原 著

マンモグラフィによる被曝線量に対する乳腺割合の影響

浅田恭生・鈴木昇一・山田将大¹⁾・櫻井久美²⁾・諏佐裕美³⁾
前田繁信⁴⁾・伊藤美由起⁴⁾・竹内吉人⁴⁾・白川秀紀⁴⁾

論文受付
2004年 5月21日

論文受理
2004年 7月20日

Code No. 621

藤田保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科

1)トヨタ記念病院放射線科

2)津島市民病院放射線科

3)大田原赤十字病院放射線科

4)藤田保健衛生大学病院放射線部

緒 言

診断用X線に起因するがんのリスクは、日本において3.2%と諸外国と比較して極めて高いという報告¹⁾があった。さらに、マンモグラフィのような低エネルギー領域で悪性形質転換を増強する報告²⁾もあり、診断用X線における被曝線量(入射表面線量)について関心が高まっている。また、2000年より乳がん検診においてはマンモグラフィを用いた併用方式に改められたこともあり、精度の高い被曝線量(平均乳腺線量)を把握する必要がでてきた。

著者らはマンモグラフィによる平均乳腺線量推定に関するソフトウェアを以前、構築し報告した³⁾。報告したソフトウェアは、乳腺割合について撮影したマンモグラムを乳腺実質の分類による各自の判断で入力しなければならなかった。正確な平均乳腺線量を推定するために、乳腺割合が既知のファントムを用いて、乳腺割合の推定を試みた。

今回、乳腺割合を推定し、平均乳腺線量、入射表面線量を算出できるプログラムを構築した。

Effect of Breast Composition on Patient Exposure in Mammography

YASUKI ASADA, SHOICHI SUZUKI, MASAHIRO YAMADA,¹⁾ KUMI SAKURAI,²⁾
HIROMI SUSA,³⁾ SHIGENOBU MAEDA,⁴⁾ MIYUKI ITO,⁴⁾
YOSHIHITO TAKEUCHI,⁴⁾ and HIDEKI SHIRAKAWA⁴⁾

Faculty of Radiological Technology, Fujita Health University, School of Health Sciences

1)Department of Radiology, Toyota Memorial Hospital

2)Department of Radiology, Tsushima City Hospital

3)Department of Radiology, Ootawara Red Cross Hospital

4)Department of Radiology, Fujita Health University Hospital

Received May 21, 2004; Revision accepted July 20, 2004; Code No. 621

Summary

Software for the estimation of patient exposure from mammography has been developed. Because it adopts average glandular dose, the estimation of patient exposure must take advantage of D_{gN} (average glandular dose per unit entrance skin exposure). D_{gN} depends on X-ray quality, compressed breast thickness, and breast composition. The software that was previously reported required information about breast composition. However, the new software that estimates breast composition uses a phantom with known breast composition to estimate average glandular dose and entrance surface dose. The authors were able to calculate average glandular dose that takes account of breast composition using this software. In addition, in a comparison with the mammogram in terms of the classification of mammary gland substance, the software showed high precision in terms of agreement. This software has sufficient utility because only the mammographic conditions are entered, and patient exposure can be easily estimated. Moreover, the half-value layer, incident exposure in air, D_{gN} , and breast composition can be specifically calculated.

Key words: Mammography, Average glandular dose, Software, Patient exposure, Entrance surface dose

別刷資料請求先：〒470-1192 愛知県豊田市沓掛町田楽ヶ窪1-98
藤田保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科 浅田恭生 宛

1. 方 法

1-1 使用装置および機器

乳房撮影装置：島津社製 Sepio

電離箱線量計：Radcal社製 model 9015(電離箱 6cc シャロー型 model 10X5-6M)

半価層測定用アルミ板：Victoreen社製 07-434型(純度 99.997%)

ファントム：Nuclear Associate社製 model 18-238(30%乳腺, 45%乳腺, 70%乳腺)

