これらの画像は、画素サイズが一致しておらず、画像サイズが大きいためハフ変換を適用するには計算負荷が高い。そこで、原画像を平均化によって縮小し、画素サイズを統一したものを対象画像として使用する。その際、原画像サイズでの絞り領域境界の輝度こう配を維持するために標準化の比率と同様に量子化の比率も変化させる。絞り領域境界の幅は最大でも15mm程度である。この境界の幅と傾きを維持し、検出を行う上で十分な輝度階調とするために対象画像の画素サイズを3mm/画素とする。その結果、表1に示した画素サイズはそれぞれ、 117×142 , 117×117 , 83×100 , 66×83 画素となり、輝度階調数も68, 68, 51, 34階調となる。

次に、対象画像の三次元空間での表現とエッジ点の

表1 原画像の画像サイズと画素サイズ
Table 1 Image size and pixel size of radiographs.

image size	pixel size
1760 × 2140	0.2 mm (5.0 pixel/mm)
1760 × 1760	0.2 mm (5.0 pixel/mm)
1670 × 2010	0.15 mm (6.7 pixel/mm)
2000 × 2510	0.1 mm (10 pixel/mm)

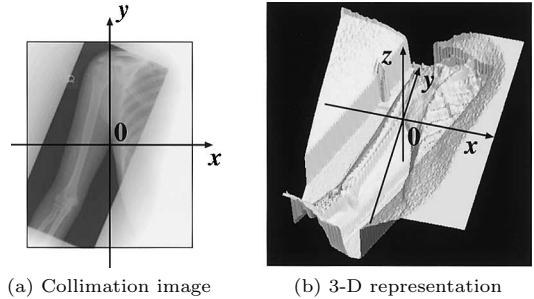


図4 対象画像の三次元表現

Fig. 4 Three-dimensional representation of a collimation image.

検出について考える。まず $I(x, y)$ は対象画像(二次元) I における座標 (x, y) での画素の輝度値を表すとする。そして輝度方向を第3の軸(z 軸)とした三次元空間を考え、 I 中の各画素 (x, y) に対して、 z が、 $z \leq I(x, y)$ を満たすとき $B(x, y, z) = 1$ 、それ以外るとき $B(x, y, z) = 0$ として得られる三次元画像 B を対象画像 I に対する三次元画像とする。この三次元画像 B に対するエッジ点は、画素値0と1の境界上の画素となるが、このようなエッジ点を対象画像 I から直接求める方法として以下の式を用いることとした。対象画像 I の各画素 (x, y) における画素値 $I(x, y)$ について、 $I(x, y) - (I(x, y) - \min(I(x-1, y), I(x+1, y), I(x, y-1), I(x, y+1)))/2 \leq z \leq I(x, y) + (\max(I(x-1, y), I(x+1, y), I(x, y-1), I(x, y+1)) - I(x, y))/2$ を満たす z 座標を含めた座標 (x, y, z) を対象画像のエッジ点とし、このエッジ点の集合を対象画像の三次元表現と呼ぶ。ただし \max, \min をそれぞれ、引数中の最大値、最小値選択関数とする。この処理により、絞り領域の境界を平面としてとらえることができるエッジ点集合が得られる。図4(a)に対象画像、図4(b)に得られた三次元座標集合を図示した画像(黒画素以外がエッジ点を表している)を示す。

3. 平面検出ハフ変換

3.1 パラメータ空間の設計

一般に平面の式は以下の2通りの式が考えられる。

$$ax + by + cz + d = 0 \quad (5)$$

$$\rho = (x \cos \theta_1 + y \sin \theta_1) \cos \theta_2 + z \sin \theta_2 \quad (6)$$

式 (6) の極座標表現において、 ρ は原点から平面への法線の長さ、 θ_1 は法線の方位角、 θ_2 は法線の仰角である。ハフ変換では式 (6) で示した極座標表現がよく用いられるが、この場合、 θ の値に応じてパラメータの量子化を可変的に行わなければ、投票数に偏りができ、パラメータ空間にひずみが生じることが知られている [10]。更に、 xy 平面に平行な平面のパラメータを一意に決定できない (θ_1 が不定) という問題もある。そこで本研究では、上記のような問題点を避けるため式 (5) の表現を用いて平面検出ハフ変換を行う。式 (5) では a, b, c, d の四つのパラメータが存在するが、これらのパラメータには定数倍の自由度が存在する。そこで、計算の便宜上式 (5) を三つのパラメータからなる二つの式で表現する。

$$\begin{cases} x + by + cz + d = 0 \\ ax + y + cz + d = 0 \end{cases} \quad (7)$$

画像空間が $(2L + 1) \times (2W + 1) \times (2H + 1)$ で表されるとき、式 (7) を用いて、二つのパラメータ空間 PS_b, PS_a を、それぞれ次のように設計する。

$$PS_b = \{(b, c, d) \mid -1 \leq b < 1, |c| \leq \epsilon, |d| \leq (L + W + H)\} \quad (8)$$

$$PS_a = \{(a, c, d) \mid -1 < a \leq 1, |c| \leq \epsilon, |d| \leq (L + W + H)\} \quad (9)$$

