

□原著論文□

マンモグラフィ用増感紙の温度特性と精度管理

根岸 徹* 飯沼 一浩**

抄 録

乳がん検診を目的としたマンモグラフィでは常に安定した高画質の画像を得るために詳細な精度管理項目を定め実施している。しかし、精度管理を行っているにもかかわらず臨床現場において X 線写真の濃度が時期によって変化する事例が見られた。その変動要因として現在の管理項目にはない増感紙($Gd_2O_2S:Tb$)の温度依存性に着目し、増感紙の温度特性と写真濃度の関係について詳細な検討を行なった。

マンモグラフィ用の増感紙-フィルム系について、ACR 推奨ファントムを用い標準的な撮影条件(28kV, 32mAs)のもとで実験を行った結果、増感紙温度が $\pm 10^\circ C$ 変化すると濃度は ± 0.20 変化し、規定の管理幅 ± 0.15 を越え精度管理上無視できないことが明らかになった。

さらに、温度特性のデータをもとに増感紙温度の変化に対し管電流時間積を変えて一定濃度の画像を得る温度補償の方法を提案し、実際にファントム画像を撮影して温度補償が可能であることを確認した。また、増感紙温度を例えば $10^\circ C$ の低温に保つことができれば、 $20^\circ C \sim 30^\circ C$ の場合に比較し X 線線量を 10~20% 低減できる可能性を示した。

Temperature Dependence of $Gd_2O_2S:Tb$ Fluorescent Screen and Quality Assurance for Mammography Examination

NEGISHI Toru and IINUMA Kazuhiro

Abstract

The X-ray image quality must be good enough and stable to detect breast cancer under mammography examination.

Although standard protocol is established and carried out for the image quality control, it has been found that the X-ray photographic density varies with seasons through a year. Since it is thought that this phenomenon is due to the temperature dependence of fluorescent screen ($Gd_2O_2S:Tb$) which is not included in the protocol, the relationship between photographic density of the X-ray image and screen temperature has been studied.

Experimental results show that the film density varies linearly with screen temperature, and $\pm 10^\circ C$ of temperature difference corresponds to ± 0.2 of density which is not negligible, at 28kV tube-voltage and 32mAs tube-current exposure-time product.

Using these experimental data, it is proposed that the density variations due to the screen temperature change can be compensated by changing the tube-current exposure-time product (mAs). The X-ray image obtained for the ACR standard phantom confirms successful results of the compensation. It is also suggested that if the temperature is kept $10^\circ C$, X-ray dose is reduced 10 to 20% comparing $20^\circ C$ to $30^\circ C$ respectively.

Keywords: fluorescent screen (増感紙), temperature dependence (温度特性), breast cancer screening (乳がん検診)

受付日: 2005年08月23日 受理日: 2005年10月07日

*国際医療福祉大学大学院 保健医療学専攻 放射線・情報科学分野 博士課程

Division of Radiological Sciences, Doctoral Program in Health Sciences, International University of Health and Welfare Graduate School E-mail: negishi@gchs.ac.jp

**国際医療福祉大学 保健学部 放射線・情報科学科

Department of Radiological Sciences, School of Health Sciences, International University of Health and Welfare

I. はじめに

わが国におけるマンモグラフィを用いた乳がん検診の歴史は比較的新しいものである。1995年に「マンモグラフィ導入による乳がん検診の精度管理の確立に関する研究」によってマンモグラフィを乳がん検診に用いるための精度管理基準、費用効果、及びリスク効果が検討された(大内ら1995)。その後2000年に、原則として視触診にマンモグラフィを併用することを盛り込んだ「がん予防重点健康教育及びがん検診実施のための指針の一部改定(老健第65号)」が制定され、50歳以上を対象としたマンモグラフィを用いた乳がん検診が始まった(大内、堀田2004)。また、日本における乳がん罹患率は40歳代後半が最も多いことから、40歳代からの乳がん検診が求められるとともにさまざまな検討がなされ、2004年には視触診単独による検診は廃止され、40歳代からのマンモグラフィを用いた乳がん検診が行われることとなった(大松2003;大貫ら2000;久道ら2001;津熊ら2004;大内ら2004;老老発第0427001号)。

