

乳房X線撮影システム画質評価用ファントムにおける画質指標測定自動化

小国町立病院 放射線科 ○今野 祐治(Konno Yuji)

鈴木 隆二 伊藤 真理

秋田大学医学部附属病院 中央放射線部 伊藤 美保

【背景・目的】

乳房X線撮影システム画質評価用ファントムの視覚評価の結果には主観的な変動が観られることが報告されている¹⁾。客観的な評価方法には画質指標の測定があるが、関心領域(Region of interest: ROI)の設定にも主観的な変動が含まれることが想定される。

そこで本研究では、ImageJを用いてファントムの位置認識、傾き補正、ROI配置、画質指標算出を自動で行うマクロを作成し、再現性の良い測定が可能か検討を行った。

【使用機器】

- ・乳房X線撮影システム: AMULET Innovality (富士フイルムメディカル製)
- ・乳房撮影システム画質評価用ファントム: ACR規格156型 (RMI製)
- ・画像解析ソフト: ImageJ (NIH製)
- ・テンプレートマッチングplugin²⁾

【方法】

作成したマクロのフローチャートをFig.1に示す。

① テンプレートマッチング法による位置認識・角度算出

テンプレートマッチング法は入力画像とテンプレート画像の最も類似する座標を特定する画像処理である³⁾。画像全体を入力画像、模擬試料が内蔵されているワックス部をImageJで切り抜きテンプレート画像とし、テンプレート画像を任意の角度で回転させ処理を繰り返し行うことで、最も類似する際の左上の座標(x_0, y_0)とワックス部の傾き θ' を算出した。テンプレート画像の回転角度は経験則から ± 2 度の範囲を 0.1 度刻みとした。

画像を取得する際はファントムを乳房支持台の左右中央、胸壁端に合わせるように配置するが、入力画像は日常的な管理を行う際に日ごとに場所と角度が若干変化することを想定し、撮影のたびにファントムを置き直し30枚の画像を取得した。一方、テンプレート画像は入力画像とは異なり、ファントムの位置は固定した状態で撮影した。10回の撮影を行い、ノイズの影響を減らすためImageJで加算平均を行い、ワックス部のみを切り抜いて取得した。どちらの画像を取得する際も管電圧28 kV、管電流時間積108 mAs、圧迫板の高さ45 mmとした。

② 傾き補正

テンプレート画像を使用して模擬試料ごとにそれぞれROIを配置したい座標(x, y)をあらかじめ設定した(Fig.2)。テンプレート画像の左上の座標(0, 0)と(x, y)を結ぶ線分とX軸がなす角度 θ とすると、 θ は以下の式で算出できる。

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{y}{x}\right)$$

ワックス部が θ' 分回転しているときの座標を(x', y')とすると、(0, 0)と(x', y')を結ぶ線分とX軸がなす角度は $\theta + \theta'$ であるため、(x', y')は以下の式で算出できる(Fig. 3)。

$$x' = \sqrt{x^2 + y^2} \times \cos(\theta + \theta')$$

$$y' = \sqrt{x^2 + y^2} \times \sin(\theta + \theta')$$

よって、ワックス部が θ' 傾いて配置されている場合の入力画像における模擬試料の座標は($x_0 + x', y_0 + y'$)で表すことができる(Fig.4)。

③ ROI配置

試料ROIは模擬試料の辺縁までを含むようにROI(黄色)を配置し、バックグラウンドROIは試料ROIに隣接するように、おおよそ等しい面積のROI(緑色)を配置した(Fig.5)。