ここで、本研究で検出の対象とする平面は、 z 軸に対して 2.2 に示した特徴をもつため、 z 軸に対する平面のこう配を表すパラメータ c は ϵ を用いてある範囲内に限定することができる。また、パラメータ a, b, d についても上記の範囲を設定することにより、画像空間中に存在する絞り領域の境界を含む平面をすべて表現することができる。

続いて、各パラメータの量子化を行う。画像空間において、異なる画素集合からなるデジタル平面^(注1)を区別するには、画像空間中の向かい合う平面と交わる(交線をもつ)任意の平面に対し、一方の交線を 1 画素平行にシフトすることで得られる平面が区別できれば良い [10]。したがって、パラメータ a, b, c の量子化の単位はそれぞれ、 $1/(2(2L + 1))$, $1/(2(2W + 1))$, $\epsilon/(2(2H + 1))$ となる。これに対して、パラメータ d

は平面の傾きには関係がなく、平面の存在位置を決めるものであり、対角線の長さ(画素数)分子量化すればよいので、その単位は 1 となる。

3.2 平面検出ハフ変換

平面検出ハフ変換は、次の手続きで構成される。

- (1) 対象画像の三次元表現の作成
- (2) 3.1 で設計したパラメータ空間への投票
- (3) パラメータ空間から投票数のピーク検出

(1) は、2.3 で述べた方法で、対象画像を平面検出ハフ変換の入力データとなる三次元表現データに変換する処理である。(2) は、(1) で生成したデータ点を特徴点と考え、それぞれの特徴点の座標値を式 (7) の (x, y, z) に代入し、式 (7) を満たすすべてのパラメータの組合せに対応するセルの投票数に 1 を加算する処理である。(3) は、(2) で得られた投票結果から、投票数がピークとなる平面パラメータを検出する処理である。パラメータ空間中で、投票数がピークをとるセルに対応する平面パラメータは絞り領域の境界候補となる。なお、パラメータ空間中の局所ピークを効率的に検出するために、非極大点の抑制を行う。非極大点の抑制とは、パラメータ空間中のすべてのセルに対して、それぞれのセルを中心とした三次元の近傍セル領域 ($a(b), c, d$ の各パラメータに対する範囲を $\pm m_a(m_b), \pm m_c, \pm m_d$ とする場合、 $(2m_a(m_b) + 1) \times (2m_c + 1) \times (2m_d + 1)$) において、中心のセルの投票数が極大値でない場合にそのセルを削除する処理である。ここで削除されなかったセルが局所ピークとなる。

4. 絞り領域の検出

本章ではまず、絞り領域を検出するアルゴリズムの流れについて述べた後、アルゴリズム中の個々の手続きのうち、前章までに述べていない部分を示す。

4.1 絞り領域検出アルゴリズム

原画像を入力とし、X 線絞り領域を低輝度にした出力画像を生成するまでの処理の流れを図 5 に示す。図 5 では、四角で囲まれた内容が適用する処理を表しており、その前後の矢印が、その処理への入出力データとなっている。

- (1) 原画像を入力とし、2.3 で示したように 4 種類のサイズの原画像を縮小して対象画像を生成する。

(注1): z 軸に対して若干のこう配をもつ平面を検出対象とする本研究では、式 (7) によって表される平面と画素中心を通り xy 平面に平行な平面と交わりをもつ画素集合によって構成される平面。