マンモグラフィ撮影は軟組織で構成される乳房の複雑な形態から微小石灰化や腫瘍組織を検出するために高画質な画像が求められ、常に高い水準の画像を得るための日常の精度管理が重要とされている(大内ら2000;石栗ら2004;堀田ほか2004)。この精度管理を目的として1998年にマンモグラフィ検診に関連する6学会(表1)からなる「マンモグラフィ検診精度管理中央委員会」が組織され、現在ではNPO(特定非営利活動法人)として活動している。マンモグラフィ検診精度管理中央委員会によって定められている精度管理項目の一覧を表2に示す。このように精度管理項目は毎日実施する日常管理項目から1ヶ月毎、6ヶ月毎、1年毎

表1 マンモグラフィ検診精度管理中央委員会参加学会

- ・日本乳癌検診学会
- ・日本乳癌学会
- ・日本医学放射線学会
- ・日本放射線技術学会
- ・日本医学物理学会
- ・日本産科婦人科学会

表2 マンモグラフィ精度管理項目

日常/定期	頻度	S/F	CR	DR	管理項目
日常の品質管理	毎日	○	○	○	撮影装置の清掃
		○	—	—	暗室の清掃・整理整頓
		○	—	—	自動現像機の管理(センシトメトリと現像温度)
		○	—	—	増感紙の清掃
		○	—	—	画像評価(ACR推奨ファントム)
		—	○	○	画像評価(ACR推奨ファントム・ステップファントム)
		○	—	—	明室フィルム交換機の清掃(開口部)
		○	○	○	シャウカステンの清掃
定期の品質管理	1ヶ月	—	○	○	モニタの清掃
	6ヶ月	○	—	—	明室フィルム交換機の清掃(内部)
		○	—	—	暗室内カブリの確認
		○	—	—	増感紙とフィルムの密着性
		○	○	○	乳房圧迫器の確認(圧迫厚, 圧迫圧の表示精度, 安全確認)
		—	○	○	プリンタの管理
		○	○	○	シャウカステンの確認
	1年	○	○	○	装置各部の作動
		○	○	○	照射野の確認
					①光照射野とX線照射野, X線照射野とフィルム面とのずれ
					②圧迫板とフィルム胸壁端, 焦点とフィルム胸壁端の整合性
		○	○	○	管電圧の精度と再現性
		○	—	—	焦点の性能
		○	○	○	線質(第1半価層)の確認
		○	○	○	X線出力の再現性
○		○	○	自動露出制御(AEC)の性能	
○	○	○	平均乳腺線量		
○	○	○	アーチファクトの評価		
○	○	—	受像系感度のバラツキ		

S/F: 増感紙フィルムシステムを使用する場合
 CR: コンピューテッドラジオグラフィを使用する場合
 DR: FPD検出器を用いたデジタルラジオグラフィを使用する場合

に実施する管理項目まで多岐にわたっており、対象機器としては乳房用X線装置のみならず、自動現像機の管理などさまざまな項目が含まれている。特にマンモグラフィではコントラストの低い微細な乳腺組織や微小石灰化を描出するために、後述するように濃度 1.5 付近の濃度傾斜（グラジエント）が大きい（4 程度の）フィルムを使用し、コントラストの改善を図っている。そのため、X 線写真の濃度を 1.5 ± 0.15 の管理幅で抑え、安定した画像を提供できるようにしている。

このような細かな精度管理を行っているにもかかわらず、臨床現場において撮影される精度管理用ファントムの写真濃度が時期によって変化する事例が見受けられた。この現象が何に起因しているかを究明するために、精度管理項目にある乳房用X線装置の管電圧、管電流の精度、自動露出制御（AEC）の性能や自動現像機の条件を調べたが、変動要因とはなっていないことが確認された。そこで、すでに定められている精度管理項目以外に変動要因があるのではないかと考え、今回マンモグラフィ用増感紙の蛍光体である $Gd_2O_2S:Tb$ （酸硫化ガドリニウム・テルビウム）の発光強度が温度によって異なることに着目し、マンモグラフィ用増感紙の温度特性とフィルム濃度の関係について詳細な検討を行なった。

