# フラットパネルディテクタ搭載デジタルマンモグラフィから 乳腺含有率及び平均乳腺線量を推定し

# 患者に通知する取り組み

斉藤	浩征1)	石藏	麻里1)	牧	直
波平	辰法1)	田村	彰久 <sup>2)</sup>	門前	芳夫 <sup>3)</sup>
野間	त्रम् 4)	松浦	一生4)		

# I.はじめに

北米では、マンモグラフィ受診者に乳腺濃度を通知 する法令化が進められている。また、日本乳癌学会乳 癌診療ガイドラインでは「マンモグラフィの高濃度 乳腺では乳がんリスクが増加することは確実である」 「年齢やBMI (Body Mass Index)は乳腺濃度に強く影 響すると同時に、乳癌発症リスクとも関連することか ら、乳腺濃度と乳癌発症リスクとの関連性を検討する 場合には、少なくとも年齢やBMIの影響を考慮する必 要がある」<sup>1)</sup>など乳腺濃度と腫瘍の検出感度、さら に乳癌の発生リスクと乳腺濃度・年齢・BMIとの関係 が報告されている。しかしながら乳腺濃度は視覚評価 によって推定されているため評価者によってばらつき が生じているのが現状である。

また、マンモグラフィの撮影用X線は高いコントラ ストを得るために非常に低いエネルギーを利用して いることから他の撮影よりも被曝線量が高くなってい る。マンモグラフィの被曝線量は表面線量よりも乳腺 線量が問題となるため平均乳腺線量によって評価され ている。米国放射線専門医会は、1方向あたり3mGy 以下という勧告を出している。EUREF 4thEdition (the European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services)

ではPMMA (Polymethyl methacrylate) 40 mmで受入

4) 県立広島病院 乳腺外科

値2.0 mGy以下, 推奨値1.6 mGy以下<sup>2)3)</sup>としている。

現在,平均乳腺線量はDance法による推定が普及しているが,患者ごとの平均乳腺線量の推定には至っていない。我々は,乳腺含有率が既知のファントムを使用し,FPD (Flat Panel Detector)マンモグラフィの画像から乳腺含有率の推定・乳房の構成の分類,さらに平均乳腺線量の推定を行う方法を開発した。得られた推定結果をレポート印刷し,患者に提供する取り組みを行なっている。また,これまで得られたデータから乳腺含有率・年齢・BMIの関係など各種分析を行ったので報告する。

# Ⅱ.方 法

Ⅱ-1 【乳腺含有率及び乳房の構成分類の推定】

乳腺含有率を推定していくためには、撮影条件毎 に乳腺含有率と圧迫乳房厚に対応した画素値のルッ クアップテーブル(以後LUT)が必要となる。FPD マンモグラフィ(撮影装置:GE製 senographe DS acquisition system)のRAWデータにおける画素値は mAs値に比例し、X線透過線量は物質の厚さによって 指数関数的に減少する。また、X線透過線量は乳腺含 有率の増加によって指数関数的に減少する。(筋肉量 の割合の増加によって指数関数的に減少する。(筋肉量 の割合の増加によってX線は指数関数的に減弱してい る<sup>5)</sup>ことから、乳腺量の割合の増加によっても指数 関数的に減少すると判断した。)以上のX線と物質と の相互作用を利用しLUTの作成を行った。

撮影管電圧 (25kv~32kv)・一定の撮影電流・ター ゲット (Mo・Rh)・フィルタ (Mo・Rh) の組み合わ せによる撮影条件 (これまでのマンモグラフィにおい

<sup>1)</sup> 県立広島病院 放射線診断科

<sup>2)</sup> 広島市民病院 放射線科

<sup>3)</sup> 佐世保市総合医療センター

て使用していない組み合わせについては除外した)に おいて,乳腺含有率の異なる5種類のファントム(ファント ム:イーステック製ブレスト・ファントム・システム・012A型 乳腺含有率0% 30% 50% 70% 100%の組み合わせ によりそれぞれの乳腺含有率のファントムを5mmから70mm までを5mm増分でシミュレーションすることができる。)を, 20mmから70mmまでを5mm増分で撮影した(図1)。画像 から同一領域(図2)の画素値を計測し(ヒール効果 の影響を最小限にするために計測領域を広げた。)撮影 条件ごとに乳腺含有率とファントム厚に対応した表(表1 使用ソフト:マイクロソフト エクセル)を作成した。マン モグラフィ撮影後,管電圧・ターゲット・フィルタをエクセル シートに入力することによって,撮影条件に一致した表1 を抽出し,画素値を指数近似しファントム厚1mm単位,乳 腺含有率1%単位でLUTを作成した。(表2)