(2) 2.3 で示した方法で対象画像を三次元表現データに変換する。

(3) 三次元表現データに 3.2 で示した平面検出ハフ変換を適用する。

(4) 絞り領域境界の形状特徴を利用して、絞り領域の境界を含む平面候補の中から、最大で四つの平面パラメータを選択する(4.2)。

(5) 絞り領域の出現パターンの分類により、絞り領域の境界を構成する部分平面を決定する(4.3)。

(6) 絞り領域の境界を構成する部分平面を二次元の原画像へ投影し(4.4)、境界の外側(絞り領域)の輝度値を 0 にした出力画像を生成する。

以下の節では、検出アルゴリズムの(4)以降の処理について述べる。

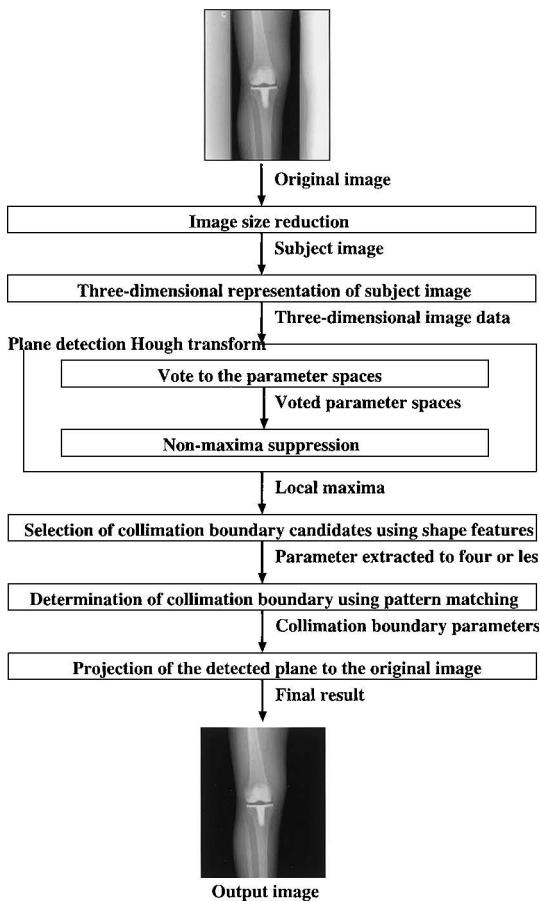


図 5 絞り領域検出処理の流れ

Fig. 5 Overall scheme of our approach for collimation field detection.

4.2 形状特徴を用いた境界候補平面の選択

非極大点の抑制の結果、局所ピークとして検出された平面パラメータの中には、絞り領域の境界を含む平面として不適切な候補も数多く含まれている。これらの平面パラメータから、適切な平面候補を選択するために、次のような絞り領域境界の特徴を利用する。

(1) 絞り領域は高輝度な領域である。

(2) 画像の三次元表現において、絞り領域の境界を構成する特徴点は、一つの平面中で輝度方向に長い矩形状に分布している。

(3) 絞り領域の境界は 2.2 で示したこう配条件を満たし、逆四角錐台の側面の形状として表現される。

まず、非極大点の抑制の結果、最大投票数を得た平面パラメータは必ず絞り領域の境界を含む平面パラメータであるものと考え、この平面を基準平面とする。続いて、平面候補の中から、特徴(1)を用いて、画像空間において平面の外側に低輝度な領域が含まれる平面を候補から除外する。

次に(2)の特徴に相当する平面候補の選択を行う。図 6 は三次元画像表現中で絞り領域の境界を含む平面候補 (P_1, P_2) を示したものである。図 7(a), (b) は、それぞれ図 6 における三次元の平面 P_1 と P_2 の断面を二次元平面として投影した画像である。ここで二次元平面への投影は、検出されたデジタル平面が a, c, d パラメータで表現されるときは xz 平面、 b, c, d パラメータで表現されるときは yz 平面にエッジ点を正投影する(図 7 に示した画像は、図 6 中のデジタル平面 P_1, P_2 を yz 平面へ投影したものである)。

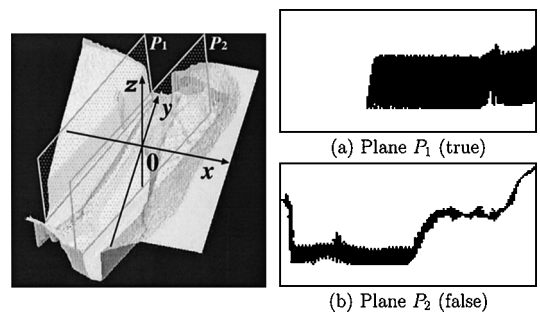


図 6 三次元表現画像中の境界候補平面

Fig. 6 Collimation boundary plane candidates in three-dimensional representation image.

図 7 境界平面候補 P_1, P_2 の二次元投影画像

Fig. 7 Two-dimensional projection images of collimation boundary plane candidates P_1, P_2 .

横軸は図 6 の y 軸, 縦軸は輝度方向の z 軸を表す).
 このようにすることで, 図 7 に示すようにハフ変換
 において投票されたエッジ点集合を二次元平面として観
 察することができる. 図 7 より, 検出したい絞り領域
 の境界を含む平面 (図 7(a) の平面 P_1) は相対的に,
 投影平面上で輝度方向に長い矩形形状に分布してい
 ることが分かる. この特徴を局所処理でとらえる尺度とし
 て次の「平面らしさ」を定義する.

$$\text{平面らしさ} = \frac{\text{平面上の連結特徴点数}}{\text{平面上の特徴点数}} \quad (10)$$

ここで連結特徴点とは, 投影された二次元平面上で 8
 近傍中 5 近傍以上が他の特徴点と連結している特徴点
 とする.

