

平成 29 年度学位申請論文

日本人女性の乳房における
マンモグラフィの撮影条件と被曝線量の評価

名古屋大学大学院医学系研究科
医療技術学専攻

(指導：小寺 吉衛 教授，島本佳寿広 教授)

西 出 裕 子

要旨

1. 諸言

現在わが国のマンモグラフィシステムは、ほとんどがデジタルシステムに移行している。デジタルシステムはこれまでのアナログシステムと異なり、検出器に入射する線量と濃度（輝度）の関係が一定ではないため、線量の決定基準が明確ではない。マンモグラフィの撮影条件は乳腺の描出に必要な線量で決定されるが、乳腺密度を目視では確認できないため、撮影条件の決定には自動露出制御機構（auto exposure control: AEC）が用いられる。AECでは、圧迫乳房厚（compressed breast thickness: CBT）と乳腺密度により撮影条件が設定され、設定の基準とされるファントムは、乳房の構成が乳腺 50%, 脂肪 50%, 厚さが 45mm の乳房と等価である。しかし、日本人女性の乳房は、アメリカやヨーロッパと比較して CBT が小さく、特に 40 歳代では乳腺含有率が高いことが報告されているが、それに適した撮影条件や平均乳腺線量（average glandular dose: AGD）の設定に関する報告はない。そこで、本研究では、臨床データを用いて CBT と撮影条件との関係を明らかにし、AGD を算出すること、および画質の評価により AGD 低減について検討することを目的とした。

2. 対象及び方法

1) 臨床で撮影された乳房 X 線画像（マンモグラム）の年齢、CBT、撮影条件（ターゲット/フィルタの組み合わせ、管電圧、管電流時間積（mAs 値））をレトロスペクティブに収集した。対象は、福井県立病院で 2012 年 4 月から 2013 年 3 月までの 1 年間に撮影された 7,566 乳房の内外斜位方向（medio-lateral oblique: MLO）撮影画像のうち、年齢が 40～64 歳の 5,569 画像（2,852 人）である。撮影装置は、直接変換方式の平面検出器（flat-panel detector: FPD）を搭載したデジタルマンモグラフィ装置 Lorad Selenia で、モリブデン（Molybdenum: Mo）/Mo, Mo/ロジウム（Rhodium: Rh）のターゲット/フィルタを備え、全てのマンモグラムは AEC を用いて撮影されていた。

2) 線質を変化させたときの AGD を推定するために、乳腺含有率の異なるファントムを用いて AEC 作動時の mAs 値を測定した。使用したファントムは、乳腺の割合が 0%～100% の CIRS 社製 BR12 ファントムで、厚さは 30mm である。

AGD を求めるために、線質を変化させて半価層、入射空気カーマを測定した。マンモグラフィ対応線量計を撮影台に配置し圧迫板を近づけて、各撮影条件における入射表面線量を測定した。得られた値を用いて mAs 値と入射空気カーマの変換式を作成した。

臨床画像のデータより、ターゲット/フィルタ Mo/Mo、管電圧 24kV で撮影された CBT29mm の mAs 値を用いて、Dance らが提唱した、 $D = K_{gsc}$ の計算式より AGD を算出した。なお、29mm の入射表面線量は距離の逆二乗則を用いて求めた。

3) 線質の変化による画質の変化を調べるために、乳房の構成が乳腺 50%, 脂肪 50% の乳房と等価である、厚さ 30mm の PMMA ファントムにおけるコントラストノイズ比（contrast to noise ratio: CNR）を測定した。また、画質と線量との関係を調べるため、figure of merit

(FOM: CNR^2/AGD) を計算で求めた。

3. 結果

2,852 人の平均年齢は 52 歳で、平均 CBT は $32.3\text{mm} \pm 12.5\text{mm}$ であり、全体の 43.5% が 29mm 以下であった。CBT が 10~29mm である乳房の 93.1% が、ターゲット/フィルタ Mo/Mo、管電圧 24kV で撮影され、30mm 以上では、CBT が 5mm 増すごとに撮影管電圧が 1kV ずつ高くなっていた。また、CBT が 5~54mm の 1mm ごとの平均 mAs 値と標準偏差を比較すると、同じ管電圧では CBT が大きくなるにつれ平均 mAs 値は大きくなり、CBT 28mm で最も大きい値を示した。また、同一 CBT の最大 mAs 値と最小 mAs 値の差は、最大で約 4 倍であった。

ファントム実験では、すべての乳腺含有率において管電圧の上昇に伴い mAs 値は減少した。mAs 値の減少率は乳腺含有率に関わらずほぼ一定で、Mo/Mo, 24kV と比較して Mo/Mo, 26kV では約 38%, 28kV では約 62%, Mo/Rh, 28kV で約 64% 減少した。

CBT29mm の AGD は、40~49 歳の年齢群で 2.55mGy, 50~64 歳の年齢群で 2.25mGy であり、ファントム実験で得られた減少率を用いて CBT29mm の AGD を推定した結果、管電圧を 24kV から 26 kV に変更することにより約 13%, 28 kV で約 29%, フィルタを Rh, 管電圧を 28 kV に変更することにより約 46% の AGD 低減が可能であることがわかった。

画質を評価する CNR は、Mo/Mo, Mo/Rh とともに管電圧が高くなるにつれて減少し、同じ管電圧では Mo/Mo の方が CNR は高かった。しかし、FOM はどの管電圧でも Rh フィルタを使用したほうが高く、Mo/Rh, 29kV で最も高い値を示した。