画素値の計測はMLO画像を使用し、乳房外周から 圧迫乳房厚の1/2までの圧迫されていない領域、大胸 筋、腋窩及び下部の脂肪領域を外した<u>乳腺領域</u>とLUT の修正を行うため、腋窩の<u>脂肪領域・高濃度乳腺領域</u> の3領域の計測を行った(図3)。 マンモグラフィは自動露出撮影を行っているため mAs値は撮影ごとに違っている。マンモグラフィの画 素値は次の式によって補正した。

# 式

画素値×(ファントム計測時のmAs値/マンモグラ フィのmAs値)=補正画素値

ファントムと人体の脂肪・乳腺の画素値は必ずしも一 致しないためLUTの修正を行った。LUT(表2)から 患者の圧迫乳房厚に等しい列を抽出し腋窩の脂肪領域 の画素値が乳腺含有率0%の値よりも高い場合,腋窩 の値を乳腺含有率0%とし乳腺含有率0~50%の内 挿値を再計算し修正した。

また、高濃度部位の画素値がLUTの乳腺含有率 100%の値よりも低い場合、高濃度領域の値を乳腺含 有率100%とし乳腺含有率50%~100%の内挿値を再 計算し修正した。

LUT修正後, 圧迫乳房厚とファントム厚が同一の列 から補正画素値にもっとも近い値を検索することで患



図1 ファントム撮影



図2 ファントム画素値計測領域

電圧	27kv	電流	80n	nAs							
ターゲット	Mo	フィルタ	Ø R	h							
		ファン	トム厚								
乳腺含有率	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm	50mm	55mm	60mm	65mm	70mm
100%	3292	2193	1460	994	678	476	331	235	167	121	88
70%	4064	2820	1979	1398	1000	718	521	380	279	207	155
50%	4601	3248	2364	1693	1245	904	666	501	376	282	212
30%	5182	3800	2794	2071	1544	1143	866	648	498	382	291
0%	6062	4562	3494	2652	2042	1568	1222	941	736	574	447

表1 ファントムによる画素値の測定(撮影条件毎に表を作成)

表2 指数近似による画素値のLUT

										<u> </u>							
		ファント	·ム厚(I	mm)													
乳腺含有率	20	21	22	23	24	25	26	27	2	93	94	95	96	97	98	99	100
100%	3292	3035	2798	2580	2378	2193	2021	1863	171	15	14	13	12	12	11	10	9
99%	3315	3057	2819	2600	2398	2211	2039	1880	173	16	15	14	13	12	11	10	10
98%	3339	3080	2841	2621	2417	2230	2057	1898	175	16	15	14	13	12	11	11	10
97%	3362	3102	2862	2641	2437	2249	2075	1915	176	17	15	14	13	12	12	11	10
96%	3386	3125	2884	2662	2457	2268	2093	1932	178	17	16	15	14	13	12	11	10
95%	3410	3148	2906	2683	2477	2287	2112	1950	180	17	16	15	14	13	12	11	11
94%	3434	3171	2928	2704	2497	2306	2130	1968	181	18	17	16	14	13	13	12	11
93%	3458	3194	2950	2725	2517	2325	2149	1986	183	18	17	16	15	14	13	12	11
92%	3482	3218	2973	2747	2538	2345	2168	2004	185	19	18	16	15	14	13	12	11
91%	3507	3241	2995	2768	2559	2365	2187	2022	187	19	18	17	16	15	14	13	12
90%	3532	3265	3018	2790	2579	2385	2206	2041	188	20	18	17	16	15	14	13	12
89%	3557	3289	3041	2812	2600	2405	2225	2059	190	20	19	18	16	15	14	13	12
					0000	0405	0045		I					10	15	11	40
8%	5814	5485	5175	488Z	4000	4340	4110	3888	361	113	107	102	97	9Z	07	οz	78
7%	5845	5515	5204	4910	4633	4372	4137	3914	370	116	110	104	98	93	89	84	80
6%	5875	5545	5233	4938	4661	4398	4163	3940	373	118	112	106	100	95	90	86	81
5%	5906	5575	5262	4967	4688	4425	4190	3967	375	120	114	108	102	97	92	87	83
4%	5937	5605	5291	4996	4716	4452	4217	3993	378	122	116	110	104	99	94	89	85
3%	5968	5635	5321	5024	4744	4480	4243	4020	380	125	118	112	107	101	96	91	86
2%	5999	5666	5351	5053	4772	4507	4271	4047	38:	127	121	114	109	103	98	93	88
1%	6031	5696	5381	5082	4801	4535	4298	4074	38	130	123	117	111	105	100	95	90
0%	6062	5727	5411	5112	4829	4562	4325	4101	388	132	125	119	113	107	102	97	92