(3) の特徴に相当する平面候補を選択するために,
 基準平面に対して, 逆四角錐台の側面に相当する対
 面, 隣面の位置関係にある平面候補を選択する. この
 とき, 対面, 隣面に相当する平面候補がパラメータ空
 間に存在する領域は一意に決定できることから, その
 パラメータ空間の各領域において最も平面らしさの
 値が高い平面候補を選択する. 対面に相当する平面と
 は, 3.1 で述べた基準平面の a, b のパラメータに対
 して, ± 6 度の範囲内に位置する平面, 隣面に相当
 する平面とは (90 ± 10) 度の範囲に位置する平面とす
 る. ただし, 平面らしさの値が 50%未滿の境界候補につ
 いては, 絞り領域を含む平面の候補として適切でない
 とみなし候補から除外する.

4.3 絞り領域の出現パターン分類による絞り領域 境界の決定

ここでは, 前節までの処理で得られた最大四つの平
 面候補から, それらの交線によって分割される部分平
 面に着目し, 絞り領域の出現パターンを分類すること
 によって, 絞り領域の境界を決定する.

図 8 に示すように, X 線画像における絞り領域の
 出現パターンは五つ存在する. この五つのうち, 注目
 画像がどのパターンに当てはまるかを選択する. まず,
 最大四つの平面候補が画像空間中に交線をもつ場合,
 各平面を交線によって分割した部分平面のうち, 画像
 の中央に近い部分平面が絞り領域の境界が否かを判定
 することにより (a), (b), (c) のパターンに分類する.
 その際に使用する尺度として, 以下の式を用いる.

$$\text{部分平面の投票率} = \frac{\text{部分平面上の連結特徴点数}}{\text{部分平面の画素数}} \quad (11)$$

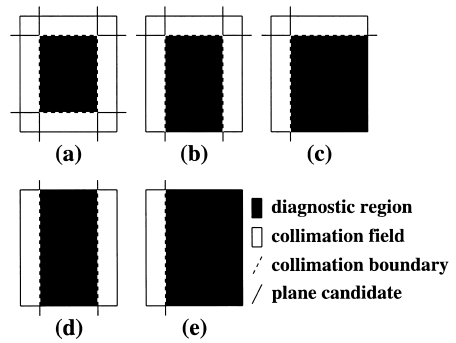


図 8 絞り領域の五つのパターン
 Fig. 8 Five patterns of X-ray collimation image.

ここで部分平面の画素数とは, 部分平面上に存在し得
 る最大特徴点数である. 画像の中心に近い部分平面が
 診断領域に接している場合, その部分平面に直交し,
 画像の外側に存在する部分平面は必ず絞り領域の境界
 ではない. 逆に, 画像の外側に位置する部分平面のい
 ずれかが絞り領域の境界である場合, その部分平面に
 直交し, 画像の中心側に位置する部分平面は絞り領域
 の境界ではない. したがって, 中心に近い部分平面の
 投票率の方が外側に位置する部分平面よりも高い場合,
 中心に近い部分平面を絞り領域の境界であるとみなす.

また, 最大四つの平面候補が画像空間中に交線をも
 たない場合, 前節で述べた基準平面は絞り領域の境界
 とみなす. 一方, 基準平面を除く他の平面について,
 この尺度が 10%以下の候補は, 平面を構成している
 とはいえないと考え, 絞り領域の境界ではないと判断
 する. その結果, 絞り領域の境界と判断された平面候
 補が複数存在する場合 (d) のパターンに, 一つの場合,
 (e) のパターンに分類される.

4.4 検出した平面の絞り画像への投影

ここまでの処理で検出した xz 平面に対して若干の
 傾きをもつ平面を, 対象画像中で表現するためには,
 求めた平面を二次元の対象画像に投影しなければならない.
 求めた平面と画像空間の上面・下面 ($z = \pm H$)
 との交線を単純に対象画像中に投影しただけでは, 平
 面がこう配をもつため, 対象画像中で本来の絞り領域
 の境界からずれる可能性がある. そこで本研究では,
 絞り領域の輝度値を 0 にしたときに, 絞り領域が残っ
 たり, 診断領域が必要以上に除去されたりしないよう
 に, 検出した平面上に存在する特徴点数を各 z 値ごと
 に求め, 最高頻度の z 値における直線を対象画像上に
 描いたものを絞り領域の境界とする.

5. 実験と考察

5.1 画像生成モデルの検証実験

2.2 で示した画像生成モデルの妥当性を検証するために、実際に X 線撮影を行って得られた画像と比較する。図 2 に示した方法で、X 線撮影を行って得られた画像 (1760 × 2140 画素, 1024 階調) を図 9 に、その輝度プロファイルを図 10 に示す。図 10 に示した実測データから、最小二乗近似による直線近似により計測した P_l , P_r はそれぞれ、 $P_l = 14 \text{ mm}$, $P_r = 8.6 \text{ mm}$ となった。一方、装置の仕様から、実効焦点 $F_e = 1.2 \text{ mm}$, ターゲット角度 12 度であり、設定環境から $L_a = 250 \text{ mm}$, $L_b = 1750 \text{ mm}$, $L_c = 30 \text{ mm}$ が既知となるので、式 (1) ~ (4) を用いて計算した P_l , P_r はそれぞれ、 $P_l = 11 \text{ mm}$, $P_r = 6.0 \text{ mm}$ となった。ただし、実効焦点 F_e は図 3 における F_a と $F_a = F_e / \sin \theta$ の関係がある。 P_l , P_r はそれぞれ実測値の方が、約 27%, 約 43% 大きな値となった。このことは、図 3 の X 線管焦点モデルにおいて、絞り装置の遮へい版の厚さを条件に加えていないこと、散乱線や X 線の斜入射の影響などを考慮に入れていないことが原因であると考えられる。しかし、本実験により、診断領域と絞り領域の境界が左右で異なる幅と輝度こう配をもち、モデル化が妥当であることを確認す

