

マンモグラフィの安全を支える線量計測

— マンモグラフィ用X線の線量標準の確立と標準供給体制の構築 —

田中 隆宏*、黒澤 忠弘、齋藤 則生

乳がんの早期発見のため、乳房X線検査（マンモグラフィ）が2000年より乳がん検診に導入され、受診者数は増加の一途をたどっている。診断の高い信頼性と人体への十分な安全性を両立させるためには、X線照射を適切な線量に抑えた上で、高品質なX線診断画像を得ることが必要となる。マンモグラフィでは、乳房撮影に特化した通常とは異なる特殊なエネルギースペクトル（線質）のX線が用いられる。しかし、その線質は、これまでの線量計の校正に用いられているX線とは大きく異なるため、線量計の校正の信頼性が十分であるか心配する声が、学会や産業界から挙げられた。そこで、産総研ではマンモグラフィ用のX線の線質に基づいた線量の国家標準を開発し、それを産業界へ供給した。既存の研究設備や技術を最大限活用したり、現行の精度管理体制の中にこの標準を組み込むことにより、この標準の迅速な開発を可能にした。また、国内・国外の両方を意識した研究開発のシナリオをあらかじめ策定したことが、国際的な同等性の確認された標準の迅速かつ広範な供給へ結びついた。

キーワード: マンモグラフィ、線量、標準、線量計、信頼性、安全性

Dose standard for safe and secure breast cancer examination

– Establishment of X-ray dose standards for mammography and construction of a calibration service system –

Takahiro TANAKA*, Tadahiro KUROSAWA and Norio SAITO

Breast X-ray screening (mammography) was introduced in 2000 to detect breast cancer at an early stage. Since then, the number of examinees has increased steadily. X-ray dose must be optimized enough to obtain high quality images for diagnosis reliability without compromising safety. Mammography uses low-energy X-rays with a special energy spectrum for breast screening. This X-ray energy spectrum is significantly different from the reference X-ray spectrum used to calibrate dosimeters. Industry and academia were concerned about the reliability of dose evaluation for quality control of mammography. So, NMIJ/AIST has established the X-ray dose standard based on the X-ray energy spectrum for mammography, and has supplied this standard to industry. We have succeeded in rapidly establishing this standard by making utmost use of existing research equipment and technology, and setting the standard to the existing accuracy control system. Moreover, we drew up a preliminary R&D scenario with consideration for both domestic and international situations regarding mammography dosimetry, which enabled rapid and extensive dissemination of the standard with an international consistency.

Keywords: Mammography, dosimetry, standard, calibration, dosimeter, reliability

1 はじめに

近年の乳がん死亡率の増加に対処するため、乳がんの早期発見が期待される乳房X線検査（マンモグラフィ）が、2000年から我が国の乳がん検診に導入された。導入後、受診者数は増加の一途をたどっており、2009年度には250万人を超え、マンモグラフィは急速に普及しつつある。有効性の高い乳がんの診断には、高品質な診断画像の取得と、優れた読影技術（診断画像から病巣を見逃さずに読み取ること）が要求される。しかし一方で、最低限の適切なX線線量に抑えて撮影を行うことが、マンモグラフィにおける人体への安全性の配慮には欠かせない。このようなマンモグラフィの質の維持・向上を目的とした精度管理等

の活動が学会や産業界を中心に行われている。そのような中、関連する学会や産業界から、マンモグラフィのX線線量の評価に対してより一層の信頼性向上が要望された。その理由は、マンモグラフィ用のX線と、線量計の校正に使用されていたこれまでのX線との間でエネルギースペクトル（線質）に大きな違いがあり、両者の線質の間で線量計の感度が変わることが心配されていたためである。そこで、産総研ではこの問題に対応するため、マンモグラフィ用のX線の線質に基づいたX線線量の国家標準の開発とその供給を行うこととした。

計量標準は社会に広く活用されることによって初めて意味をもつが、そのためには、社会的要請（ニーズ）に対し

産業技術総合研究所 計測標準研究部門 〒305-8568 つくば市梅園 1-1-1 つくば中央第2
National Metrology Institute of Japan, AIST Tsukuba Central 2, 1-1-1 Umezono, Tsukuba 305-8568, Japan * E-mail: takahiro-tanaka@aist.go.jp

Original manuscript received January 31, 2012, Revisions received August 7, 2012, Accepted August 15, 2012

て迅速に（タイムリーに）対応することが大切である。放射線の線量標準の開発の標準的な期間は3～5年であるが、この標準の開発では、既存の研究設備と技術を最大限活用することにより、開発の着手から供給開始までを約1年半という短期間で達成した。さらに、現行のマンモグラフィの精度管理体制の中にこの標準を組み込むことにより、迅速かつ広範な標準供給体制の構築に努めた。この論文では、マンモグラフィの精度管理におけるX線線量評価の信頼性の向上を目標として産総研が策定したシナリオから研究開発・成果までの一連の流れを述べる。

2 研究開発の背景

2.1 マンモグラフィの社会的な広がり

近年、女性の乳がんの年齢調整罹患率¹⁾、年齢調整死亡率²⁾は共に増加の一途をたどっている¹⁾。乳がんは早期に治療することにより予後の良いがんであるため、早期発見が死亡率低下へとつながる。我が国よりも先に乳がんの問題を抱えていた欧米諸国では、早期発見が期待されるマンモグラフィを乳がん検診に導入し、近年では乳がんの死亡率は低下しつつある²⁾。

我が国の乳がん検診においても、これまでの視診・触診に加えてマンモグラフィが2000年より導入されるようになった。2000年のマンモグラフィの乳がん検診への導入の際の厚生省（現、厚生労働省）からの通達³⁾では、受診の対象年齢が50歳以上とされていた（第4次老人保健事業）。2004年にこの通達が改訂され⁴⁾、対象年齢が40歳以上に拡大された（第5次老人保健事業）。2007年にはがん対策基本法が施行され、2008年3月から、がん検診は健康増進法に基づく健康増進事業と位置付けられている。このような、受診の対象年齢の拡大もあり、2000年の導入から受診者数は増加の一途をたどっていて、2009年度の受診者数は250万人を超えるようになった⁵⁾。

2.2 マンモグラフィ用X線の特徴

マンモグラフィを含めたX線診断では、X線源にはX線管球が使用される。X線管球とは、フィラメントから放出される熱電子を高電圧（数kV～数百kV）で加速し、金属板（ターゲット）に衝突させることによってX線を発生させる装置である（フィラメントとターゲット間に印加する高電圧を管電圧という）。X線管球から発生するX線には、ターゲット材と管電圧の組み合わせによっては、制動X線に加えて特性X線が含まれることがある。このX線管球から発生するX線を、純金属のフィルタ（付加フィルタという）に通すことによりエネルギースペクトル（線質）を変化させる。被写体に応じて最適な線質のX線になるように、管電圧、付加フィルタの材質、厚さを変えている。

胸部撮影等の一般X線撮影と比べるとマンモグラフィで使用されるX線には、①低エネルギーであることと、②特性X線を主体としたエネルギースペクトルを有すること、の二つの特徴がある。

まず、X線のエネルギーについては、一般X線撮影では管電圧が80kV程度であるのに対して、マンモグラフィでは30kV程度である。X線のエネルギーが低いほど、乳房組織と病巣の線減弱係数⁶⁾の差が大きくなるため、コントラストのある画像取得には低エネルギーX線が必要となる。しかし、X線のエネルギーが低くなりすぎると、皮膚によるX線の吸収が大きくなってしまいうため、線量と画質を両立した管電圧が30kV程度のエネルギーのX線がマンモグラフィでは利用される。この30～80kV程度の管電圧の領域では、X線のエネルギーが低くなるほど物質（線量計の材料のみならず空気等も含む）による単位長さ当たりの吸収量が大きくなり、高精度な線量計測を難しくする一つの要因となっている。