図3 計測領域

画像提供:NPO法人 乳がん画像診断ネットワーク

者の乳腺含有率を推定した。

推定された乳腺含有率は境界値(表3)を設定し脂肪性・乳腺散在・不均一高濃度・高濃度に分類を行った。 境界値は平成25年7月11日NPO法人マンモグラフィ検診精度管理中央機構(精中機構):「乳房の構成の分類 に関するお知らせ」<sup>6)</sup>を参考にした。

## Ⅱ-2 【平均乳腺線量の推定】

ファントムを10mm増分で撮影し透過線量表を作成 し,mAs値や測定位置補正をすることで患者の圧迫乳 房厚と一致した深部線量表に変換した。さらに乳腺含 有率に一致した減弱式を算出し,この式を定積分する ことで平均乳腺線量の推定を行った。

表3 乳房の構成分類境界の設定

乳腺含有率	乳 房 の 構 成 分 類
9%以下	脂肪性
10%~39%	乳腺散在
40%~79%	不均一高濃度
80%以上	高濃度

検出器(線量計:Radical社 model 9015型線量計) の中心を照射野の左右の中心, 胸壁側から6 cmの位置 に固定した。(図4)

検出器の厚さが27mmあるため,左右に使用しない ファントムで高さ30mmの台座を作りファントムを乗 せ計測を行った。(図5)

撮影管電圧(25kv~32kv)・ターゲット(Mo・Rh)・ フィルタ(Mo・Rh)の組み合わせによる撮影条件に おいて(マンモグラフィにおいて使用していない組 み合わせについては除外した)乳腺含有率30%50% 70%のファントムをそれぞれ,5mmと10mmから70mm までを10mm間隔で一定のmAs値(100mAs)にて撮影 し透過線量を測定した。(表4)



図4 線量計の配置



図6 ファントムと線量計の配置

表4	透過線量表	(mGy)	(撮影条件毎に表を作成)
----	-------	-------	--------------

電圧	271	xv 電	流	100	OmAs			
ターゲット	М	0 フ	イルタ		Rh			
到朖今右宓		ファント	·ム厚					
	5mm	10mm	20mm	30mm	40mm	50mm	60mm	70mm
70%	5.662	3.742	1.856	0.978	0.542	0.310	0.183	0.089
50%	5.874	4.042	2.085	1.148	0.656	0.380	0.232	0.139
30%	6.138	4.330	2.363	1.351	0.806	0.488	0.302	0.189

表4の透過線量表のmAs値と焦点測定面距離 (FMD)(図6)は一定であるため、マンモグラフィ からの推定時には撮影管電圧・ターゲット・フィルタ が同一の表を抽出し、次の補正係数を乗じることで撮 影条件と圧迫乳房厚に合った深部線量表に変換した。