$Gd_2O_2S:Tb$ 蛍光体固有の温度特性に関する論文や資料は報告されているが、とくに乳がん診断に用いるグラジエントの大きなオルソフィルムとの組み合わせで温度と写真濃度との関係を述べたものはない（三浦 1973 ; Shearer, Rowe 1987 ; 化成オプトニクス 2001）。欧米におけるマンモグラフィの歴史は古く、マンモグラフィ検診精度管理中央委員会が定めた精度管理項目も ACR（American College of Radiology : 米国放射線学会）が定めた管理項目をもとに作られているが、ACR が定めた管理項目にもカセット温度の記載がなくその理由は明らかではない（ACR1994）。

II. 方法

1. 温度の測定

増感紙とフィルムを収納するカセットの表面と裏面の温度、増感紙の温度、フィルムの温度をそれぞれ放射温度計(CENTER350, CENTER TECHNOLOGY CORP 社製)で測定した。放射温度計の精度を確認するため、水槽に水を入れ水の温度を $5 \sim 40^\circ C$ まで変化させ、放射温度計で測定した水温の測定値と JIS 準拠アルコール温度計で測定した水温の測定値とを比較検討した。カセット (MIN-R2 cassette), 増感紙 (MIN-R2000 screen), フィルム (オルソタイプ, MIN-R2000) いずれも Kodak 社製の温度測定点は、図 1 に示すようにそれぞれ中心及び四隅の 5 点について測定し平均値を求めた。

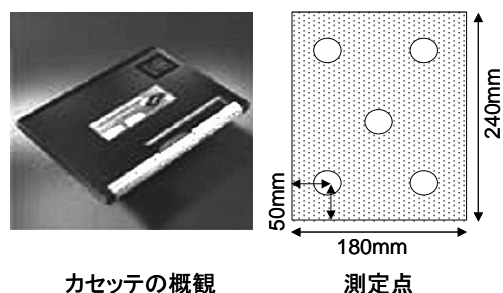


図 1 カセットおよび増感紙の温度測定位置

2. フィルム温度と写真濃度の測定

フィルム単独でフィルム温度が写真濃度に及ぼす影響をみるために、フィルム温度 $12, 19, 29^\circ C$ において X 線/増感紙による感光ではなく感光計 (MODEL07-417, VICROREEN 社製) を用いて可視光で直接フィルムを露光し、写真濃度を濃度計 (PDA15, sakura 社製) で測定した。感光計とフィルムはほぼ密着させ、照射時間は 0.3 秒一定とし、照度を最低値から $\sqrt{2}$ 倍ずつ、すなわち照度の対数を 0.15 間隔で変化させてフィルムを感光させた。照射時間は、感光計に採用されている DIN V 6868-55 規格により 11 番目 (中央) の露光ステップでフィルムの光学濃度が約 1.2 になるように決

定した結果 0.3 秒であった。また、この照射時間および照度の変化範囲に対し、特性曲線の全体（足部、直線部、肩部）が含まれることを実験的に確認した。

3. 増感紙温度と写真濃度の測定

X線を照射して撮影する場合は、増感紙・フィルム・カセットが一体となっているため増感紙のみの温度を変化させることはできない。しかし、結果の項で述べるようにフィルム温度の変化に対しては写真濃度がほとんど変化せず、フィルムの温度依存性は無視できるため、増感紙・フィルム・カセットを一体として、10℃まで冷却した後、室温を30℃まで調整してカセット温度を10～30℃まで変化させる。また、結果の項で述べるようにカセット温度と増感紙温度がほぼ等しいことからカセット温度を増感紙温度とみなし、カセット温度が2℃上昇する毎に、乳房用 X 線装置 (MGU-100B, 東芝社製) を用いて ACR 推奨ファントム (108×102×45mm, RMI 社製 156) を撮影し写真濃度を測定した。ヒール効果を考慮し、日常の精度管理方法と同一にするために、ACR 推奨ファントムのコントラストディスク部分に細い金属ワイヤーで作成したリング (8mmφ) を置きその内側を測定点とした (図7参照)。ACR 推奨ファントムには種々の乳腺組織模擬試料が内蔵されているがこのリングの内部は均一な領域である。撮影条件は、管電圧 28kV, 管電流時間積 32mAs, 焦点・フィルム間距離 65cm, 照射野 18cm×24cm を一定とした。