もう一つのマンモグラフィ用X線の特徴として、エネルギースペクトルが挙げられる。一般X線撮影でのX線管のターゲット材にはタングステンが使用されているのに対して、低エネルギー領域のX線を利用するマンモグラフィでは主にモリブデンが使用される。使用する管電圧が30kVとモリブデンのK殻のイオン化エネルギーに近いため、特性X線が多く放射される。マンモグラフィでは、モリブデンターゲットのX線管球と、モリブデンの付加フィルタが使用され（以下、ターゲット材/付加フィルタ材とし、Mo/Moのように元素記号で表記）、その結果、図1に示すような特性X線を多く含むエネルギースペクトルとなる。Moの付加フィルタを用いることにより、特性X線のエネルギー近傍のX線がカットされ、より単色性の強いエネルギースペクトルとなる。特性X線よりも低いエネルギー成分は皮膚に

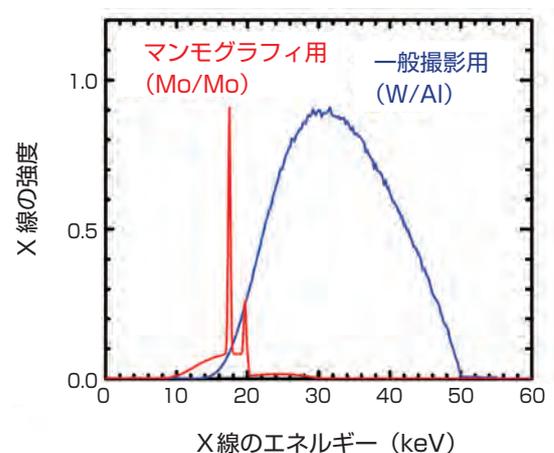


図1 マンモグラフィ用 (Mo/Mo) と一般撮影用 (W/AI) のX線スペクトルの例

よる吸収を、高いエネルギー成分については画像のコントラストの低下を、それぞれ招くため、このような工夫がなされている。

以上のように、マンモグラフィでは特性 X 線を多く含む低エネルギーの X 線が使われるという特徴がある。

2.3 マンモグラフィにおける線量評価

胸部撮影に代表される一般 X 線撮影における線量評価では、皮膚吸収線量が用いられる。一方、マンモグラフィでは、

- ・乳房に対してのみ局所的に X 線が照射されること
- ・乳房組織において、乳腺組織が放射線に最も脆弱であるとされていること
- ・使用する X 線のエネルギーが低いため単位長さ当たりの吸収量が大きく、乳房内で線量が急速に変化すること

等を理由に、平均乳腺線量という特別な線量により評価されている。この平均乳腺線量とは乳腺組織の単位質量あたりの吸収線量であり、乳房組織内の全乳腺組織に吸収される X 線のエネルギーを、乳腺組織の全質量で除した値として定義される。国際単位系では J/kg が単位であるが、特別な名称の単位 Gy (グレイ) が割り当てられている。平均乳腺線量は、乳房中の深さ方向 (X 線源から受像素子へ) の方向 (図2) に対して不均一な乳腺の吸収線量を代表する線量である。ただし、平均乳腺線量は、乳房中の乳腺の量 (割合) や分布、乳房の圧迫厚によって値は変わる。そのため、マンモグラフィの精度管理では、乳腺組織と脂肪組織の質量比が 1:1 の割合で均一に混合した厚さ 45 mm (42 mm 厚の場合もある) の乳房を標準乳房とし、この標準乳房に対する平均乳腺線量を評価している^{[6][7]}。関連学会等では、この平均乳腺線量に対してガイダンスレベル (または低減目

標値) を設け、線量の適正化 (低減化) が図られている。

この平均乳腺線量は実測が極めて難しい量であり、精度管理においては、関連学会等が推奨する標準乳房を模擬した物質 (ファントム) を利用して評価される。図2にマンモグラフィ装置を使った平均乳腺線量の評価の様子を示す。

線量計の基準面がファントムの表面と一致するように線量計を設置し、ファントムの表面 (X 線源側) に入射する X 線の線量を測定する。ただし、この時に線量計で測定される線量は「空気カーマ」^{[6][7]} と呼ばれる単位で測定されるため、空気カーマから平均乳腺線量への変換係数が必要となる。この変換係数はモンテカルロ計算により算出されており、X 線の線質ごとの数表として精度管理マニュアル等に掲載されている^{[6][7]}。そのため、平均乳腺線量の評価には、マンモグラフィ装置からの X 線の線質の評価も必要となる。ただし、エネルギースペクトルを医療現場で直接測定することは、手間やコストを考慮すると現実的でない。そのため、マンモグラフィの線質は、空気カーマの量を半減するのに必要な物質 (マンモグラフィではアルミニウム) の厚さによって表現される。線質を表すこの物質の厚さを半価層という。以上のように、平均乳腺線量の評価には、線量 (空気カーマ) と線質 (半価層) を線量計によって測定することが必要不可欠となる。

2.4 マンモグラフィ用線量計の現状

線量計には測定原理の異なるさまざまな種類が存在する。マンモグラフィの医療現場では、電離箱式線量計と、半導体式線量計の 2 種類が主に利用されている。電離箱式線量計は、X 線と空気との相互作用によって生じた電離量 (イオン-電子対) の測定を基礎とした線量計である。マンモグラフィでは診断用 X 線の中でもエネルギーの低い (物質による吸収が大きい) X 線が利用される。そのため、マンモグラフィ用 X 線の電離箱式線量計では、X 線入射面は透過性の高い薄膜 (主に金属蒸着した樹脂) が用いられる。電離箱式線量計は、空気カーマの定義に近い測定ができるため、二次標準線量計として使用される。一方、使用する温度や気圧等の環境条件によって放射線有感体積中の空気の質量が変化するため、環境条件に応じた補正が必要となる。また、X 線の入射面に薄膜を使用していることから、取り扱いに注意が必要となることに加え、薄膜による X 線の吸収が生じ、X 線のエネルギーが低いほど、線量計の感度が X 線のエネルギーに依存して変化しやすくなる。

半導体式線量計では主にシリコンが活用され、pn 接合 (逆バイアス電圧を印加) による空乏層を放射線に対する有感層として作用させる線量計である (pin 型もあり、その

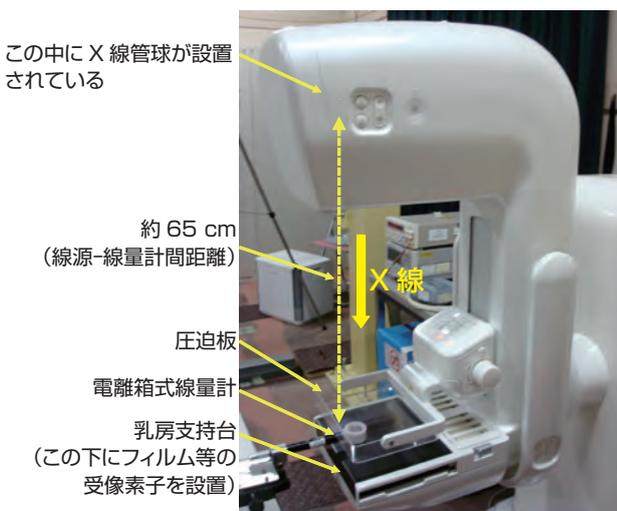


図2 マンモグラフィ装置の線量評価における線量計の設置例
ファントムの厚みの分だけ、線量計の基準面を乳房支持台から浮かせており、写真中では電離箱式線量計のみ設置。

場合は、真性半導体層 (i 層) が放射線に対する有感層として作用する)。電離箱式線量計では電離電流のキャリアが電子-イオン対であるのに対して半導体式線量計では電子-正孔対となり、半導体式線量計は固体の電離箱と例えられる。半導体式線量計は、電離箱式線量計と比べると堅牢性に優れ、温度・気圧の補正が不要等取り扱いの簡便性に優れているため、医療現場での線量評価に多く使われている。しかし、表層の SiO₂ 層や不感層等による X 線の吸収が大きいため、マンモグラフィ用 X 線のような低エネルギー領域では感度が X 線のエネルギーに大きく依存することが知られている。