開発ソフトウェア：Microsoft社製 Visual Basic Ver.6.0

計算ソフトウェア：Wolfram Research社製 Mathematica Ver.4.0

1-2 基礎データの測定

1-2-1 空中照射線量の測定

本大学病院の乳房X線撮影装置を用いて、空中照射線量は乳房撮影精度管理マニュアル(以下、管理マニュアル)⁴⁾に準拠し、トレサビリティのとれた電離箱線量計にて測定した。検出器の受光面をテーブルの位置から4.5cmの高さ、受光面の中心を胸壁端から4cmの位置に配置し、照射野の左右中心に配置した。圧迫板の位置は線量計に近づけた状態とした。照射条件はターゲットフィルタの組み合わせMo(モリブテン)/Mo(モリブテン)において、管電圧24~32kVで2kV間隔、焦点は大焦点、mAs値は50mAsを使用した。Mo(モリブテン)/Rh(ロジウム)は管電圧27, 28, 30, 32kVで、焦点は大焦点、mAs値は50mAsを使用した。各管電圧に対する線量はmAs値当たりの線量とした。

1-2-2 半価層の測定

半価層は電離箱線量計にて、管理マニュアル⁴⁾に準拠し、焦点から圧迫板の距離は、焦点—線量計間距離の1/2未満に配置し(できるだけX線管に近づける)、アルミニウム減弱法にて測定した。空中照射線量の測定と同様に、検出器の受光面をテーブルの位置から4.5cmの高さ、受光面の中心を胸壁端から4cmの位置とし、照射野の左右中心に配置した。鉛絞りを放射口に装着し、検出器の受光部サイズまで照射野を絞った。照射条件は、空中照射線量の測定と同様とした。

1-2-3 乳腺割合推定

乳腺割合が30%, 45%, 70%の既知のファントムを用いて、ターゲットフィルタの組み合わせをMo/Moでは、管電圧25~30kV, Mo/Rhは管電圧27~30kVで、ファントム厚1.0~8.5cmまで変化させ、automatic exposure control(AEC)撮影を行い、mAs値を測定した。各管電圧におけるファントム厚ごとのmAs値と乳腺割合(%)の関係より、各ファントム厚での近似式を

算出した。

$$y = M \{Ln(x) + N\} \quad \dots\dots\dots (1)$$

y：乳腺割合(%)

M：係数(傾き)

N：係数(切片)

x：mAs値

Mに対するファントム厚の近似式をf(A), Nに対するファントム厚の近似式をg(A)として乳腺割合(%)の近似式を算出した。このときf(A)とg(A)はWolfram Research社製Mathematica Ver.4.0を用いて算出した。

$$y = f(A) \{Ln(x) + g(A)\} \quad \dots\dots\dots (2)$$

y：乳腺割合(%)

A：ファントム厚(cm)

x：mAs値

1-3 ソフトウェアの構築

上記の基礎データより、撮影条件などを入力するのみで平均乳腺線量および入射表面線量を推定するソフトウェアをMicrosoft社製Visual Basic Ver.6.0を用いて構築した。

後方散乱係数にはGrosswendt⁵⁾のデータを、実効エネルギーおよび質量エネルギー吸収係数は光子減弱係数データブック⁶⁾のデータを用いて、入射表面線量を以下の式より算出した。

$$D_m = X_{air} \times B.S.F. \times \frac{W_{air}}{e} \times \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \times \left(\frac{FCD}{FSD} \right)^2 \quad \dots\dots\dots (3)$$

D_m ：入射表面線量(Gy)

X_{air} ：空中照射線量(C/kg)

B.S.F.：後方散乱係数

$W_{air/e}$ ：(33.97 J/C)

$(\mu_{en}/\rho)_m$ ：ある物質の質量エネルギー吸収係数

$(\mu_{en}/\rho)_{air}$ ：空気の質量エネルギー吸収係数

FCD：X線管焦点—線量計実効中心間距離(cm)

FSD：X線管焦点—入射表面間距離(cm)

変換係数はSobolらのデータ⁷⁾を用いて、以下の式より平均乳腺線量を算出した。

$$D_g = D_{gN} \times X_{air} \quad \dots\dots\dots (4)$$

D_g ：平均乳腺線量(Gy)

D_{gN} ：吸収線量変換係数(Gy · kg/2.58×10⁻⁴C)

X_{air} ：空中照射線量(C/kg)

1-4 本ソフトウェアの有用性

2001年8月から2003年10月までに撮影されたマンモグラム354例を無作為に抽出した。このうち病変があれば除外し、有資格者4名の医師および放射線技師により、マンモグラフィによる乳がん検診の手引き⁸⁾

Table Approximate curve on estimation of breast composition.