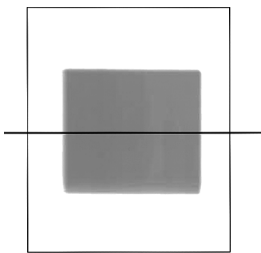


図 9 撮影画像

Fig. 9 A x-ray collimation image.

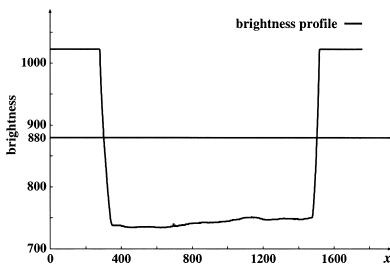


図 10 輝度プロファイル

Fig. 10 Intensity profile of horizontal line in Fig. 9.

ることができた。

5.2 X 線絞り領域の検出実験

提案手法の有効性を検証するために、絞り領域の検出実験を行った。使用した画像は、画像のサイズで分類した 336 例である。設定条件として、3.1 のパラメータ c の範囲を $\epsilon = 0.02$ と設定した。3.2 の非極大点の抑制範囲を $m_a(m_b) = 2$, $m_c = 3$, m_d に関しては画像サイズに応じて 5 ~ 15 とした。4.2 における低輝度な領域の条件を、対象画像の最低輝度値を 0%, 最高輝度値を 100% に正規化したときの 5% 以下とし、絞り領域候補中にこの低輝度な領域が 20 画素以上含まれている場合は候補から除外した。

本手法を適用した結果、絞り領域が正しく検出された例を図 11, 正しく検出されなかった例を図 12 に示す。各图中的白線は正しく検出された絞り領域の境界、黒色の点線は検出できなかった絞り領域の境界、×印は絞り領域の境界ではない部分を誤って検出したものを表している。336 例すべての実験結果を表 2 に示す。

5.3 圧縮効果実験

圧縮ツールとして bzip2 を用いて、本研究で検出した絞り領域の輝度値を 0 とした出力画像 (図 5 参照) の圧縮効果を確認する実験を行った。その結果、図 13 に示すように、絞り領域を均一な値でマスクすること

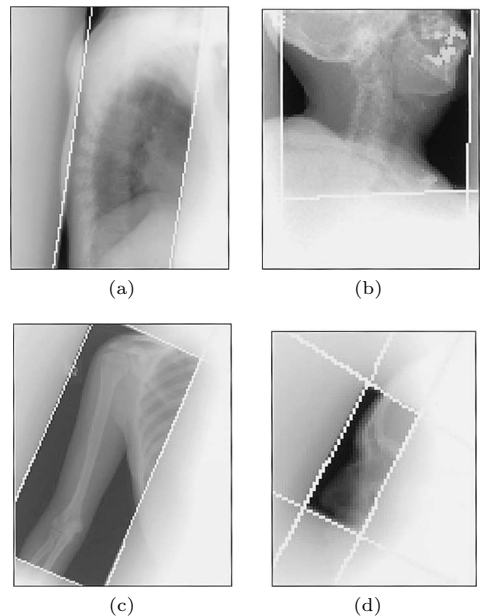


図 11 絞り領域が正確に検出された例

Fig. 11 Experimental results of correctly detected collimation fields.

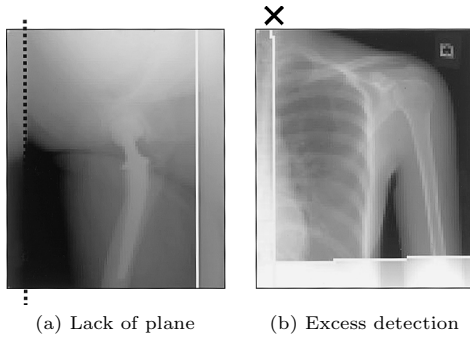


図 12 絞り領域が正しく検出されなかった例

Fig. 12 Experimental results of incorrectly detected collimation fields.