電離箱式線量計、半導体式線量計ともに、マンモグラフィ X 線 (もしくは低エネルギー X 線) 用のものが開発されているが、線量計の構造上、感度のエネルギー依存性 (以下、エネルギー特性という) は避けられない。そのため、医療現場等で実際に測定する X 線のエネルギー領域において、正確に値が測定されている X 線の標準場を用いて線量計を校正することが学会等からは推奨されている。

2.5 国際的な動向

欧米諸国では我が国よりも早くから乳がんの問題に直面していたため、精度管理体系の構築も我が国よりも早くから始まっていた。アメリカでは 1986 年に米国放射線専門医会 (American College of Radiology; ACR) がマンモグラフィの精度基準を作成したことを契機に、精度管理が進められた。その後、1992 年にはマンモグラフィ品質標準法 (Mammography Quality Standard Act; MQSA) が連邦法として成立し、マンモグラフィ検査は法制化されている^[8]。この法律によって、マンモグラフィ検査を行うすべての施設が、米国食品医薬品局 (Food and Drug Administration; FDA) が承認した検査機関 (ACR や州政府等) の認定を受けた上で、FDA による医療監査と認可を受けることが義務付けられている。この法律の中では、線量計の校正は 2 年に一度行うことが義務付けられており、国家標準へのトレーサビリティを担保することも明記されている。アメリカの国家標準を担っている国立標準技術研究所 (National Institute of Standards and Technology; NIST) は、Mo/Mo 線質によるマンモグラフィの線量標準の供給を行っている。ACR によって発刊された精度管理マニュアル^[9]は、我が国の精度管理マニュアルを作成する際の基礎となっている。

欧州では、マンモグラフィの品質管理について、European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF) が中心となって、ガイドラインが作成されている^[10]。このガイドラインでは、線量測定は 6 カ月に一度行うこととされて

いる。このガイドラインを基に、欧州各国ではそれぞれの方法で精度管理が実施されている。ドイツやイギリス等を中心に Mo/Mo 線質による線量標準が供給されている。しかし、欧州内においてマンモグラフィ用の線量計の校正を W/AI 線質によって実施している国や機関も多く、線質の違いが校正結果に影響を与えることが懸念されていた。そのため、欧州計量標準協力機構 (European Collaboration in Measurement Standards; EUROMET) に所属する国および機関の中で、マンモグラフィの線量計の校正に関する国際比較が行われた。

この国際比較では、複数の電離箱式線量計と半導体式線量計を巡回させ、各国もしくは各機関が校正に使用している線質 (Mo/Mo や W/AI 等を問わず) で校正し、その校正結果が比較された。その結果、マンモグラフィ用 (軟 X 線用) の電離箱式線量計のようなエネルギー特性が小さい線量計については、線質の違いによる校正結果の影響は、現場での線量測定に対して大きな問題にはならないという結論であった。しかし、半導体式線量計のようなエネルギー特性の大きい線量計については、Mo/Mo 等のマンモグラフィ用 X 線の線質に近い条件で校正することが望ましいと結論付けられた^[11]。

このような流れの中、国際度量衡局 (International Bureau of Weights and Measures) に対して、Mo/Mo 線質に準じたマンモグラフィ用の線量標準をもつよう、国際度量衡委員会放射線諮問委員会に参加する各国から要望が上がった。これを受け、国際度量衡局では、Mo/Mo 線質によるマンモグラフィ用 X 線の校正場を整備し、2009 年から国際度量衡局を幹事機関とした基幹国際比較が実施されるようになった^[12]。

2.6 マンモグラフィ用線量標準への社会的要請

マンモグラフィのような低エネルギー X 線では、線量計 (電離箱式線量計、半導体式線量計ともに) のエネルギー特性が大きいため、日本では、医療現場で測定する X 線に近いエネルギーで校正することが学会等から推奨されてきた。これまでは、マンモグラフィのエネルギー領域の X 線の線量標準は、W/AI 線質で供給を行ってきた。産総研で保管している電離箱式線量計のエネルギー特性を図 3 に示す (産総研の W/AI 線質の軟 X 線標準の半価層の範囲)。

比較的エネルギー特性の小さいとされる電離箱式線量計についても、マンモグラフィで使用される X 線のエネルギー領域では感度 (校正定数) の変化が、図 3 でデータごとの縦棒で表した校正の不確かさ (95 % の信頼区間) よりも大きく、また、変化の様子が線量計の型式によって異なることが分かる。この違いは、線量計の X 線入射面の材質およ

び厚み、また、線量計内部の構造の違いに起因している。医療現場では、エネルギー特性が電離箱式線量計よりも大きい半導体式線量計が多く使われていることから、このような線質の違いによる校正結果への影響を心配する声が、国内の産業界・学会から挙げられるようになった。この問題に対応するため、産総研ではマンモグラフィのX線の線質に基づいた線量標準の整備・供給に着手した。

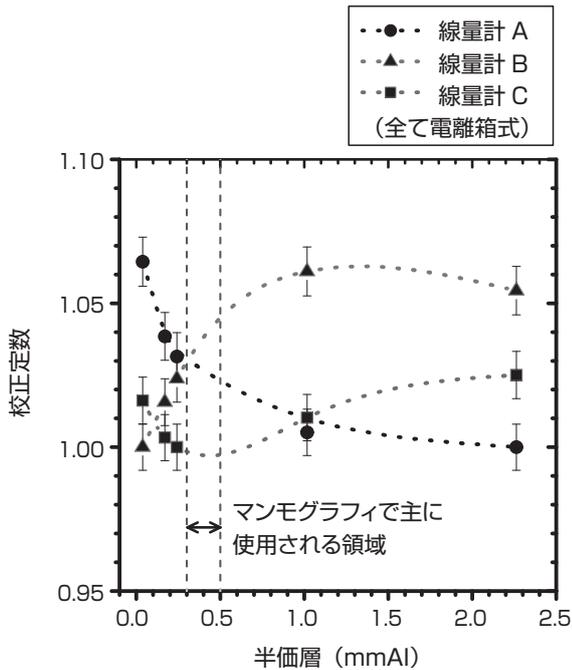


図3 電離箱式線量計のエネルギー特性の例

3 研究開発のシナリオ

マンモグラフィの医療現場における線量測定信頼性の向上には、現場で使われているX線の線質に基づいた線量標準の確立は当然のことながら、線量標準を社会に円滑に供給するための体制作りも必要となる。マンモグラフィの線量測定信頼性向上のために策定したシナリオを図4に示す。

社会的ニーズに素早く対応するため、マンモグラフィ用X線の線質に最適化した国家標準器を新たに開発せず、既存の国家標準器の活用による標準の開発期間の短縮化を図った。標準の主な供給先である医療現場での線量評価の不確かさの低減を図るため、実際のマンモグラフィ装置に近いX線場を開発した。また、標準の国際的な同等性の確保に必要な国際比較に参加するため、IEC規格に準拠したX線場の開発も同時に行った。開発した線量標準の校正能力を検証するため、国際比較への参加に加えて、この標準で校正した複数の線量計で実際のマンモグラフィの線量を計測し、それらの評価を行った。

マンモグラフィでは線量評価を含めた精度管理がすでに多くの医療現場で行われていたため、この中で利用されているガラス線量計を評価することにより、迅速かつ広範な標準供給を目指した。そのために、産総研は、精度管理で利用されているガラス線量計をそのまま校正する方式の確立に努めた。