T/F	Tube voltage (kV)	$f(A)$	$g(A)$	Breast composition (%) $y=f(A)\{Ln(x)+g(A)\}$
Mo/Mo	25	$\frac{264.75}{A}$	$-1.22-0.67A$	$y=\frac{264.75}{A}\{Ln(x)-1.22-0.67A\}$
	26	$\frac{290.46}{A}$	$-1.13-0.66A$	$y=\frac{290.46}{A}\{Ln(x)-1.13-0.66A\}$
	27	$\frac{299.87}{A}$	$-0.91-0.63A$	$y=\frac{299.87}{A}\{Ln(x)-0.91-0.63A\}$
	28	$\frac{337.32}{A}$	$-0.83-0.60A$	$y=\frac{337.32}{A}\{Ln(x)-0.83-0.60A\}$
	29	$\frac{337.97}{A}$	$-0.73-0.57A$	$y=\frac{337.97}{A}\{Ln(x)-0.73-0.57A\}$
	30	$\frac{346.10}{A}$	$-0.61-0.56A$	$y=\frac{346.10}{A}\{Ln(x)-0.61-0.56A\}$
Mo/Rh	27	$\frac{322.43}{A}$	$-0.93-0.58A$	$y=\frac{322.43}{A}\{Ln(x)-0.93-0.58A\}$
	28	$\frac{357.81}{A}$	$-0.82-0.56A$	$y=\frac{357.81}{A}\{Ln(x)-0.82-0.56A\}$
	29	$\frac{361.85}{A}$	$-0.74-0.53A$	$y=\frac{361.85}{A}\{Ln(x)-0.74-0.53A\}$
	30	$\frac{373.94}{A}$	$-0.56-0.54A$	$y=\frac{373.94}{A}\{Ln(x)-0.56-0.54A\}$

を参照して、脂肪性(乳腺10%未満)、乳腺散在(乳腺10~39%)、不均一高濃度(乳腺40~79%)、高濃度(乳腺80%以上)に臨床写真の分類を行った。

2. 結果

2-1 基礎データの測定

2-1-1 空中照射線量の測定

Mo/MoおよびMo/Rhのターゲットフィルタの組み合わせについて、管電圧とmAs値当たりの線量に係する近似式は、それぞれ

$$y=0.4799x-9.2852 \quad \cdots \cdots (5-1)$$

$$y=0.4804x-9.8054 \quad \cdots \cdots (5-2)$$

となった。決定係数 R^2 はそれぞれ0.996, 0.999であった。

2-1-2 半価層の測定

管電圧と半価層との近似式はMo/MoおよびMo/Rhは、それぞれ

$$y=0.0101x+0.0840 \quad \cdots \cdots (6-1)$$

$$y=0.0083x+0.1863 \quad \cdots \cdots (6-2)$$

となった。決定係数 R^2 はそれぞれ0.995, 0.974であった。

2-1-3 乳腺割合推定

各管電圧におけるファントム厚ごとのmAs値と乳腺割合(%)の関係より、各ファントム厚での(1)式を算出した。各ファントム厚の(1)式の傾きMの関数f

(A)、切片Nの関数g(A)より乳腺割合の推定式を算出した(Table)。乳腺割合が30%, 45%, 70%の既知のファントムを用いているので、算出された乳腺割合と比較した。ターゲットフィルタの組み合わせMo/Mo、管電圧25kV、ファントム厚1cmのとき、最大で25.3%の誤差が生じたが、平均すると3.2%の誤差であった。

2-2 ソフトウェアの構築

ソフトウェアの入力画面に患者データ(患者ID番号、氏名、性別、年齢)、気象条件(省略可)、SID(source image distance)を入力し、「Next」ボタンをクリックする(Fig. 1)。次の画面で撮影方向、フォトタイマの位置、濃度を入力し、ターゲットフィルタの組み合わせの選択をし、管電圧、mAs値、圧迫乳房厚を入力する(Fig. 2)。入力後、「Calculation」ボタンをクリックすると、乳腺割合、実効エネルギー、後方散乱係数、半価層、空中照射線量、入射表面線量および平均乳腺線量が算出され、出力される(Fig. 3)。

さらに、計算後に「Edit」メニューをクリックし、「Display」を選択すると、出力画面に出力された計算値等が下の表に表示される(Fig. 4)。保存する場合は、「File」をクリックし、「Save」を選択するとCSV形式で保存される(Fig. 5)。

Estimation of Average Glandular Dose in Mammography(EAGD)

ID number: Temperature: °C

Patient name: Atmospheric pressure: hPa

Sex: SID: cm

Age:

Fig. 1 Input display of the software.