表 2 絞り領域の検出結果 (画像データベース全体)
Table 2 Experimental result of collimation detection in digital radiographs.

image size	correctly detected	incorrectly detected	subtotal
117 × 142	37	1	38
117 × 117	16	3	19
83 × 100	209	7	216
66 × 83	62	1	63
sum total	324	12	336

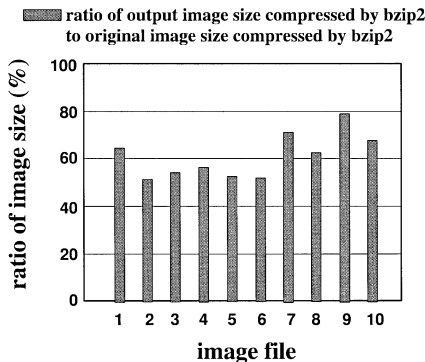


図 13 絞り領域の低輝度化による圧縮効果
Fig. 13 Image compression effect.

により、原画像の圧縮サイズに比べてデータサイズが 6 割程度に減少していることが分かる。

5.4 考 察

まず、本研究の提案手法と従来のエッジ検出に基づく手法との比較を行う。2.2 における画像生成モデルとその検証実験から、絞り領域の境界を平面として検出する方法の妥当性を示した。一方、従来の研究で用いられている二次元画像におけるエッジ検出に基づく方法では、撮影条件によって変動する絞り領域の境界を精度良く検出することは困難であると考えられる。

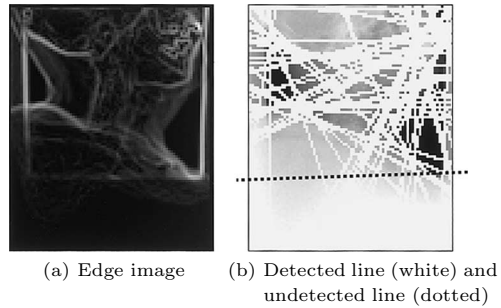


図 14 エッジ検出による結果の例

Fig. 14 Result of edge detection based Hough transform.

また、絞り領域の検出精度について、従来行われた研究では、平均的に 90%を超える結果が報告されているが、実験に使用したデータが異なるため本手法との詳細な比較は難しい。しかし、本手法を適用した結果、正しく絞り領域を検出した画像の中に、単純なエッジ検出に基づく方法では検出できない画像が含まれていた(図 11 (b))。この画像に対して、sobel オペレータを用いたエッジ検出を行い(図 14 (a))、直線検出ハフ変換を適用した結果を図 14 (b) に示す。黒色の点線で示す絞り領域の境界はエッジの強度が弱いため検出できていない。X 線絞り画像では、この例のように、単純なエッジ検出で境界の検出を行うには、適切なマスクサイズやしきい値などのパラメータ設定が必要となる場合がある。それに対して本手法では、絞り領域の境界をその形状特徴である平面として直接検出するため、適切なマスクサイズやしきい値などのパラメータ設定が不要であるという特徴が有効に機能することが分かる(図 11 (b))。

続いて、絞り領域の境界を正しく検出できなかった画像について原因を分析する。散乱 X 線やハレーションの影響で絞り領域が低輝度になることにより、4.2 の(1)の特徴に反する、あるいは境界を構成する特徴点数が減少したために検出できない場合が存在した(図 12 (a) 黒色の点線)。しかし、低輝度な絞り領域を検出できない誤りについては、読影環境への影響も低いため実用上問題にはならないと考えられる。また、図 12 (b) の×印のように画像の周辺に存在する直線状のエッジをもった被検体陰影を誤って検出する場合があった。これは、絞り領域を検出するという意味では誤りではあるが、診断の対象となる部位は一般に画像の中央に撮影されることから、画像の周辺の高輝度領域を低輝度値でマスクすることは、読影環境の改善

と考えることができる。このように一部特殊な条件の画像に対して、絞り領域の検出を誤る場合があるものの、読影時に医師が必要に応じてマスクを選択したり修正する等の運用を考えれば、診断に支障を来すことはない。一般的な画質の画像に対しては、安定した結果を示していることから、本手法は臨床現場でも十分実用可能であると判断される。

6. むすび

本論文では、X線絞り画像から平面検出ハフ変換を適用し、絞り領域を検出・低輝度化する手法を提案した。336例の画像を用いた実験では、96.4% (324例)の成功率が得られ、本手法の有効性が示された。また、X線絞り画像の生成過程をモデル化し、基礎実験において、モデルの妥当性を検証した。更に、本手法の適用前後の画像データに対して圧縮効果を調べた実験の結果から、本研究は、X線画像の効率的な保存の観点からも利用可能であることが示された。

今後の課題として、本手法の臨床応用を想定し、診断領域が複数存在する画像に対しても処理可能なシステムを開発することが挙げられる。

謝辞 本研究で使用した画像データを提供して頂いたゲートタワー IGT クリニック堀信一氏、市立泉佐野病院小味昌憲氏に感謝します。本研究の一部は、広島市立大学特定研究費（一般研究）の援助を受けた。