また、これまでの線量標準供給体制では、校正事業者が所有する標準線量計（二次標準器）の校正を産総研が行い、この二次標準器を介して標準供給がなされていた。

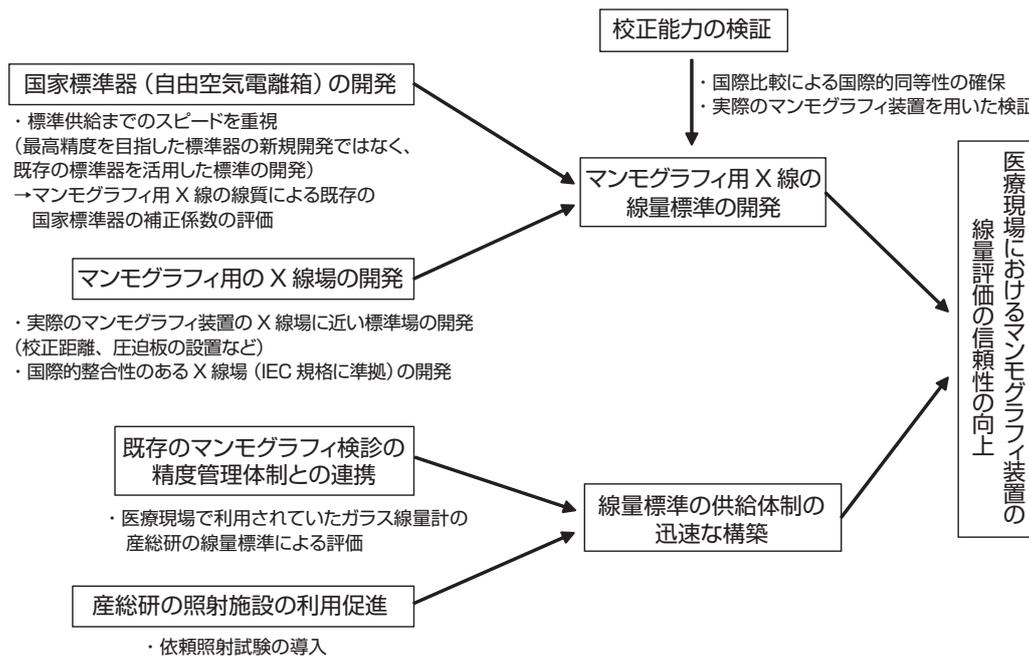


図4 マンモグラフィ用X線の線量評価の信頼性向上に向けたシナリオ

その際、医療現場の線量計の校正を行う校正場（X線場）が、校正事業者が保有するこれまでのW/AI線質のままでは、あまり意味がない。しかし、マンモグラフィ用X線の線質に準拠した校正場の整備には、照射装置の導入等に数千万円規模の設備投資が必要となってしまう。そこで、産総研は依頼試験制度により、産総研の照射装置を活用してスムーズな標準供給ができるような環境を整備した。

このようなシナリオを策定して、国際的な同等性のある線量標準が迅速かつ広範に医療現場に供給され、線量評価の信頼性向上につながることを意図した。

4 国家標準の開発

マンモグラフィに特化したX線線量の国家標準の整備には、線量の絶対測定（単位の定義に沿った測定）が可能な国家標準器の開発と、マンモグラフィ用X線の線質と同じX線標準場の開発が必要となる。以下では、国家標準器の開発とマンモグラフィ用X線標準場の開発について述べる。

4.1 国家標準器の開発

マンモグラフィを含めた軟X線（ここでは50 kV以下の管電圧）の場合、物理的に明確に定義された空気カーマ^{用語4}（もしくは照射線量^{用語5}）の単位Gy（もしくはC/kg）で標準供給がすでになされている。

照射線量の絶対測定が可能である自由空気電離箱が一次標準器として世界的に採用されている。現在のところ、産総研の軟X線の線量の国家標準も自由空気電離箱を採用している（図5）。

自由空気電離箱では、電離体積内で生成されたイオンの電荷を測定し、照射線量（または空気カーマ）を求めている。電離体積内の空気質量を m とすると、照射線量率 \dot{X} (C/kg/s) は次の(1)式によって得られる。

$$\dot{X} = \frac{I}{m} \prod_{i=1}^{10} k_i \quad \dots (1)$$

ここで、(1)式の I は自由空気電離箱で測定されるX線による空気の電離電流、 k_i は補正係数である。補正係数は、実際の実験条件を、線量の定義される理想的な条件に補正するための係数で、この標準では全部で10種類ある。マンモグラフィ用X線では、それらの補正係数のうち、規定面と集電極中心間の空気層による吸収に対する補正が約1.5～2%と最も大きく、その他に散乱線に対する補正が少し（～0.5%）あるのみで、他の補正係数に関してはかなり小さい（～0.1%未満）。散乱線に対する補正等の実測評価が困難な補正係数は、モンテカルロシミュレーションにより評価している。

図6に開発したマンモグラフィの線量標準の装置図を示す。マンモグラフィの国家標準を整備する際、マンモグラフィ専用の新しい国家標準器（自由空気電離箱）を開発せず、既存の自由空気電離箱（軟X線の線量の国家標準器）の補正係数をマンモグラフィ用のX線の線質で評価する方法を採った。これは標準の開発から供給までの時間を極力短くし、素早く標準供給の社会的要請に応えるためである。図6に示すように、自由空気電離箱はXYステージ上に設置し、軟X線（W/AI線質）の線量標準と共用できるようになっている。

4.2 マンモグラフィ用X線標準場の開発

標準場として設定するマンモグラフィ用X線の線質は、現場で最も利用されている線質から重点的に開発を進めた。前述のとおり、線質は主に、X線管球のターゲット材、管電圧、付加フィルタの材料と厚さによって決まる。ただし、線質を規定する際、国内だけでなく国外も意識した。国外を意識した線質とは、ISOやIEC規格等に代表され

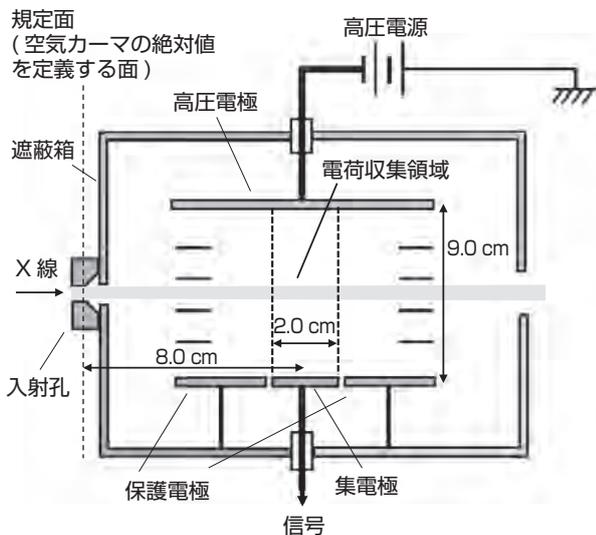


図5 国家標準器（自由空気電離箱）の概略図



図6 開発したマンモグラフィ用X線の線量標準の装置図

世界的に共通に使うことができる線質である（マンモグラフィでは、IEC61267で規定されている）^[13]。このような線質は、各国の線量標準の同等性を確認するために実施される国際比較に参加する際に必要となる。一方、国内の精度管理マニュアル等ではIEC規格以外の線質も使われていて、これに準拠することが円滑な標準供給へとつながる。このように、標準を整備する際に国外と国内の両方を意識することが、国際的な同等性の担保された線量標準の円滑な供給にむけた第一歩となる。

また、マンモグラフィに用いられる低エネルギーX線は空気による単位長さ当たりの吸収量が他の診断X線と比べて大きいので、校正距離（焦点-規定面間距離）による線質の変化が大きく、校正距離の設定も重要となる。我が国よりも先に標準供給を行っていたドイツやアメリカ等では校正距離は1 mであったが、実際のマンモグラフィ装置の照射距離を考慮して、産総研では校正距離を60 cmと設定した（その後国際度量衡局も校正距離を60 cmに設定した）。

また、我が国独自の設定として、圧迫板を透過した線質に基づいた線量標準も開発した。実際の乳房撮影では圧迫板を透過したX線が乳房に照射される。マンモグラフィで使用されるようなエネルギーの低いX線は圧迫板に吸収されやすく、線質も大幅に変わる。乳房に照射する線量の把握も重要と考え、このような独自の線質も開発した。この線質は精度管理用に使われている線量計を校正するためにも必要であった。

5 線量標準の供給体制の構築

医療現場で評価される線量の信頼性向上には、標準供給体制の構築が必要不可欠となる。そこで、産業界・学会等の協力を得て、複数の標準供給体制を構築した。

5.1 精度管理に利用されるガラス線量計の性能評価

マンモグラフィが我が国の乳がん検診に導入される以前から、関連学会を中心としたマンモグラフィ検診の精度管理がされていた。この精度管理において必要な線量と線質を簡便に評価できるよう、マンモグラフィ用ガラス線量計が開発された。