4. 使用機器

実験に使用した機器は、乳房用 X 線装置 : MGU-100B (東芝社製), マンモグラフィ用オルソタイプフィルム : MIN-R 2000 (Kodak 社製), カセット : MIN-R 2 Cassette (Kodak 社製), 増感紙 : Min-R 2000 screen (Kodak 社製), 自動現像機 : SRX-201 (Konica minolta 社製), ACR 推奨ファントム :

108×102×45mm (RMI 社製 156), 放射温度計 : CENTER 350 (CENTER TECHNOLOGY CORP 社製), 濃度計 : PDA-15 (sakura 社製), 感光計 : MODEL07-417 (VICTOREEN 社製)

III. 結果

1. 放射温度計の精度

放射温度計の読みと JIS 準拠アルコール温度計の読みとの差 (測定誤差) を図 2 に示す。測定した温度範囲内において±1.0℃以内の誤差であることを確認した。

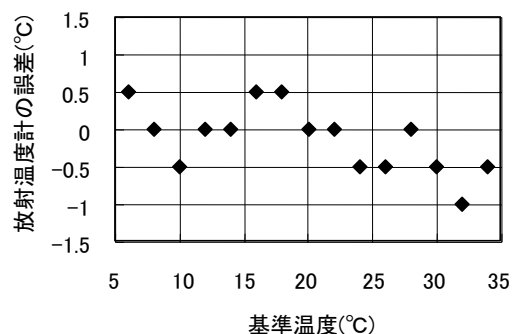


図 2 放射温度計の誤差

縦軸の放射温度計の誤差は、放射温度計で測定した温度とアルコール基準温度計で測定した温度の差である。

2. カセット温度と増感紙温度

カセット温度を 10℃から 30℃まで 2℃間隔で変化させ、カセットの表面、裏面、増感紙表面の温度を放射温度計で測定した。増感紙温度に対するカセット表面と裏面の温度差を図 3 に示す。この結果から、カセット表面および裏面の温度と増感紙の温度との差は±1.0℃以内であり、カセットと増感紙の温度がほぼ等しいことがわかった。したがってカセット表面温度を測定し、その値を増感紙温度とすることにした。