文 献

- [1] 内田 勝監修, “空間画像解析散乱線” 放射線画像工学, 3章, pp.95-102, オーム社, 東京, 1986.
- [2] L.N. Rill, W. Huda, and N.A. Gkanatsions, “View box luminance measurements and their effect on reader performance,” Acad Radiol., vol.6, no.9, pp.521-529, 1999.
- [3] 祐延良治, 笹垣三千宏, 松村泰志, “技師から見た電子化の実践論—大阪大学付属病院 RIS/PACS 再構築のニーズとソリューション—” 日放技学誌, vol.59, no.7, pp.817-820, 2003.
- [4] P. Dewaele, M. Ibison, and P. Vuylsteke, “A trainable rule-based network for irradiation field recognition in AGFA’s ADC system,” Proc. SPIE, vol.2708, pp.72-84, 1996.
- [5] T.M. Lehmann and S. Goudarzi, “Automatic localization and delineation of collimation fields in digital and film-based radiographs,” Proc. SPIE, vol.4684, pp.1215-1223, 2002.
- [6] J. Luo and R.A. Senn, “Collimation detection for digital radiography,” Proc. SPIE, vol.3034, pp.74-85, 1997.
- [7] R. Wiemker, S. Dippel, M. Stahl, T. Blaffert, and

U. Mahlmeister, “Automated recognition of the collimation field in digital radiography images by maximization of the Laplace area integral,” Proc. SPIE, vol.3979, pp.1555-1565, 2000.

- [8] J. Zhang and H.K. Huang, “Automatic background recognition and removal (ABRR) in computed radiography images,” IEEE Trans. Med. Imaging, vol.16, no.6, pp.762-771, 1997.
- [9] 桂川茂彦編集, “画像の評価デジタル X線画像システムの入出力特性” 医用画像情報学, 4.A.2 節, 南山堂, 東京, 2002.
- [10] 和田俊和, 藤井高広, 松山隆司, “ γ - ω ハフ変換—可変標本化による ρ - θ パラメータ空間のひずみの除去と投票軌跡の直線化” 信学論 (D-II), vol.J75-D-II, no.1, pp.21-30, Jan. 1992.

付 録

絞り領域境界の輝度変化

本文図 2 中の P_l 側の絞り領域境界上の一点 s_l から見た実焦点の面積 A_l の導出について考える。図 A-1 に示すように座標系と点 $P_0 \sim P_4, P_1', P_2'$ を考えると s_l から見える X線検出器に平行な焦点の長さは、 P_2' から P_3 までの長さとなる。その長さを t_l とすると、以下の関係式が導出できる。

$$P_0(x_0, y_0) = P_0\left(\frac{L_c}{2}, L_a\right)$$

$$P_1(x_1, y_1) = P_1\left(\frac{L_c}{2} - \frac{F_a}{2} \sin \theta, L_a + \frac{F_a}{2} \cos \theta\right)$$

$$P_1'(x_1', y_1') = P_1'\left(\frac{L_a(L_c - F_a \sin \theta)}{2L_a + F_a \cos \theta}, L_a\right)$$

$$P_2(x_2, y_2) = P_2\left(\frac{L_c}{2} + \frac{F_a}{2} \sin \theta, L_a - \frac{F_a}{2} \cos \theta\right)$$

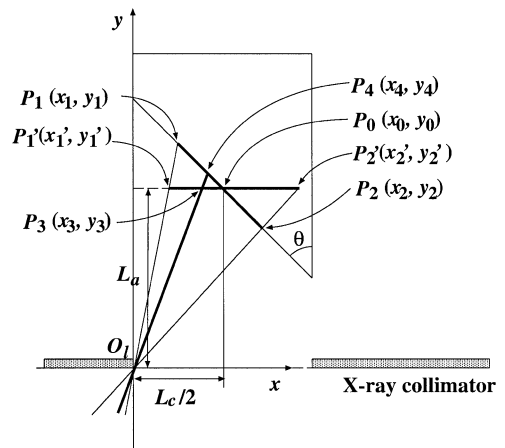


図 A-1 X線管焦点モデル (左側)

Fig. A-1 Focus model of X-ray tube. (left side)

$$P_2'(x_2', y_2') = P_2' \left(\frac{L_a(L_c + F_a \sin \theta)}{2L_a - F_a \cos \theta}, L_a \right)$$

$$P_3(x_3, y_3) = P_3 \left(\frac{L_a(L_c + F_a \sin \theta)}{2L_a - F_a \cos \theta} - t_l, L_a \right)$$

ここで, x_4, y_4 は,

$$\text{tmp}_1 = L_a + \frac{L_c}{2 \tan \theta}$$

$$\text{tmp}_2 = \frac{L_a(2L_a - F_a \cos \theta)}{L_a(L_c + F_a \sin \theta) - t_l(2L_a - F_a \cos \theta)}$$