図5 台座の配置

#### 表5 乳腺含有率別の深部線量表 (mGy)

		入射表	面からの	深部距离	淮			
乳腺含有率	5mm	10mm	20mm	30mm	40mm	50mm	60mm	70mm
100%	2.972	1.818	0.822	0.393	0.201	0.109	0.059	0.020
99%	2.978	1.825	0.827	0.396	0.203	0.110	0.060	0.021
98%	2.983	1.832	0.832	0.399	0.205	0.112	0.061	0.021
97%	2.989	1.839	0.837	0.402	0.207	0.113	0.061	0.022
96%	2.994	1.846	0.842	0.405	0.209	0.114	0.062	0.022
95%	3.000	1.854	0.847	0.409	0.211	0.115	0.063	0.023
94%	3.005	1.861	0.852	0.412	0.213	0.116	0.064	0.023
93%	3.011	1.868	0.857	0.415	0.215	0.117	0.064	0.024
92%	3.016	1.875	0.862	0.419	0.217	0.119	0.065	0.024
91%	3.022	1.882	0.867	0.422	0.219	0.120	0.066	0.025
90%	3.027	1.890	0.872	0.425	0.221	0.121	0.067	0.025
89%	3.033	1.897	0.877	0.429	0.223	0.122	0.068	0.026
88%	3.039	1.904	0.882	0.432	0.225	0.124	0.068	0.027
87%	3.044	1.912	0.887	0.436	0.227	0.125	0.069	0.027
0.001			0.0	0 430	0 230	0.126	0 070	0 090
1.6/0	0.044	2.010	1.000					
11%	3.550	2.521	1.404	0.805	0.485	0.297	0.180	0.152
10%	3.558	2.530	1.413	0.812	0.490	0.300	0.182	0.155
9%	3.566	2.539	1.422	0.818	0.495	0.304	0.185	0.159
8%	3.574	2.548	1.431	0.825	0.500	0.308	0.187	0.162
7%	3.581	2.556	1.440	0.832	0.505	0.312	0.189	0.166
6%	3.589	2.565	1.449	0.839	0.510	0.316	0.192	0.170
5%	3.597	2.574	1.458	0.846	0.515	0.320	0.194	0.174
4%	3.605	2.583	1.467	0.852	0.521	0.324	0.197	0.178
3%	3.613	2.592	1.476	0.859	0.526	0.328	0.200	0.182
2%	3.621	2.601	1.485	0.866	0.532	0.332	0.202	0.186
1%	3.629	2.610	1.495	0.874	0.537	0.336	0.205	0.190
0%	3.637	2.619	1.504	0.881	0.543	0.340	0.208	0.194

mAsCF=MGmAs/FmAs … (1) MDCF= (FMD/FBD)<sup>2</sup> … (2) DPCF= (FBD/ (FBD- $(T_{pb}-T_s-T_f))$ )<sup>2</sup>… (3) mAsCF:mAs値補正係数 MDCF:測定点距離補正係数 DPCF:深部位置補正係数 MGmAs:マンモグラフィ撮影時mAs値 FmAs:ファントム撮影時mAs値 FMD:焦点測定面距離 FBD:焦点ファントム底辺距離 T<sub>pb</sub>:圧迫乳房厚 T<sub>s</sub>:白座厚 T<sub>f</sub>:ファントム厚

- ※焦点・測定面間距離(FMD)=622.5 mm
  焦点・ファントム底辺間距離(FBD)=610 mm
  台座厚(T<sub>s</sub>)=30 mm
  天板・測定面距離=17.5 mm
  ファントム底辺測定面距離12.5 mm
- (1) ファントム測定時のmAs値(FmAs)とマンモ グラフィ撮影時のmAs値(MGmAs)が異なるた め,透過線量表に乗ずることで撮影時の線量に変 換する。
- (2) 測定線量をファントムの底辺での線量に変換す るため。ファントムの底辺と測定面と差12.5mmを 距離の逆二乗側に従って補正する。
- (3)ファントムの底辺が天板から30mm上方であるため、圧迫乳房入射表面からの深部位置での線量になるよう距離の逆二乗則に従って補正する。

補正係数によって変換された表を,指数近似にて乳 腺含有率1%毎の深部線量表(表5)を作成した。

X線は連続エネルギーであることから入射表面に近 い領域では低エネルギー成分が多く,実測値と近似値 のずれが大きくなるため,推定された乳腺含有率に一 致した深部線量から,10mm以下と10mm以上でそれぞ れ近似式(減弱式)を算出し,両近似式を定積分し た和を圧迫乳房厚aで除することで平均乳腺線量を求 めた。