ガラス線量計は、ラジオフォトルミネセンス現象^[14]を利用した積算型の線量計であり、蛍光ガラス素子には銀活性リン酸塩ガラスが用いられている。マンモグラフィ用のガラス線量計の写真を図7に示す。

マンモグラフィ用のガラス線量計は、蛍光ガラス素子と、素子の表面に4種類の厚さの異なるアルミニウムフィルタをかぶせた構造となっている。各アルミニウムフィルタの厚さは0.3、0.4、0.6、1.0 mmとなっており、1回の照射で減

弱曲線が測定できる。この減弱曲線から半価層と管電圧を求め、OW（open window、Alフィルタが無い）のガラス素子の蛍光量から空気カーマを求めることができる。つまり、このガラス線量計では1回の照射で精度管理に必要な平均乳腺線量の評価ができる。このガラス線量計の性能評価をこの標準場で行った。

その結果、半価層、管電圧、空気カーマともに、95%の信頼度で不確かさ2%以内で産総研の値と一致することを確認した^[14]。

5.2 産総研の照射施設の利用促進

マンモグラフィの線質での線量計の校正を校正事業者が実施するためには、マンモグラフィ用X線の発生装置が必要となる。しかし、X線発生装置の導入には少なくとも数千万円規模の設備投資が必要となり、事業として成り立たない可能性が予想された。そこで、校正事業者が産総研のマンモグラフィ用の標準場に、各自の標準線量計（国家標準とトレーサブルであることが前提）と校正事業者が依頼を受けた被校正線量計を持ち込んで校正を行う照射依頼試験を開始した。これまで産総研での校正料金は、被校正線量計の数に応じていたが、この試験では照射装置の使用日数に応じて課金するため、校正事業者の経済的な負担が軽減される。この照射依頼試験の導入により、校正事業者への負担軽減を図り、円滑な標準供給を促進した。

6 校正能力の検証

6.1 国家標準の国際的同等性の確認

各国の標準は国際的な同等性を確認するため、他国の標準との比較を行う必要がある。前述のとおり、国際度量衡局もマンモグラフィ用X線の線量標準を開発し、2009年より基幹国際比較^[15]を開始した。そこで産総研は、世界のトップバッターとして2009年にこの基幹国際比較に参加した^[15]。

放射線の線量標準の国際比較の場合、その方法は2通りある。一つ目は、各国の標準器同士を直接比較する方法である。例えば、産総研の国家標準器（自由空気電離箱）を国際度量衡局の放射線場に持ち込み、国際度量衡局の

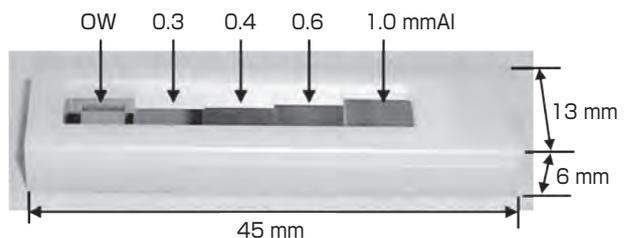


図7 マンモグラフィの精度管理用に開発されたガラス線量計（協力（株）千代田テクノル）

標準線量計（自由空気電離箱）との間で、測定された線量の絶対値どうしを比較する方法である。この方法は、標準器が持ち運び可能である場合に限られる。もう一つの方法は、線量計の校正を各機関で行い、その校正結果（校正定数）の比較を行う方法である。この方法は、標準器が大きい等運搬が困難な場合に有用な方法となる。

産総研のマンモグラフィ用のX線標準の標準器である自由空気電離箱は、これまでの軟X線（W/AI）の線量標準と共通である。この標準器は2004年に国際度量衡局の標準器との比較を直接行っており、十分な同等性を確認している^[16]。そこで今回の基幹比較^{冊7}では、仲介の線量計（3種類の電離箱式線量計を使用）の校正による後者の方法を選択した。3種類ともエネルギー特性の異なる線量計を選択することにより、両機関の線量標準の詳細な比較を目指した。図8に両機関で測定した3種類の線量計の校正結果の比較を示す。

図8から分かるように、どのエネルギー特性の線量計の校正定数も両機関で良好な一致を示している。3種類すべての線量計の校正結果について、国際度量衡局の不確かさ（図8のエラーバー）が産総研よりも小さいのは、国際度量衡局がマンモグラフィ用X線の線質に最適化された（式（1）の補正係数が小さい）自由空気電離箱を新規に開発したためである。

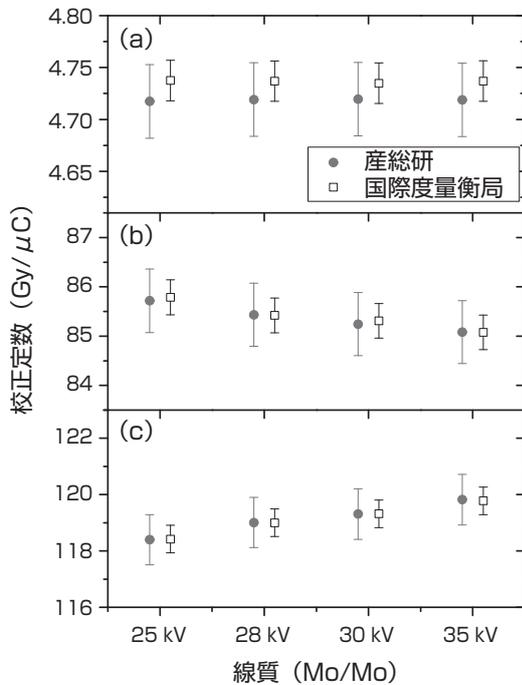


図8 3種類 (a,b,c) の線量計の校正定数の国際度量衡局との比較結果
 (a) の線量計のエネルギー特性はフラット、(b) は右肩下がり、(c) は右肩上がり、と3種類とも異なっている。

図9はこの基幹国際比較の全参加国との比較である。この基幹国際比較にはドイツ (PTB)、アメリカ (NIST)、カナダ (NRC、線質が若干異なる) が参加しており、全機関のマンモグラフィの線量標準の間で十分な同等性が確認された^[17]。また、産総研の不確かさが、諸外国の線量標準と比較して、遜色のないものであることが分かった。

6.2 実際のマンモグラフィ装置を用いた検証

医療現場で使われるマンモグラフィ装置では、X線の発生は時間的なパルスで行われる。一方、標準場には安定性が求められるため、線量率が時間に対して一定となっている。また、照射装置の構造も、実際のマンモグラフィ装置はコンパクトであるのに対して、標準場の装置は空間的な余裕がある。実際のマンモグラフィ装置と標準場とのこのような違いを検証することが、医療現場での線量測定の信頼性向上につながると考えられる。そこで、産総研では、医療現場で使われているマンモグラフィ装置を使い、電離箱式線量計（産総研で校正）とガラス線量計での線量の評価結果の比較を行った。

その結果、電離箱線量計とガラス線量計との間で、平均乳腺線量について不確かさの範囲で一致することを確認した（図10）。産総研の標準場で校正された線量計が実際のマンモグラフィ装置の線量評価に対しても信頼性があることが分かった。