Fig.1 マクロのフローチャート

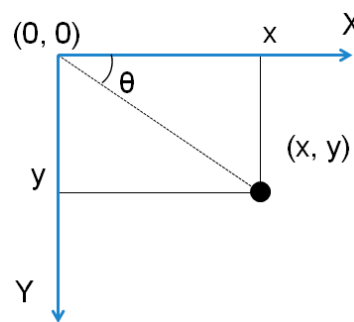


Fig.2 傾き補正時の座標設定の例

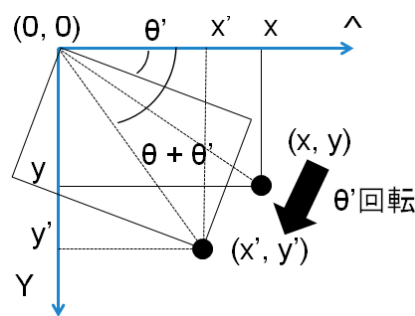


Fig.3 θ' 回転したときの座標

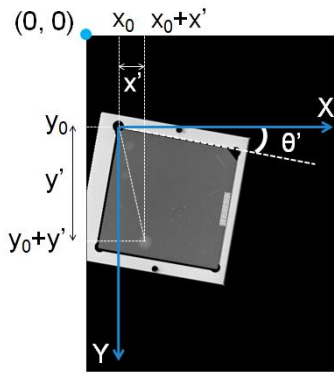


Fig.4 入力画像における
模擬試料の座標

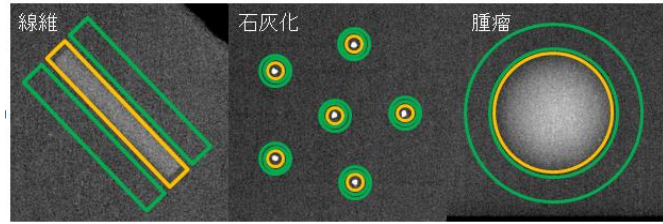


Fig.5 ROIの設定

④ 画質指標算出

模擬試料の画質指標値は以下の式で算出した。

・線維、腫瘤

$$CNR = \frac{|\mu_D - \mu_B|}{\sigma_B}$$

μ_D : 試料ROIの平均ピクセル値
 μ_B : バックグラウンドROIの平均ピクセル値
 σ_B : バックグラウンドROIのピクセル値の標準偏差

・石灰化

$$Ratio = \frac{\sigma_D^2}{\sigma_B^2}$$

σ_D^2 : 試料ROIのピクセル値の分散
 σ_B^2 : バックグラウンドROIのピクセル値の分散

分散比は同一サイズの6点の平均を求め、その試料サイズにおける数値とした。

・再現性の評価

算出された画質指標値の平均、標準偏差、変動係数を算出し、変動係数が10%以下となるとき、再現性の良い測定が行えたこととした。

【結果】

各模擬試料ごとの画質指標値の平均、標準偏差、変動係数をTable 1に示す。すべての模擬試料において試料サイズが低下すると、画質指標値も低下する傾向が見られた。変動係数は試料サイズが低下すると、大きくなる傾向が見られ、5,6番目の線維、5番目の石灰化、5番目の腫瘤において10%より大きくなった。

【考察】

5番目の線維を除き、日本乳がん検診精度管理中央機構が定める判定基準となるサイズにおいて、変動係数が10%以下となり、再現性の良い測定が行えたと考える。模擬試料のサイズが小さくなると変動係数が大きくなったのは、模擬試料とバックグラウンドの信号値の差が小さくなり相対的にノイズの影響を大きく受けたため、ROIの大きさが小さくなり、測定値がバラつきやすくなったためと考える。

【まとめ】

自作マクロを用いてファントムに内蔵された模擬試料の画質指標測定を自動化を行った。精中機構が定める判定基準となるサイズにおいて、概ね再現性の良い測定が行えたと考える。すべての模擬試料において、サイズが小さくなると測定の再現性が低下する傾向が見られたため、ROIの設定方法や視覚評価との相関を検討していきたい。

【参考文献・図書】

- 1) Subjective evaluations of mammographic accreditation phantom images by three observer groups, K. W. Brooks, J. H. Trueblood, and K. J. Kearfott, Invest. Radiol. 29, 42-47, 1994.
- 2) Template Matching and Slice Alignment--- ImageJ Plugins
<https://sites.google.com/site/qingzongtseng/template-matching-ij-plugin>
- 3) 朝原正喜: 乳房撮影システムの画質評価用ファントムの画像を自動評価するためのコンピュータアルゴリズムの開発, 2013) L. Kaufman, DM Kramer, LE Crooks, et al. : Measuring Signal-to-Noise Ratios in MR Imaging. Radiology, 173, 265-267, 1989

Table 1 測定結果

番号	模擬試料	試料番号	試料サイズ [mm]	画質指標	平均	標準偏差	CV [%]
1	線維	1	直径1.57	CNR	0.82	0.02	2.7
2		2	直径1.12		0.53	0.02	4.4
3		3	直径0.89		0.43	0.03	7.3
4		4	直径0.75		0.42	0.03	7.4
5		5	直径0.54		0.34	0.04	12.0
6		6	直径0.40		0.26	0.06	23.5
7	石灰化	1	直径0.54	Ratio	10.45	0.43	4.1
8		2	直径0.40		4.44	0.23	5.3
9		3	直径0.32		4.01	0.26	6.5
10		4	直径0.24		2.16	0.21	9.9
11		5	直径0.16		1.41	0.16	11.7
12	腫瘤	1	厚さ2.00	CNR	1.24	0.01	1.2
13		2	厚さ1.00		0.50	0.02	4.4
14		3	厚さ0.75		0.42	0.02	5.1
15		4	厚さ0.50		0.40	0.03	6.6
16		5	厚さ0.25		0.13	0.05	38.0