Estimation of Average Glandular Dose in Mammography(EAGD)

Projection: Target/Filter(T): Breast thickness(T): cm

Photo: Tube voltage (V): kV

Density: mAs value(M): mAs

Breast compositions(N): Half value layer(H): mmAl

100% adipose = 0
50% adipose : 50% glandular = 0.5
100% glandular = 1.0

Effective energy(K): keV

The incident exposure in air(Q): μC/kg

Entrance Surface Dose

mGy

f-factor: J/C

Averaged Glandular Dose

mGy

Conversion factor: Gy·kg/C

	ID	Name	Project	Sex	Age	Photo	Density	T/F	kV
1									
2									
3									
4									

Fig. 2 Input display of the software (2).

Estimation of Average Glandular Dose in Mammography(EAGD)

Projection: Target/Filter(T): Breast thickness(T): cm

Photo: Tube voltage (V): kV

Density: mAs value(M): mAs

Breast compositions(N): Half value layer(H): mmAl

100% adipose = 0
50% adipose : 50% glandular = 0.5
100% glandular = 1.0

Effective energy(K): keV

The incident exposure in air(Q): μC/kg

Entrance Surface Dose

mGy

f-factor: J/C

Averaged Glandular Dose

mGy

Conversion factor: Gy·kg/C

	ID	Name	Project	Sex	Age	Photo	Density	T/F	kV
1									
2									
3									
4									

Fig. 3 Output display of the software.

Estimation of Average Glandular Dose in Mammography (EAGD)

Target/Filter: ☐ Mo/Mo ☐ Mo/Rh Breast thickness: cm

Tube voltage: kV mAs value: mAs

Breast compositions: 100% adipose = 0 50% adipose : 50% glandular = 0.5 100% glandular = 1.0

Half value layer: mmAl Effective energy: keV The incident exposure in air: $\mu\text{C/kg}$

Entrance Surface Dose: mGy f-factor: J/C

Averaged Glandular Dose: mGy Conversion factor: Gy·kg/C

ID	Name	Project	Sex	Age	Photo	Density	T/F	kV
1	*****	R-CC	F	55	2	2	MoMo	26
2	*****							
3	*****							

Fig. 4 List of input/output results obtained by the software.

Estimation of Average Glandular Dose in Mammography (EAGD)

Target/Filter: ☐ Mo/Mo ☐ Mo/Rh Breast thickness: cm

Tube voltage: kV mAs value: mAs

Breast compositions: 100% adipose = 0 50% adipose : 50% glandular = 0.5 100% glandular = 1.0

Half value layer: mmAl Effective energy: keV The incident exposure in air: $\mu\text{C/kg}$

Entrance Surface Dose: mGy f-factor: J/C

Averaged Glandular Dose: mGy Conversion factor: Gy·kg/C

ID	Name	Project	Sex	Age	Photo	Density	T/F	kV
1	*****	R-CC	F	55	2	2	MoMo	26
2	*****							
3	*****							

Fig. 5 Method of saving input/output results obtained by the software.

2-3 本ソフトウェアの有用性

354例の臨床写真のうち、102例が比較対照となった。102例中14例で13.7%が脂肪性、102例中41例で40.2%が乳腺散在、102例中39例で38.2%が不均一高濃度、102例中8例で7.8%が高濃度に分類された。

Fig. 6に読影者による分類と本ソフトウェアより推定された乳腺割合による分類を示した。読影者によって分類された102例の臨床写真と本ソフトウェアにより算出された値を比較すると、脂肪性では14例中13例の92.9%が一致していた。乳腺散在では41例中37例の90.2%が、不均一高濃度では39例中27例の69.2%が、高濃度では8例中6例の75.0%が一致していた。102例での平均の乳腺割合は40.0%であった。全体で見る