3. フィルム温度と写真濃度

フィルム温度がそれぞれ 12℃, 19℃, 29℃に対

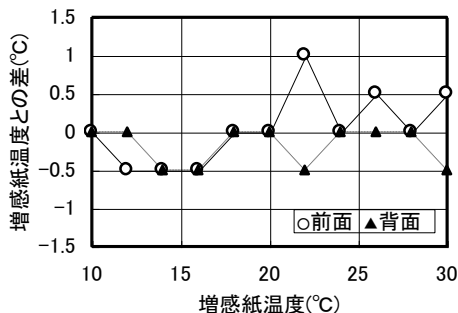


図3 カセット前面と背面の温度と増感紙との温度差

カセット温度と増感紙温度はほとんど等しい。

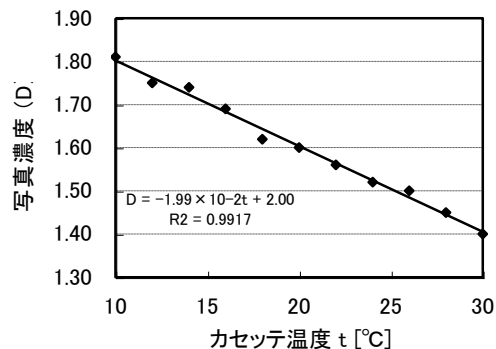


図5 カセット(増感紙)温度と写真濃度

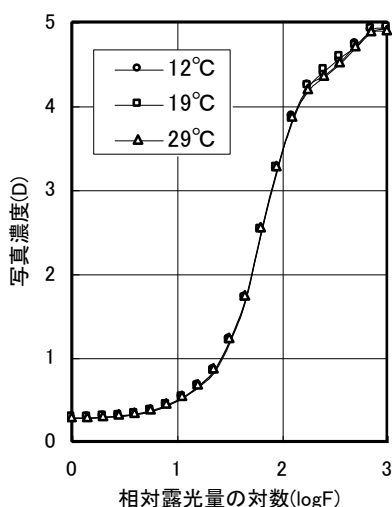


図4 感光計の照度とフィルム濃度の関係

フィルムの温度を変えてもフィルム濃度は変わらない。

し、露光量をステップ状に変化させて測定した写真濃度を図4に示す。12℃～29℃の温度変化に対して濃度の変化は±0.03(±3%)で測定誤差の範囲内であり、日常の精度管理に用いられる測定指標であるベース濃度、コントラスト指標、感度指標にはほとんど差がなかった。この結果から、フィルムの温度変化が写真濃度に与える影響はほとんどないと考えられる。

4. 増感紙温度と写真濃度

カセット温度すなわち増感紙温度を10℃から30℃まで2℃間隔で変化させて、ACR推奨ファン

トムを撮影した場合の写真濃度を図5に示す。ACR推奨ファントムの写真濃度は10℃における1.81から30℃における1.40まで直線的に変化し、20℃の増感紙温度の上昇により0.41の写真濃度の低下がみられた。

IV. 考察

1. 増感紙温度と写真濃度の関係

図5の結果から温度が低下するにしたがって写真濃度が直線的に増加することが分かった。写真濃度をD、増感紙の温度をt℃としてこの関係を式で表すと、

$$D = 2.00 - 1.99 \times 10^{-2} t \text{ -----(1)}$$

となる。

横軸に相対露光量Fの常用対数logFをとり、縦軸に写真濃度Dをとって描いたグラフはフィルムの特性曲線として定義されている(大松2003)。

本実験で使用したフィルム(Kodak社製:MIN-R2000)の特性曲線を図6に示す。

この図からもわかるように、濃度D₁とD₂の差は、対応する露光量をF₁、F₂として

$$\Delta D = D_1 - D_2 = G(\log F_1 - \log F_2) = G \log(F_1/F_2) \text{ -----(2)}$$

となる。ここで、Gは特性曲線のグラジエントであり、GがあるFの範囲にわたって一定の場合はガンマ(γ)という。X線写真では露光量はX線量に対応し、管電流時間積(以下mAs値という)に比例する。写真濃度が1.5付近の濃度とグラジエ

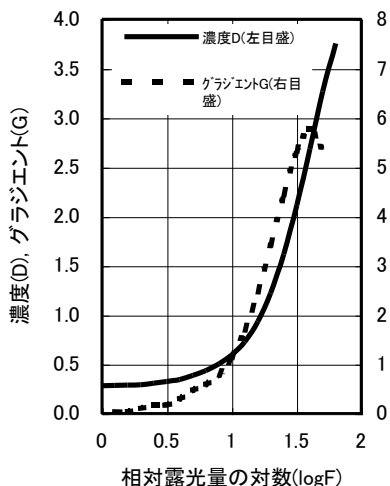


図6 オルソフィルムの特性曲線とグラジエント

表3 フィルム濃度が1.5付近の濃度とグラジエントの値

logF	濃度 D	グラジエント G
1.298	1.20	3.33
1.312	1.25	3.48
1.326	1.30	3.63
1.340	1.35	3.77
1.353	1.40	3.91
1.366	1.45	4.04
1.378	1.50	4.17
1.390	1.55	4.29
1.401	1.60	4.41
1.412	1.65	4.53
1.423	1.70	4.64
1.434	1.75	4.75
1.444	1.80	4.85
1.454	1.85	4.95
1.464	1.90	5.04
1.474	1.95	5.13
1.484	2.00	5.21