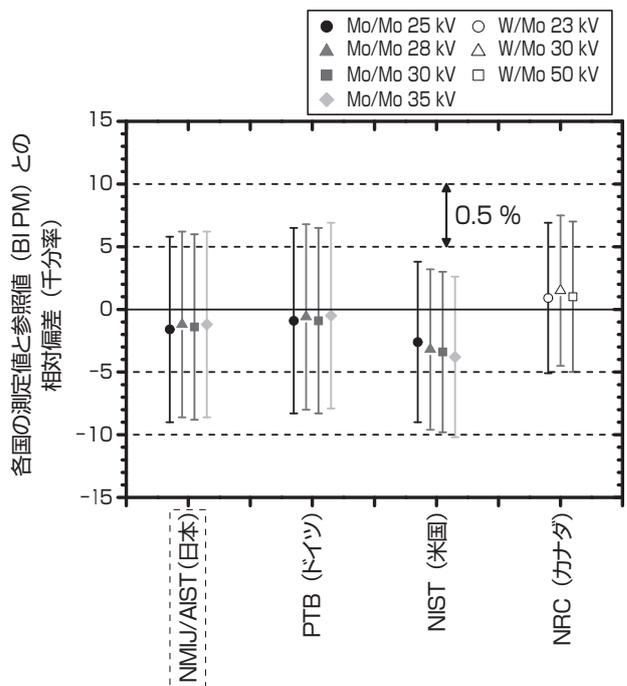


図9 マンモグラフィの線量標準の国際比較^[17]
 縦軸は、国際度量衡局の測定値からの偏差を1000分率で表す。データごとの縦棒は、不確かさを95%信頼度で表す。

7 おわりに

産総研では、マンモグラフィの現場における線量評価への信頼性向上を目標に、マンモグラフィの線質に準じた線量標準の開発と供給体制の構築を行ってきた。マンモグラフィの標準開発には、既存の軟 X 線用の国家標準器（自由空気電離箱）を活用することにより、開発に必要な期間を大幅に短縮することができた。また、この標準の国際比較にもいち早く参加し、主要国との間で国際的な同等性を確認した。供給体制の構築に際しても、既存の体制を最大限に活用することにより、迅速かつ広範な標準供給を行うことができた。今後も、学会や校正機関との連携を図り、さらなる供給体制の強化を目指していく。

また、現在、マンモグラフィでは、他の診断と同様にモニター診断化（診断画像をパソコン等のモニターに表示し診断）が加速している（マンモグラフィのデジタル化）。これまでのハードコピー（フィルムへの診断画像の焼き付け）に比べ、画像からの線量の判定が難しいとされ、精度管理における線量測定的重要性が一層増すことが予想される。また、マンモグラフィのデジタル化に伴い、多種多様な X 線の線質が利用されつつある。特に、医療現場で多く使われている半導体式線量計は、感度が線質に応じて大きく変化するため、校正場の整備が急務であると考えられる。現在、アメリカでもデジタルマンモグラフィ用の校正場の整備が進められ、半導体式線量計の評価について重点的な研究がなされている。産総研においても、現在、この状況に早急に対応するべく、標準場の開発を進めていき、高度化するマンモグラフィの精度管理および安全性に貢献したいと考えている。

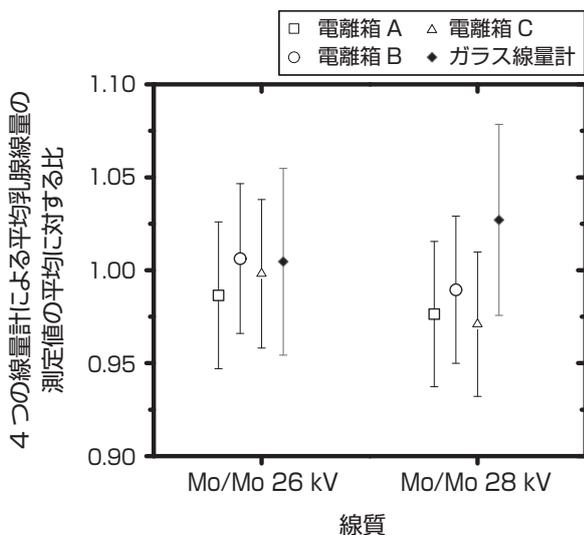


図10 実際のマンモグラフィ装置による線量の比較結果
データごとの縦棒は、不確かさを95%信頼度で表す。

謝辞

この標準の迅速かつ広範な供給には、我が国の優れた精度管理体制の協力が大きい。このような優れた精度管理体制を構築された方々に、深く感謝の意を表します。また、マンモグラフィ用ガラス線量計の開発・評価にご協力してくださった株式会社千代田テクノルの関係者の皆様にも深く感謝いたします。

用語解説

用語1: 年齢調整罹患率: 基準となる人口の年齢構成（昭和60年人口モデル）を考慮して補正した罹患率で、年齢構成の著しく異なる群間の比較を可能にする。

用語2: 年齢調整死亡率: 基準となる人口の年齢構成（昭和60年人口モデル）を考慮して補正した死亡率で、年齢構成の著しく異なる群間の比較を可能にする。

用語3: 線減弱係数: 強度 I_0 の単一エネルギーの光子が一樣な物質に入射して透過する際、透過する光子の強度 I は、物質の厚さ d (cm) とともに

$$I = I_0 \times e^{-\mu d}$$

のように指数関数的に減少する。この係数 μ (cm^{-1}) を線減弱係数という。

用語4: 空気カーマ: 非荷電粒子線の相互作用によって単位質量あたりの空気から発生した二次荷電粒子線の各発生時点での運動エネルギーの総和。SI単位系では、J/kgと表されるが、特別な単位 Gy (グレイ) が用いられる。

用語5: 照射線量: 単位質量あたりの空気と相互作用した光子が生成した二次電子が完全に停止するまでに空気中で生成するイオン対のうち、一方の符号の電荷を合計した電荷量の絶対値。SI単位系では C/kg で表される。

用語6: ラジオフォトルミネセンス現象: 放射線照射によってガラス中に生成した蛍光中心に対して紫外線を照射すると、ガラスに照射された放射線の線量に比例した蛍光が発生する現象。この現象を利用して、個人線量計としても使われている。

用語7: 基幹比較: 国際度量衡委員会 (CIPM) の下に設置されている各計量分野の諮問委員会では、その分野で中核となる国際比較を実施しており、これを CIPM 基幹比較 (CIPM Key comparison) という。放射線の線量関連では、現在、次の8つの量が基幹比較の対象となっている。

K1: ^{60}Co γ 線 空気カーマ

K2: 軟 X 線 空気カーマ

K3: 中硬 X 線 空気カーマ

K4: ^{60}Co γ 線 水吸収線量

K5: ^{137}Cs γ 線 空気カーマ

K6: 医療用電子線加速器 X 線 水吸収線量

K7: マンモグラフィ用 X 線 空気カーマ

K8: 高線量率 ^{192}Ir γ 線 空気カーマ率

これらの他に、個人線量当量や β 線吸収線量等が補完比較(Supplementary comparison)の対象となっている。

参考文献

- [1] 独立行政法人国立がん研究センターがん対策情報センター: http://ganjoho.jp/public/statistics/pub/statistics02.html#prg3_1
- [2] WHO死亡統計データベース: <http://www.who.int/healthinfo/morttables/en/>
- [3] 厚生省老人保健福祉局老人保健課長: 「がん予防重点健康教育及びがん検診実施のための指針」の一部改正について, 老健第65号通達, 2000年3月.
- [4] 厚生労働省老健局老人保健課長: 「がん予防重点健康教育及びがん検診実施のための指針」の一部改定について, 老老発第0427001号通達, 2004年4月.
- [5] 地域保健・健康増進事業報告(厚生労働省 人口動態・保健統計課保健統計室) <http://www.e-stat.go.jp/SG1/estat/eStatTopPortal.do>
- [6] 日本放射線技術学会放射線撮影分科会乳房撮影ガイドライン普及班, 放射線医療技術学叢書(14-3)乳房撮影精度管理マニュアル(改訂版), 放射線技術学会, (2004).
- [7] NPO法人 マンモグラフィ検診精度管理中央委員会, デジタルマンモグラフィ精度管理マニュアル, 医学書院, (2009).
- [8] Mammography Quality Standard Act.
- [9] Committee on Quality Assurance in Mammography, American College of Radiology: *Mammography Quality Control Manual 1999*, American College of Radiology, USA (1999).
- [10] European Commission: *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, Fourth Edition*, European Communities, Luxembourg (2006).
- [11] J. Witzani, H. Bjerke, F. Bochud, I. Csete, M. Denoziere, W. de Vries, K. Ennow, J. E. Grindborg, C. Hourdakakis, A. Kosunen, H. M. Kramer, F. Pernicka and T. Sander: Calibration of dosimeters used in mammography with different x ray qualities: EUROMET Project No. 526, *Radiation Protection Dosimetry*, 108, 33-45 (2004).
- [12] C. Kessler, P. Roger and D. T. Burns: Establishment of reference radiation qualities for mammography, *Rapport BIPM 2010/01* (2010).
- [13] *IEC61267 Ed. 2.0, Medical diagnostic X-ray equipment-Radiation conditions for use in the determination of characteristics*, IEC (2005).
- [14] T. Tanaka, T. Kurosawa, N. Nouda, T. Matsumoto, N. Saito, S. Matsumoto and K. Fukuda: Reference X ray field for mammography dosimetry in Japan, *Proceedings of the International Symposium, Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry*, 2, 43-51 (2011).
- [15] C. Kessler, D. T. Burns, T. Tanaka, T. Kurosawa and N. Saito: Key comparison BIPM.RI(I)-K7 of the air-kerma standards of the NMJJ, Japan and the BIPM in mammography x-rays, *Metrologia*, 47, 06024 (2010).
- [16] D. T. Burns, A. Nohtomi, N. Saito, T. Kurosawa and N. Takata: Key comparison BIPM. RI(I)-K2 of the air-kerma standards of the NMJJ and the BIPM in low-energy x-rays, *Metrologia*, 45, 06015 (2008).
- [17] BIPM Key comparison data base. <http://kcdb.bipm.org/>