平均乳腺線量 (mGy)

 $= \frac{\int_{0}^{10} I_{1} e^{-\mu_{en1} x} dx + \int_{10}^{a} I_{2} e^{-\mu_{en2} x} dx}{a}$   $I_{1} : 10 nm 以下での切片$   $I_{2} : 10 nm 以上での切片$   $\mu_{en1} : 10 nm 以下でのエネルギー吸収係数$   $\mu_{en2} : 10 nm 以上でのエネルギー吸収係数$ 

圧迫乳房厚について本来はノギスなどで正確に測定 するべきであるが、時間を要し患者への負担が大きい ことから装置の表示値を使っている。そのため表示値 と実測値との誤差を補正する必要がある。

日常点検において、ファントムの撮影時に圧迫厚の ズレが生じた場合、20mm 40mm 60mmのファントム厚 とのズレを確認後補正している。

エックス線出力やFPDの感度変化に対応するため,

日常点検において、ファントムの乳腺含有率を計測し 誤差3%を超えた場合補正を行うこととしている。乳 腺含有率50%40mmのファントムをターゲットとフィ ルタの組み合わせMo/Mo Mo/Rh Rh/Rhでそれぞれ 一定の条件にて撮影し基準日と校正日の画素値の比を 計測領域画素値に乗ずることで補正を行っている。

<u>基準日値</u> × 計測領域ピクセル値 校正日値

推定結果は撮影終了後,患者に提供するようできる よう患者情報・撮影条件や画素値をエクセルシートに 入力することで自動的にレポート印刷し,各種分析が できるようデータベース保存するようにプログラムを 開発した。

#### Ⅲ.結 果

Ⅲ-1 乳腺含有率の推定

乳腺含有率が既知のファントムを利用し,マンモグ ラフィから乳腺含有率及び乳房の構成分類の客観的な 分類を推定することができた。

ファントムにて乳腺含有率の検証を行ったところ誤 差±3%以内となった。

2015年9月~2016年2月に当院にて撮影されたマ ンモグラフィの中から、ランダムに選んだ124症例 (術後乳房は除く)を対象に、当院の読影認定医4名 と撮影認定技師2名の計6名による視覚評価と推定値 による分類とを比較した。読影者によるバラツキは見 られたが、平均65%で一致した。(図7)



図7 乳房の構成分類(視覚評価と乳腺含有率)

-17 -

Ⅲ-2 平均乳腺線量の推定

乳腺含有率の推定結果を利用することで患者毎の平 均乳腺線量を推定することができた。

平均乳腺線量は50%ファントムにてDance法との比較を行った。

(本法 - Dance法) / Dance法×100%平均誤差5.7%最大12%であった。(表6)

表6 本法のDance 法による検証

電圧	mAs	target	filter	20mm	40mm	60mm
25	100	Мо	Мо	-5%	4%	
26	100	Мо	Мо	-5%	4%	9%
26	100	Мо	Rh	-7%	3%	
27	100	Мо	Мо	-5%	5%	
27	100	Мо	Rh	-9%	1%	7%
27	100	Rh	Rh	-12%	-1%	5%
28	100	Мо	Rh		-1%	
28	100	Rh	Rh		-1%	6%
29	100	Rh	Rh		-3%	10%
30	100	Rh	Rh		-3%	4%
31	100	Rh	Rh			4%
32	100	Rh	Rh		-5%	2%

患者数
平均年齢 55.7 歳
平均乳腺含有率
$BMI \ \cdots \ 23 \ kg/m^2$



図11 年齢階級別乳腺含有率 r =0.47 p<0.001

圧迫乳房厚やX線出力・検出感度の変化に対し基準 日からのズレを補正することで再現性を維持すること ができた。

Ⅲ-3 データ分析

当院の患者405名754件について各種分析を行った。 図10は年齢階級別の件数で左右をそれぞれ1件とした。 図11は年齢階級別に乳腺含有率のバラツキを箱ひげ図 に表し、相関係数を求めた。