ントの関係を表3に示す。

実験では管電圧や管電流を一定にして温度だけを変え、温度が10℃～30℃まで変わると濃度が1.4～1.8まで変わる。これを、温度が一定の場合のX線量すなわちmAs値の変化に換算してみると(2)式より、

$$\Delta D = 1.8 - 1.4 = 0.4 = G \log(F_1/F_2) = G \log(I_1/I_2) \text{ ----- (3)}$$

となる。ここで、 I_1 、 I_2 はmAs値である。表3より、 G を20℃における濃度1.6に対応する値 $G=4.4$ にすると、 $I_1/I_2=1.23$ となる。このことは、温度が30℃から10℃に下げるとはmAs値を1.23倍にすることに相当することを表している。

2. 温度変化に対する写真濃度の精度管理と線量低減の可能性

増感紙すなわちカセットの温度変化により写真濃度が変わることが明らかになった。マンモグラフィの写真濃度の値は 1.50 ± 0.15 以内に抑える必要があるが、マンモグラフィ用の自動露出機構(AEC)の多くは蛍光体の発光量ではなく半導体検出器を用いてX線照射量を測定しているのでこの温度変化には対応できない。20℃で濃度が1.5として、温度が $\pm 10^\circ\text{C}$ (10℃～30℃)変化した場合の濃度の変化量を求めてみる。(1)式を変形すると、

$$D = 1.602 - 1.99 \times 10^{-2}(t-20) \text{ ----- (4)}$$

となる。この場合は管電流時間積(以下mAs値という)が32mAsであったが、一般に I (mAs)では(2)式をもちいて、

$$D = 1.602 - 1.99 \times 10^{-2}(t-20) + G \log(I/32) \text{ ----- (5)}$$

となる。ここで、 $t=20^\circ\text{C}$ 、 $I=32\text{mAs}$ の場合の $D=1.602$ に対応する G を表3より求めると、 $G=4.4$ であり、 $I=30.3\text{mAs}$ とすれば以下の式が得られる。

$$D = 1.5 - 1.99 \times 10^{-2}(t-20) \text{ ----- (6)}$$

すなわち、mAs値を30.3mAsとすれば(6)式となり、20℃で写真濃度は1.5となる。この式から、温度が $\pm 10^\circ\text{C}$ 変化した場合の写真濃度の変化を求めると 1.5 ± 0.2 となり、これだけで基準の 1.50 ± 0.15 を超えてしまい精度管理上無視することはできない。

今回の実験結果から増感紙の温度が低いときには写真濃度は高く、温度が高くなると写真濃度は低くなるということがわかったので、それを補償するために低い温度ではmAs値を下げ、高い温度ではmAs値を上げれば、温度が変化しても濃度を一定に保つことができる。

実際に温度変化に対してmAsを変えることで同じ写真濃度が得られるかどうかを実験的に確認するため、カセット温度を30℃、mAs値を32mAsにした場合とカセット温度を10℃、mAs値を25mAsにした場合について、ACR推奨ファントムを撮影し基準濃度を測定した。図7に乳房用X線

装置で撮影した ACR 推奨ファントムの写真を示す。その結果、写真濃度はそれぞれ 1.40, 1.43 となった。この値を(5)式の計算値と比較すると、30℃, 32mAs では D=1.40 であり、10℃, 25mAs では表 3 より D=1.40 に対応する G として G=3.91 を用いると、D=1.38 となる。この結果を表 4 に示す。計算値と実測値の濃度の差はそれぞれ 0 と 0.05 であり、相対誤差は 0% と 3.5% でありよい一致を示した。