執筆者略歴

田中 隆宏 (たなか たかひろ)

2008年上智大学大学院理工学研究科物理学専攻修了。博士(理学)。同年、産業技術総合研究所入所。計測標準研究部門量子放射科放射線標準研究室研究員として現在に至る。軟X線およびマンモグラフィ用X線の線量標準の研究に従事。この論文では、主に、マンモグラフィの線量標準全般に関する研究開発・校正業務、国際比較、原稿執筆を担当した。



黒澤 忠弘 (くろさわ ただひろ)

2000年東北大学大学院工学研究科量子エネルギー工学専攻修了。博士(工学)。同年、工業技術院電子技術総合研究所(現産業技術総合研究所)入所。2003年より3カ月間、ドイツの物理技術研究所(PTB)にて外来研究員としてベータ線標準に従事。2009年、産業技術総合研究所計測標準研究部門量子放射科放射線研究室主任研究員。 γ 線・X線標準の開発に従事。この論文では、主に、マンモグラフィの線量標準のモンテカルロ計算、国際比較を担当した。



齋藤 則生 (さいとう のりお)

1984年早稲田大学大学院理工学研究科電気工学専攻修了。同年工業技術院電子技術総合研究所(現産業技術総合研究所)入所。博士(理学)。1991年同所主任研究官、2001年産業技術総合研究所計測標準研究部門量子放射科放射線標準研究室主任研究員、2005年同研究室長、2012年量子放射科長として現在に至る。1993年~1994年ドイツのフリッツハーバー研究所研究員。放射線標準、放射線計測の研究に従事。この論文では主に、マンモグラフィの線量標準の全体構想の策定と取りまとめを担当した。



査読者との議論

議論1 全体評価

コメント(小林 直人:早稲田大学研究戦略センター)

この論文は、「マンモグラフィのための低エネルギーX線の線量標準と供給体制の確立」という観点から、意義のある論文であると考えられます。特に、開発の着手から供給開始までを約1年半という短期間で達成したことは、大きな成果と言えます。

コメント(小野 晃:産業技術総合研究所)

マンモグラフィの信頼性と安全性を両立させるために、X線線量の国家標準の確立から標準供給体制の構築まで一貫したシナリオを設定し、それを短期間に成し遂げた優れた研究成果で、読者の参考になる点が多いと思います。また章立て等、論理の構成と展開がしっかりしていることが、内容の信頼性を高めていると同時に、読者の理解を容易にしています。

議論2 既存リソースの活用

コメント(小野 晃)

第1章「はじめに」で、この標準の開発では「既存の研究設備と技術を最大限活用する」ことにより、開発の着手から供給開始までを約1年半という短期間で達成したとあります。また「民間における現行のマンモグラフィの精度管理体制の中にこの標準を組み込んで迅速かつ広範な標準供給体制の構築に努めた」とあります。既存のリソー

スを活用したり、現行の体制を活用したりといった工夫が、研究開発を通常よりも迅速に進める鍵になったと思います。

既存のリソースを活用したり、現行の管理体制の中に組み込んだ際に、著者らが留意したことがあれば他の研究者の参考になると思いますので披露してください。今回の経験から得た著者らの教訓といったもので結構です。

回答（田中 隆宏）

既存のリソースを活用する場合の留意点は、そのリソースの可能性と限界を見極めることだと思います。つまり、この研究の場合のリソースである自由空気電離箱が、マンモグラフィの線質に対して国家標準としての性能を十分に発揮するかどうかの見極めが、研究者に求められるのではないかと考えられます。この見極めができるかどうかが本格研究の成否に関わってくると考えています。

また、標準供給体制の構築に際しては、産業界や学会から線量評価の状況を広く把握することが重要であると考えています。そして、最終目標であるトレーサビリティを現行の管理体制の中に組み込むことに対して、産総研と産業界・学会の双方に強い意気込みがあったと思います。

議論3 克服した技術的課題

質問（小林 直人）

この研究の目標を達成するための技術的課題に関して質問します。今回のマンモグラフィ用X線は約 30 keV の低エネルギーであることが特徴ですが、線量標準確立のため既存の自由空気電離箱の補正係数を決定するという方法で行ったことが技術的ポイントだと思います。しかし、その際の克服した困難な課題が何だったのでしょうか。

また、これまでの標準電離箱 A、B、C の校正定数には大きな違いがありますが（図3 参照）、この差の理由は何なのでしょう。

回答（田中 隆宏）

この標準開発において、いくつかの技術的課題はありましたが、特筆すべきものではありません。その理由は、これまでに産総研に蓄積された、低エネルギーX線の線量計測開発技術を応用することで十分解決できると判断したためです。具体的には、国家標準器は既存の軟X線（W/AI 線質）用のものを活用し、国家標準器の補正係数をマンモグラフィ用X線の線質で新たに評価しました。モンテカルロ計算によって、測定結果および不確かさに致命的な影響を与えないことが開発の初期段階で確認できたため、標準の開発にはこの方法を採用しました。

この方法以外に、マンモグラフィ用X線に特化した国家標準器を新規に開発する方法もあります。例えば、マンモグラフィの線質に最適化された（補正量が小さい）自由空気電離箱の開発です。これは、モンテカルロ法等で補正係数を計算し、自由空気電離箱の設計にフィードバックさせ最適化していく方法です。国際度量衡局はこの方法でマンモグラフィの線量標準を開発しました。当然、最適化した標準器を開発した方が不確かさは小さくなります（95% の信頼度で不確かさは、産総研が約 0.6%、国際度量衡局が約 0.4%）。その反面、開発期間が長くなります。かなり極端な例にはなりますが、国際度量衡局は 2001 年に開発に着手し、2009 年から国際比較を開始しています。この標準のように社会的要望に迅速に応える場合には、最短の開発期間が最も大きなメリットであると判断しました。

これ以外の技術的課題としては、医療現場におけるマンモグラフィ装置の線量評価の信頼性の向上があります。産総研や海外の国立計量研究機関で構築されている標準場と実際のマンモグラフィ装置とは照射ジオメトリが異なるため、医療現場での線量評価の不確かさが大きくなります。マンモグラフィでは、医療用放射線の中でもかなり低いエネルギーのX線が利用されています。このような低エネルギーでは、線質の違いに加えて、照射距離や圧迫板の有無等、照射のジオメトリの違いが線量評価の不確かさに大きく影響します。そのため、照射のジオメトリがマンモグラフィ装置と近い線量標準の開発に努め、

医療現場での線量評価の不確かさを低減を目指しました。なお、この照射距離と圧迫板を考慮したことは、海外の標準には見られない産総研独自の取り組みです。ただし、この標準の国際的な整合性の確保にも留意し、IEC 規格に準拠した線質の整備も同時に進めました。