図12は圧迫乳房厚に対する乳腺含有率を散布図によって表し、相関係数を求めた。

図13はBMI (Body Mass Index) と乳腺含有率の関係 を散布図にて表し相関係数を求めた。

図14はBMIと圧迫乳房厚の関係を散布図で表し相関係 数を求めた。

図15は年齢階級での乳腺の構成分類の割合を表した。 図16は管電流に対する平均乳腺線量の関係を表し相 関係数を求めた。



図10 年齡階級別検査件数



図12 圧迫乳房厚と乳腺含有率 r =0.71 p<0.001

-18 -



図13 BMIと乳腺含有率 r=0.56 p<0.001



図15 年齢階級別乳腺の構成分類

#### Ⅳ.考察

本法は含有率が既知のファントムからLUTとマンモ グラフィの画素値を比較することによって乳腺含有率

を推定しているが,腋下の脂肪領域及び高濃度領域 の画素値からLUTを修正することより,個人差に対応 した乳腺含有率を推定することができた。

本法は画素値の計測領域を手動で行っていることか ら、精中機構:「乳房の構成の分類に関するお知らせ」 の要点で指摘のあった「乳房内ではなく、乳腺内にお ける脂肪の割合」を忠実に再現することができ、推定 値と視覚評価の一致率とも高くなっている。境界値に ついてもほぼ一致している。(図7)

平均乳腺線量についてDance法との比較を行ったが ファントム厚20mmでは低めに60mmでは高めに40mmで はほぼ一致していた。(表6)Dance法は表面線量を基 に変換係数を乗ずることで算出し、本法は透過線量を



図14 BMI と圧迫乳房厚 r =0.68 p<0.001



図16 管電流と平均乳腺線量 r =0.97 p<0.001

基に近似式を定積分することによって算出している。 Dance法ではファントム表面では低エネルギー成分が 多く含まれるX線による半価層から変換係数を算出し ているが本法は低エネルギーX線がある程度吸収され た後の透過線量を基準に近似式を算出していることに よるものであると考えられる。(参考:筋肉+50%脂 肪 密度0.98g/cm<sup>3</sup>の半価層 10kv:0.17 cm, 15kv:0.54 cm, 20kv:1.08 cm)<sup>5)</sup>

各種分析をすることで次の結論が得られた。 図11図12から乳腺含有率は年齢(相関係 r=0.47) よりも圧迫乳房厚(r=0.71)との相関が強い。

図15から高年齢の受診者にも高濃度乳腺が存在する ことから,乳腺の構成分類の通知は全ての年齢層に必 要であると考えられる。

図16から管電流と平均乳腺線量の関係で相関係数 r=0.97と強い相関関係にあった。管電流120mAs以上

-19 -

#### 広島県立病院医誌 第49巻 第1号 (平成30年3月)



図8 患者提供用レポート

では3mGyを超える可能性があった。本研究後,撮影 モードを変更し被曝線量を40%程度軽減化すること ができた。

本法の問題点としてファントムの画素値計測領域は ヒール効果を考慮してマンモグラフィの計測領域を参 考に計測しているが、ファントム厚は一定の厚さであ るのに対し実際の乳房は胸壁側と乳頭側の乳房厚の傾 きや、小乳房の表示値による誤差が乳腺含有率及び平 均乳腺線量に及ぼす影響についての正確な検証ができ ていないことがあげられる。

### V.まとめ

推定結果を患者に渡すために5分以内にレポート印 刷までを終了することを目指し実現することができ た。推定結果は、レポート印刷し『乳がん検診と診断 の手引き』<sup>4)</sup>と一緒に患者に提供している。(図8, 図9)本法は定量的な乳房の構成分類・被曝線量の管 理・データ分析及び患者に情報提供することによっ て、超音波検査など他の検査への移行をスムーズに 行うことや、セルフチェックの向上など臨床上有用で ある。