とすると,

$$P_4(x_4, y_4) = P_4 \left(\frac{\text{tmp}_1}{\text{tmp}_2 + \frac{1}{\tan \theta}}, \text{tmp}_2 x_4 \right)$$

と表現できる. ここで境界上の一点から見える実焦点の形状は方形に近い形状をしており, 図 A・1 に示す断面に垂直な X 線管短軸方向の実焦点の長さは境界上の位置によらず一定と考えられることから, その比例定数を k とすると A_l は,

$$A_l = k \sqrt{(x_4 - x_2)^2 + (y_4 - y_2)^2}$$

で求められる. t_l の変動範囲は, P_2' から P_1' の間であることから, $0 \leq t_l \leq F_l$ となる. また, 絞り領域境界上の位置 s_l と t_l は $L_a s_l = L_b t_l$ の関係にある. 本文図 2 中の P_r 側についての実焦点の面積変化 A_r の導出は, 同様なので省略する.

次に, 実焦点の面積変化に対する輝度変化を考え

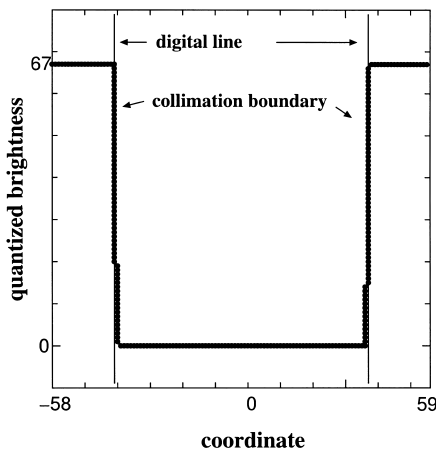


図 A・2 絞り領域境界の輝度プロファイルと対応するデジタル直線

Fig. A・2 Intensity profile of collimation boundary and the digital line.

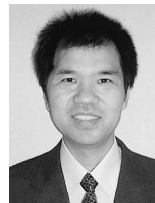
る. 比例定数 $k = 1$ とし, 2.3 で示すエッジ検出済みの対象画像 (117 × 142 画素) に対して, 輝度こう配が平均的なものとなる 5.1 の設定における輝度プロファイルと対応するデジタル直線をハフ変換で検出した結果を図 A・2 に示す. 図中の横軸は対象画像の図 4 (a) の座標系における x 座標を意味する. この輝度プロファイルと対応するデジタル直線は, 投票率が P_l 側で $48/68 = 71\%$, P_r 側で $53/68 = 78\%$ となるピークとして検出できる. 更に臨床で用いられる機器設定の範囲において投票率の変動を調べたところ, 最大 $62/68 = 91\%$, 最小 $42/68 = 62\%$ となり, 少なくとも 60% 以上の得票率をもつピークに対応する平面として絞り領域境界が検出できることを実験的に確認した.

(平成 15 年 9 月 22 日受付, 16 年 4 月 16 日再受付)



川下 郁生 (正員)

1998 阪大・医・保健卒. 1998 広島国際大学保健医療学部助手. 2004 同大講師, 現在に至る. 医用画像に関する研究に従事. コンピュータ支援画像診断学会, 日本医用画像工学会, 医用画像情報学会, 日本放射線技術学会各会員.



青山 正人 (正員)

1991 岡山大・工・情報卒. 1996 同大大学院 (博士課程) 了. 博士 (工学). 同年, 広島市立大学情報科学部助手, 現在に至る. 2000 年度シカゴ大学放射線科カートロスマン放射線像研究所客員研究員 (文部省在外研究員). コンピュータ診断支援, 文書画像理解, コンピュータビジョンの研究に従事. 情報処理学会会員.



梶山 朋昭

2002 広島市大・情報科学・知能情報システム工卒. 2004 同大大学院博士前期課程了. 現在 (株) 日立ハイコス勤務.



浅田 尚紀 (正員)

1979 京大・工・電気卒・同大学院博士課程了、福井医科大学医学部助手、京都大学工学部助手、岡山大学工学部助教授を経て1995から広島市立大学情報科学部教授、現在に至る。1989 シカゴ大学客員研究員。工博。コンピュータビジョン、コンピュータグラフィックス、文書画像理解、医用画像診断支援の研究に従事。1993 年情報処理学会論文賞受賞。IEEE CS, ACM, 情報処理学会, 人工知能学会, 医用画像工学会各会員。



粟井 和夫

1986 広島大・医卒。1990 同大学院博士課程了。広島大学医学部附属病院助手、りんくう総合医療センター市立泉佐野病院放射線科医長、同部長、近畿大学医学部放射線医学教室講師を経て、2003 より熊本大学大学院医学薬学研究部画像診断解析学助教授。研究領域は、画像診断(特に呼吸器領域)、CT・MRI用造影剤の体内動態の解析、CADの臨床応用など。日本医学放射線学会、日本磁気共鳴医学会、北米放射線学会、ヨーロッパ放射線学会各会員。