図3の線量計 A、B、C の校正定数の違いですが、X線の入射面の材質や中の構造の違いが主な原因と考えられます。精度の高い線量計として知られている電離箱線量計においても、このように校正定数のエネルギー依存性に大きな違いが見られるのが、低エネルギーX線の大きな特徴です。この論文に説明を加えました。

議論4 標準供給体制の確立のための新たな試み

質問（小林 直人）

標準供給体制について、今回新たな校正装置をつくることはせずに、校正事業者が顧客から校正の依頼を受けた線量計を産総研に持ち込んで校正（照射依頼試験）を行うことで、標準供給をスムーズに行うことができたことあり、実例としてガラス線量計の例が挙げられています。これに関してこれまでになかった試みや工夫はなかったのでしょうか。当たり前で、特に困難なこともないような印象を受けましたが、実態はどうだったのでしょうか。

回答（田中 隆宏）

線量計の校正によるこれまでの標準供給体制に加えて、それまで医療現場で利用されていたガラス線量計の評価によって信頼性向上を図ったことがこの研究の大きな特徴です。

標準の開発当初の予定では、線量計の校正を介したこれまでの標準供給方法を考えていました。つまり、①校正事業者等の所有する線量計を産総研で校正し、②その校正された線量計を標準器として、校正事業者のX線標準場でユーザーの線量計の校正をする、という流れを想定していました。ただし、この供給方法の場合、マンモグラフィの線質がそれまでの校正に使われていたX線と異なるため、①だけでは不十分で、②においてもマンモグラフィの線質のX線場が必要となります。しかし、標準に対する要望があるといっても、X線照射装置の導入に伴う設備投資は大きな負担になるという声が校正事業者から挙げられました。そこで、産総研の照射装置を校正事業者にも利用してもらうことにより、円滑な標準供給に努めました。

また、国内に流通しているマンモグラフィ用線量計が 1000 台程度と推定されているのに対して、校正事業者は数社しかいないため、広範な標準供給にはさらなる工夫が必要と考えました。そこで、この標準の開発当時からすでに医療現場の線量評価に広く使われていたマンモグラフィ用ガラス線量計に着目しました。ガラス線量計を産総研の線量標準で評価することにより、多くのマンモグラフィ装置の線量評価に対して信頼性の向上が望めると考えました。ガラス線量計の評価をこの標準で行った際、苦勞した点が一つあります。ガラス線量計は、蓄積された線量の情報を読み取るための専用のリーダーが別途必要となるため、照射したその場ですぐに線量が分かりません。産総研の標準場でのガラス線量計の照射と、照射データの読み取り・解析が分離していたため、不確かさの評価等、一つ一つの課題の克服に時間がかかったことが苦勞した点です。また、このマンモグラフィ用ガラス線量計は日本独自の線量計であり、高いポテンシャルを秘めていると考えています。

議論5 国際比較における諸外国の状況

コメント（小林 直人）

今回の国際比較では、図9にみられるようにとても良好な結果が得られています。産総研は、世界のトップバッターとして参加し、良好な結果が得られていることは、国家標準の国際的同等性の検証ができたことであり、その意義は極めて大きいものがあります。そこで今回参加した諸外国の状況（検出器の種類や性能等）を合わせて述べていただくと、産総研の質の高さもより一層注目されると思います。

回答（田中 隆宏）

今回の国際比較では、産総研を含めたすべての機関が仲介器を利用した比較方法を採用しましたが、仲介器の選択に産総研独自の特色があります。産総研以外の機関は、マンモグラフィのエネルギー領域において、エネルギー特性がフラットな仲介線量計を1種類のみ選択しました。一方、産総研では、エネルギー特性の異なる3種類の仲介線量計を選択し、より綿密な比較を行いました。その結果、3種類すべてにおいて国際度量衡局と十分な整合性を確認することができました。

議論6 この研究のアウトカム

質問（小林 直人）

この研究のアウトカムについてお聞きします。今回、新たに低エネルギーX線の線量評価の標準の確立と供給ができるようになったわけですが、このことにより、どのような実質的なアウトカムが期待できるでしょうか。例えば、マンモグラフィの信頼性が上がり、受診率が上がる等の期待ができるでしょうか。もしそうならないとしたら、さらにどんな工夫をすれば、マンモグラフィの社会的普及に繋がると考えられますか。

回答（田中 隆宏）

この標準の開発により、マンモグラフィの線量評価の信頼性が向上しました。マンモグラフィ装置のメーカー各社は、低線量で高画質な装置の開発に努力しています。この標準では画質向上への貢献は難しいのですが、低線量化への寄与が期待されます。線量の定量的な評価には、線量標準が必要不可欠となるからです。

また、産業界、大学、学会等から共同研究のお話を数多くいただき、マンモグラフィの線量評価の高精度化に向けた研究を現在進めています。今後、これらの共同研究の成果の活用によってもマンモグラフィの低線量化に寄与できると期待しています。

議論7 研究目標に向かってのシナリオ

コメント（小林 直人）

当初図4のシナリオの図は一般的なX線線量計測の標準確立と精度向上の図になっていました。せっかくこの論文に詳述した今回のマンモグラフィ用X線の線量評価確立・供給のシナリオが、十分に記述されていないと思います。

マンモグラフィ用X線線量評価でこの研究は次のような特徴があると思います。これらを、シナリオの中にどのように位置付け対応を行ったかを付け加えて、今回の目標を達成するためのシナリオの図を示すのが良いと思います。

- (1) 国家標準器は既存の軟X線（W/AI線質）用のものを活用し、国家標準器の補正係数をマンモグラフィ用X線の線質で新たに評価した。
- (2) (1)については、技術的な新しさはないが、その際モンテカルロ

計算で測定結果および不確かさに致命的な影響を与えないことをあらかじめ確認した。

- (3) マンモグラフィ用の線質に最適化された標準器を始めから開発し、高精度を狙うよりは、精度を多少犠牲にしても、既存の標準器を用いた標準確立・供給の早さを重視した。（これはとても重要な研究開発戦略と言えます。）
- (4) 医療現場におけるマンモグラフィ装置の線量評価の信頼性の向上を目標に設定した。そのため照射のジオメトリがマンモグラフィ装置と近い線量標準の開発に努め、医療現場での線量評価の不確かさを低減を目指した。
- (5) さらに標準供給にあたっては、医療現場で利用されていたガラス線量計に着目し、ガラス線量計を産総研の線量標準で評価することにより、多くのマンモグラフィ装置の線量評価に対して信頼性の向上を図った。

回答（田中 隆宏）

ご指摘いただいたこの研究の特徴が明確になるように、シナリオの図を改訂しました。また、第4章以降の章立ておよびこの論文、シナリオの図に沿うように改訂しました。

議論8 この研究における標準の技術的特徴

質問（小林 直人）

確認の意味で、次の質問をします。これまでのX線線量標準との違いは、以下の理解でよいでしょうか。

- ①人体への放射線の影響をできるだけ低減するため、80 keVではなく30 keV程度の低エネルギーであることが必要。また、そのエネルギー領域のX線の単位長さあたりの吸収量（阻止能）は、中エネルギーX線よりも大きく、物質通過中にエネルギーが大きく変化する。一方、X線量評価の精度が下がるので、特別な工夫が必要である。
- ②30 keV付近のX線発生には、モリブデンターゲットとモリブデンフィルターが使われるので、そのエネルギースペクトルは単色に近くなり、物質に吸収後のエネルギースペクトルがW/AIを利用する80 keV付近のX線とは大きく異なる。

回答（田中 隆宏）

ご理解のとおりだと思います。乳房組織と病巣との間に十分なコントラストを得るためには、これまでの一般撮影よりも低いエネルギーがマンモグラフィでは必要となります。線量計の感度が変わりやすい低エネルギー領域のX線の線量計測では、一般撮影用X線とマンモグラフィ用X線の線質の違いが線量評価の精度に影響します。マンモグラフィ用X線の線質の特徴について、この論文を改訂しました。