と、102例中83例の81.4%の精度であった。

3. 考 察

平均乳腺線量および入射表面線量を推定するためには、線量計などの測定器を用いて測定することが基本であるが、測定器を所有しない施設についてはこれらの線量を直接知る手段がない。そのためにはこれらの線量を推定するソフトウェア^{9, 10)}を活用するのも一つの手段である。一般撮影は被曝線量評価指標として入射表面線量を用いているが、マンモグラフィ撮影は、入射表面線量ではなく、乳腺組織固有の危険度の尺度である平均乳腺線量という概念で評価している。また、管理マニュアル⁴⁾による平均乳腺線量は、あくま

で装置の精度を管理するためのものであって、個人それぞれの平均乳腺線量を反映するものではない。個人それぞれの平均乳腺線量を算出するためには、ターゲットフィルタの組み合わせ、X線質、圧迫乳房厚および乳腺割合に依存する変換係数^{7, 11, 12)}を用いて算出する必要がある。しかし、乳腺割合についてはこれらの報告および著者の以前のソフトウエア³⁾では各自で考慮して入力しなければならなかった。今回、乳腺割合を推定したソフトウエアを構築することにより、圧迫乳房厚や乳腺割合を加味した変換係数の算出が簡便にでき、平均乳腺線量を算出することができる。

管電圧とmAs値当たりの線量、管電圧と半価層の関係には非常によい直線性があり、より正確な空中照射線量、半価層を得ることができた。

推定式より算出した乳腺割合は最大25.3%の誤差を生じたが、平均3.16%となった。このとき、誤差の大きいものはファントム厚の極端に薄いときであり、臨床に用いる可能性が少ない領域であるため、本法の推定式により乳腺割合を算出できると考える。

圧迫乳房厚についてはOgasawaraらが560人のマンモグラムデータについて調査し、ヨーロッパ、アメリカの女性の平均圧迫乳房厚は4.4cmと6.4cmと報告している¹³⁾。また、藤崎らの報告¹⁴⁾では100人のデータより日本の平均圧迫乳房厚は3.82cmであると報告している。今回、著者らの102例のデータでは平均3.83cmとなり、藤崎らの報告¹⁴⁾と同等の値となった。また、乳腺割合については1996年にGeiseらが欧米中年女性1578人について調査し、平均の乳腺割合は34%と報告している¹⁵⁾。また、藤崎らの報告¹⁴⁾では42.8%，CRを用いた田中らの報告¹⁶⁾では36%，MRIによる測定を用いた大森らの報告¹⁷⁾では27.7%と計算している。本法では平均40.0%となり、いずれも50%未満である。

上記より、実際の圧迫乳房厚および乳腺割合は管理マニュアル⁴⁾で用いる圧迫乳房厚4.2cm、乳腺割合50%とは異なることが分かる。実際の臨床データから個々の乳腺割合を推定して平均乳腺線量を算出する本法の有用性は明らかである。

読影者によって分類された102例の臨床写真とプログラムの推定法により算出された乳腺割合の整合は、81.4%の一致をみた。一致しなかった要因として、読影による分類は全体を視覚的に評価しているのに対し、本法による分類はAECセンサーによって小さな検出面のみで乳腺実質を判断しているためである。今回用いたファントムは乳腺が均一に分布されているが、

Fig. 6 Comparison of the software data and clinical data.

臨床で乳腺が均一に分布されていないことは多々ある。その例として、今回の102例のうち1例で読影者の分類と本ソフトウエアで大きな違いが生じた。その写真を再度確認すると極端に乳腺が乳頭側に集まっており、AECセンサーの位置では脂肪をとらえていた。AECセンサーの設定位置が大きく関与してくる。これは技師の技術面も含めて避けられない問題である。しかし、これらを含しても本ソフトウエアの有用性は十分にあると考える。さらにマンモグラフィ検診精度管理中央委員会の施設画像評価のなかで、デジタルも含めた新評価が2004年4月から開始され、その項目の一つとして“撮影条件の表示”がある。デジタルマンモグラムにおいては、画像から線量を推定することが困難であり、かつ画質は線量に依存するため、線量あるいは線量が推定できる撮影条件の記載は必須である。また、暫定的に撮影条件記載のシール添付も認める¹⁸⁾と記述されている。今後、著者の作成したソフトウエアから、撮影条件や線量までラベル印刷ができれば、暫定的なものであるが、現在撮影条件の表示されていないフィルムに撮影条件だけでなく線量の表示までできるようになり有用と考える。