**図9** 患者提供用冊子<sup>4)</sup>

#### 参考文献及び注釈

- 1) 乳癌診療ガイドライン. 疫学・予防 日本乳癌 学会Web版
- 2)乳癌診療ガイドライン. 検診・画像診断 日本
  乳癌学会Web版
- 3) 医療被ばくガイドライン改訂委員会.中間報告書 医療被ばくガイドライン改訂「マンモグラフィ」.日放技誌.2014;61(1):119-22.
- 4) 戸崎光宏 増田美加 監修:『乳がん 検診と診 断知っておきたいこと』.NPO法人乳がん画像診 断ネットワーク
- 5) 城谷孝:人体組織と組織等価材の減弱係数.原
  子力研究所
- 6) 岡崎正敏:「乳房の構成の分類に関するお知らせ」. NPO法人マンモグラフィ検診精度管理中央 委員会

-20 -

# Estimation of Mammary Gland Content Rate and Average Mammary Glandular Dose from Digital Mammography upon Installation of a Flat Panel Detector and the Policy for Informing Patient

Hiroyuki Saito<sup>1)</sup>, Mari Ishikura<sup>1)</sup>, Naoko Maki<sup>1)</sup>, Tatsunori Namihira<sup>1)</sup>, Akihisa Tamura<sup>2)</sup>, Yoshio Monzen<sup>3)</sup>, Midori Noma<sup>4)</sup>, Kazuo Matsuura<sup>4)</sup>

1 ) Department of Diagnostic Radiology, Hiroshima Prefectural Hospital

2) Department of Radiology, Hiroshima City Hiroshima Citizens Hospital

3) Sasebo City General Hospital

4) Department of Breast Surgery, Hiroshima Prefectural Hospital

#### **Summary**

#### Objective

A relationship between mammary gland density and detection sensitivity and the occurrence risk of breast cancer has been reported in North America. For example, notification of the mammary gland concentration to patients is mandatory. However, currently, since it is estimated by visual evaluation, the results may vary depending on the evaluator. The exposure dose of mammary glands is evaluated according to the mean mammary glandular dose, which has not been measured for each patient. In this study, we used the linearity of the pixel values and dose (mAs value) of FPD (Flat Panel Detector) to estimate the mammary gland content rate and average mammary glandular dose from mammography images and notified patients of the results. In addition, we hereinafter report on the correlation of age/body mass index (BMI)/compression thickness of the breasts with the mammary gland content rate based on the data obtained thus far.

Methods

Mammary Gland Content Rate (0% 30% 50% 70% 100%) phantoms were used.

Estimation of mammary gland content rate: maintaining constant mAs values, we combined other photographing conditions and phantoms, shooting images in increments of 5 mm, using a table containing pixel values, and estimating the mammary gland content rate from the pixel values of the mammary gland area of the patients.

Estimation of the mean mammary glandular dose: maintaining constant mAs values, we combined other photographing conditions and phantoms, shooting images in increments of 10 mm, creating a table containing the transit dose. The mean mammary glandular dose was determined by taking the definite integral of the approximate expression of the transmit dose corresponding to the actual imaging condition and mammary gland content rate of patients from the range of thickness of the compressed breast, and divided by the thickness of the compressed breast. Results

We were able to estimate the mammary gland content rate from the pixel value of the mammography image, classify the breast composition and estimate the mean mammary glandular dose. Comparing the visual evaluation by six certified persons and the classification results of this study, the results were closely consistent with the classification boundaries of the mammography guidelines. As a result of verifying the mammary gland content rate using phantoms, the deviation was within  $\pm 3\%$ . As a result of comparing the mean mammary glandular dose with the values of the Dance method, the deviation was a maximum of 12% and  $\pm 5\%$  on average.

Based on an analysis of the data for 405 subjects, the correlation coefficients with the mammary gland content rate were age: 0.47, BMI: 0.56, thickness of compressed breast: 0.71.

Conclusion

In order to provide the estimation results to the patients, we were able to simplify and finish the work and print out the findings in about five minutes. Currently, reports and booklets explaining breast cancer screening are distributed free of charge. Informing patients of the concentration of mammary glands allows them to be aware of the difficulty in detecting breast cancer and the risk of developing breast cancer, improving the rate of taking medical examinations and smoothing the transition to other examinations, while making it clinically useful for improving self-checks.