これらの結果をもとに、濃度を 1.5 に一定に保つための mAs 値と温度との関係式を求める。

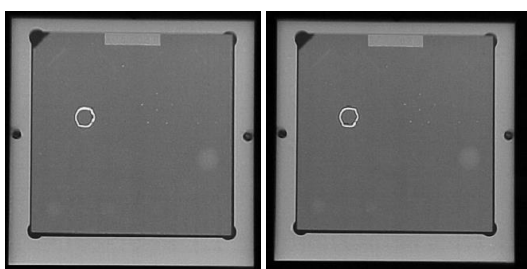


図 7 mAs 値の変更による温度補償後のファントム画像

10℃では mAs 値を 25mAs に減らしてもほぼ同じ写真濃度が得られる。

表 4 カセッテ温度と mAs 値を変えた場合の写真濃度の実測値と計算値

条件	計算値	実測値	濃度差	相対誤差 (%)
①30℃, 32mAs	1.4	1.4	0	0
②10℃, 25mAs	1.38	1.43	0.05	3.5

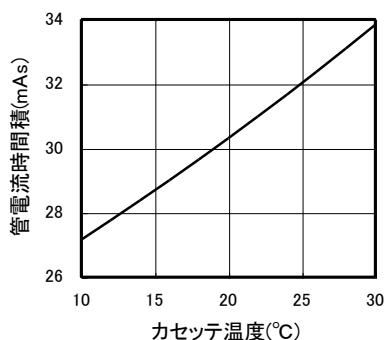


図 8 写真濃度が 1.5 となる温度と mAs 値の関係

(4)式から(5)式を導いたと同様に、(6)式に mAs 値を考慮すると、

$$D=1.50-1.99 \times 10^{-2}(t-20)+G \log(I/30.3) \text{ -----(7)}$$

(7)式で D=1.5 として t と I の関係式を求める。表 3 より D=1.5 に対応する G=4.17 を用い、I は 30.3 に近い値 (I/30.3≒1) として近似式を用いると、

$$I=30.3+0.333(t-20) \text{ -----(8)}$$

となる。近似による誤差は 10℃～30℃で±0.5%以下である。この関係を図 8 に示す。

カセッテ温度が変動しても(8)式の温度補償の式を用いて mAs 値を変えることにより写真濃度を常に 1.5 を中心とする一定の範囲内に収め、安定した画像濃度を得ることができる。

例えば、乳房用 X 線装置のカセッテ支持台部に温度センサーを装備しカセッテ温度を管理することにより、自動露出機構による mAs の制御だけでなく増感紙温度変化に対する mAs 値の補正を行うことにより、安定した濃度を得ることが可能となる。

また、(8)式あるいは図 8 よりカセッテを低温に保つことで被ばく線量を低減させる可能性が示唆される。カセッテ温度を 10℃に保つことができれば、20℃の場合に比較して約 11%、30℃の場合に比較して 20%線量を低減しても同じ濃度の写真が得られることになる。

V. 結語

わが国において、50 歳以上を対象としたマンモグラフィによる乳がん検診が開始されたのが 2000 年で、視触診による乳がん検診が廃止され 40 歳以上を対象としたマンモグラフィによる検診が本格的に実施されるようになったのが 2004 年であり、まだ多くの課題を抱えている。とくに高画質の安定した画像を得ることが重要で、関連 6 学会が協力して「マンモグラフィ検診精度管理中央委員会」を発足させ、詳細な精度管理項目を定め安定した高画質の画像を得ることに努めている。

今回、この管理項目にない画質の変動要因があ

りその原因が増感紙 ($Gd_2O_2S:Tb$) の温度変化に依存していると推定されたことから、増感紙の温度特性すなわち増感紙温度による写真濃度の変化につき詳細な検討を行った。

その結果、マンモグラフィ用増感紙 ($Gd_2O_2S:Tb$) -フィルム (オルソタイプ) 系の組み合わせにおいては、フィルム温度は画質に関係がないこと、カセット温度と増感紙温度はほとんど等しくカセット温度の変化により写真濃度が直線的に変化することが分かった。