4. 結 語

乳腺割合が既知のファントムを用いて、乳腺割合を推定する近似式を算出することで、乳腺割合を自動的に算出し、平均乳腺線量および入射表面線量を算出するプログラムを構築することができた。読影による分類と本法による分類で81.4%と高い精度があった。

平均乳腺線量算出において、乳腺割合を考慮する本法の有用性が高いことが明らかとなった。

謝 辞

本稿をまとめるにあたり、測定等にご協力いただいた藤田保健衛生大学病院放射線部の技師諸氏に深謝いたします。

本論文の要旨は日本放射線技術学会第60回総会学術大会(横浜)において発表した。

参考文献

- 1) Berrington de Gonzales A, and Darby S: Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. LANCET, 363, 345-351, (2004).
- 2) Frankenberg D, Kelnhofer K, Baer K, et al.: Enhanced Neoplastic Transformation by Mammography X Rays Relative to 200 kVp X Rays: Indication for a Strong Dependence on Photon Energy of the RBE_M for Various End Points. Radiat Res, 157, 99-105, (2002).
- 3) 浅田恭生, 西 一太, 亀井哲也, 他: 平均乳腺線量推定法のソフトウェアの開発. 日放技学誌, 57(12), 1511-1518, (2001).
- 4) 日本放射線技術学会放射線撮影分科会: 乳房撮影精度管理マニュアル(改訂版). 日本放射線技術学会, 京都, (1999).
- 5) Grosswendt B: Dependence of the photon backscatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size. Phys Med Biol, 35, 1233-1245, (1990).
- 6) Seltzer SM, and Hubbell JH著, 前越 久監修: 光子減弱係数データブック, 放射線医療技術学叢書(11). 日本放射線技術学会, 京都, (1995).
- 7) Sobol WT, and Wu X: Parametrization of mammography normalized average glandular dose tables. Med Phys, 24(4), 547-554, (1997).
- 8) 精度管理マニュアル作成に関する委員会監修: マンモグラフィによる乳がん検診の手引きー精度管理マニュアルー第2版増補. 日本医事新報社, 東京, (2002).
- 9) 日本医学放射線学会放射線防護委員会: ガイダンスレベルの導入に必要なX線撮影の患者線量の評価法の研究ーTLDによる入射表面線量の直接測定による調査ー. 日本医放会誌, 60(7), 38-47, (2000).
- 10) 森 剛彦, 武藤裕衣, 佐藤 齊, 他: X線診断撮影条件の調査に基づく被曝線量とわが国におけるガイダンスレベルの提案. 日本医放会誌, 60(7), 31-37, (2000).
- 11) Wu X, Barnes GT, and Tucker DM: Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. Radiology, 179(1), 143-148, (1991).
- 12) Wu X, Gingold EL, Barnes GT, et al.: Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography. Radiology, 193(1), 83-89, (1994).
- 13) Ogasawara K, and Date H: A Numerical Model for Compressed Breast of Japanese Women in Mammography. 医学物理, 21(4), 215-222, (2001).
- 14) 藤崎達也, 熊谷曜子: 圧迫乳房モデルによる乳腺平均吸収線量の検討. 日乳癌検学誌, 6(3), 291-298, (1997).
- 15) Geise RA, and Palchevsky A: Composition of mammographic phantom materials. Radiology, 198, 347-350, (1996).
- 16) 田中淳司, 山本 剛, 清本昌義, 他: CR画像を用いた乳腺含有率および乳腺組織吸収線量の推定. 日放技学誌, 56(7), 921-928, (2000).
- 17) 大森直樹, 芦田健次, 藤田 修: 乳腺含有率の推定および推定値に対する年齢階級と圧迫乳房厚の統計的影響関係の分析. 日放技学誌, 59(6), 737-745, (2003).
- 18) マンモグラフィ検診精度管理中央委員会: <http://www.mammography.jp/>

図表の説明

- Fig. 1 本ソフトウェアの入力画面
 Fig. 2 本ソフトウェアの入力画面(2)
 Fig. 3 本ソフトウェアの出力画面
 Fig. 4 本ソフトウェアによる入出力結果の一覧
 Fig. 5 本ソフトウェアによる入出力結果の保存の仕方
 Fig. 6 本ソフトウェアと臨床データの比較

Table 乳腺割合推定における近似式