日常の精度管理において ACR 推奨ファントムの中心濃度は 1.5 ± 0.15 が望ましいとされているが、実験結果からは $20^\circ C$ で濃度が 1.5 の場合、カセット温度が $\pm 10^\circ C$ 変化すると濃度は ± 0.20 変化し精度管理上無視できない。したがって、増感紙温度は従来管理項目にはなかったが、増感紙-フィルム系のシステムについては新たな管理項目として加える必要があると考える。

温度特性のデータから、カセット温度が所定の温度より高い場合は mAs 値を上げ、低い場合は mAs 値を下げるにより温度補償が可能であることを示し、実際にファントム画像を撮影してその効果を実験的に確認した。また、カセット温度を低温の一定値 (例えば $10^\circ C$) に固定できれば、 $20^\circ C$ の場合より 11%、 $30^\circ C$ の場合より 20% 線量を低減しても同じ写真濃度が得られ線量低減の可能性も示唆された。

本研究は、現在の精度管理項目にないカセットの温度変化が通常のマンモグラフィに使用される増感紙-フィルム ($Gd_2O_2S:Tb$ -オルソフィルム) 系の写真濃度に無視できない影響を与えることを、標準的な撮影条件 (管電圧 28kV, ACR 推奨ファントムなど) で明らかにした。しかし、この結果をもとに新たな精度管理項目とし管理基準を定め実際の臨床現場に応用するには、撮影条件が変化した場合についての詳細なデータの収集が必要であり今後の課題である。

謝辞

本実験にご協力いただいた東芝メディカル製造株式会社榊原俊文氏、コダック株式会社石川光雄氏、コニカミノルタエムジー株式会社松村茂樹氏、首都大学東京健康福祉学部安部真治氏、東京都立保健科学大学保健科学部川口愛氏、および東京都多摩がん検診センター放射線科諸兄に感謝申し上げます。

文献

- American College of Radiology, 1994, Mammography Quality Control, Committee on Quality Assurance in Mammography, revised edition
- 久道茂ら, 2001, 厚生労働省老人保健事業推進費等補助金によるがん検診の適正化に関する調査研究, 新たながん検診手法の有効性評価, 日本公衆衛生協会
- 堀田勝平ら, 2004, 乳房撮影精度管理マニュアル(改訂版), 放射線医療技術学叢書(14-3), 日本放射線技術学会出版委員会
- 石栗一男ら, 2004, マンモグラフィ-技術編-, 医療科学社
- 化成オプトニクス株式会社スクリーン部技術グループ, 2001, 技術資料 増感紙, 蛍光板, 化成オプトニクス株式会社
- 三浦典夫, 1973, 低温撮影における増感紙とフィルムの性質, 非破壊検査, 9(22), 537-540
- 大内憲明, 遠藤登喜子, 辻一郎, 1995, マンモグラフィ導入による乳がん検診の精度管理の確立に関する研究, 平成7年度厚生省がん研究助成金研究報告書, 1-33
- 大内憲明ら, 2000, マンモグラフィによる乳がん検診の手引き-精度管理マニュアル, 日本医事新報社
- 大内憲明, 堀田勝平, 2004, 乳がん検診: マンモグラフィ導入における診療放射線技師への期待, 日本放射線技術学会雑誌, 9(60), 1269-1272
- 大内憲明ら, 2004, 乳がん検診の精度及び効率の向上に関する研究(15-14), 厚生労働省がん研究助成金による研究中間報告要旨, 平成15年度国立がんセンター, 104-106
- 大松秀樹, 2003, 放射線写真学, 第1版, 161-163, 富士フィルムメディカル株式会社,
- 大貫幸二ら, 2000, 40歳代と50歳代以上のマンモグラフィ併用検診の比較, 日本癌検診学会雑誌, 第9号, 139-145
- 老健第56号, 老人健康法第65号
- 老老発第0427001号, 厚生労働省老健局老人保健課長発0427001号
- Shearer D.R., Rowe L.E., 1987, Temperature dependence of x-ray induced luminescence from medical x-ray screens, Medical Physics, 2(14), 197-201.
- 津熊秀明ら, 2004, 厚生労働省がん研究助成金, 地域がん登録精度向上と活用に関する研究, 平成15年度報告書