4. 考察

現在ガイドラインで使用されている基準ファントムは、厚さが 40mm (等価乳房厚 45mm) であり、AEC における撮影条件はこのファントムに合わせて設定されているが、臨床データから得られた平均 CBT はそれより小さかった。また、CBT29mm の AGD は、ヨーロッパのガイドラインに示された CBT32mm の受入値 1.5mGy よりも高い値であった。線質を決定するターゲット/フィルタの組み合わせと管電圧は、ほぼ CBT により決定されており、CBT が小さくなるにつれ管電圧が低くなっていた。しかし、CBT が小さくなるに従い乳腺密度が高くなる、という報告もあることから、CBT29mm の AGD が高くなったと考えられた。

線質を硬くすると被曝線量は低くなることから、ファントムを用いた減弱率より AGD を推定したところ、フィルタを Rh, 管電圧を 28kV にすることによりガイドラインを満足する値となった。また、FOM でも、現在の設定より硬い線質の有用性が認められたが、さらに別の指標でも検討する必要があると考えられた。

5. 結語

日本人女性の平均 CBT は、線量の設定に用いられている基準ファントムより小さく、32.3mm であった。また、CBT29mm の AGD は、ヨーロッパのガイドラインよりも高い値であったため、線質を変化させることによる画質と AGD を測定した結果、画質を低下させることなく AGD の低減が可能であった。

目次

第 1 章	序論	-----	3
1.1	本研究の背景		
1.1.1	マンモグラフィ検診の導入		
1.1.2	デジタルマンモグラフィシステムへの移行		
1.1.3	マンモグラフィにおける撮影条件の決定と被曝線量		
1.2	本研究の目的		
第 2 章	臨床画像における撮影条件の解析	-----	5
2.1	目的		
2.2	方法		
2.2.1	対象		
2.2.2	臨床における撮影条件の決定		
2.2.3	臨床データの解析		
2.3	結果		
2.4	考察		
2.5	本章のまとめ		
第 3 章	平均乳腺線量の低減に関する検討	-----	10
3.1	目的		
3.2	方法		
3.2.1	乳房等価ファントムを用いた線質の違いにおける mAs 値の測定		
3.2.2	AGD の算出		
3.2.2.1	半価層および入射空気カーマの測定		
3.2.2.2	算出方法		
3.2.2.3	臨床画像の AGD の算出		
3.2.3	異なる線質における AGD の推定		
3.3	結果		
3.3.1	線質の違いにおける mAs 値		
3.3.2	臨床画像の AGD		
3.3.3	異なる線質における推定 AGD		
3.4	考察		
3.5	本章のまとめ		

第 4 章 平均乳腺線量と画質の測定 -----	15
4.1 目的	
4.2 方法	
4.2.1 CNR の測定	
4.2.2 FOM を用いた撮影条件の検討	
4.3 結果	
4.4 考察	
4.5 本章のまとめ	
第 5 章 結論 -----	19
参考文献	20
謝辞	22
略語・略号一覧	23

第 1 章 序論

1.1 本研究の背景

1.1.1 マンモグラフィ検診の導入

乳癌は、日本人女性が最も多く罹患する癌であり、罹患者数、死亡者数ともに年々増加している[1]。死亡率の減少を目的に、わが国では 1987 年に視触診による乳がん検診が開始されたが、1998 年の厚生省研究班によるがん検診の有効性評価において、視触診による乳がん検診の有効性を示す根拠が必ずしも十分でないことが報告された[2]。

そのため、2000 年よりわが国の乳がん検診にマンモグラフィが取り入れられ、50 歳以上の女性に対して視触診との併用検診が開始された。その 4 年後には、検診年齢が 40 歳に引き下げられ、マンモグラフィを主とした検診が行われてきた。しかし、2016 年にがん予防重点健康教育及びがん検診実施のための指針が一部改正され、現在では問診とマンモグラフィによる乳がん検診が行われている。

検診マンモグラフィの撮影方法は、40 歳代では 2 方向撮影、50 歳代では 1 方向撮影でも良い、とされている。2 方向撮影は、標準撮影法である内外斜位方向 (medio-lateral oblique: MLO) 撮影と頭尾方向 (cranio-caudal: CC) 撮影、1 方向撮影は MLO 撮影である。

1.1.2 デジタルマンモグラフィシステムへの移行

マンモグラフィは、スクリーン/フィルムを用いたアナログシステムが長い間用いられてきたが、そのほとんどがデジタルシステムに移行している。NPO 法人日本乳がん検診精度管理中央機構に設置されている施設画像評価委員会の報告によると、2014 年度から 2016 年度の 3 年間に施設画像評価に申請されたマンモグラフィシステム 1,730 台のうち、アナログシステムはわずか 3.3%であった[3]。また、デジタルシステムでは、以前は Computed Radiography (CR) システムが主流であったが、ここ数年、平面検出器 (Flat Panel Detector: FPD) を搭載したマンモグラフィ装置を用いたシステムの占める割合が高くなってきている。

アナログシステムでは、使用するフィルム/スクリーンによって感度やコントラストが決定されるため、被写体に応じて線質や入射線量が決定される。一方、デジタルシステムでは、検出器に入射された被写体の情報を画像処理することができるため、線質や入射線量にあまり依存することなく、適切なコントラストや濃度 (輝度) で画像を出力することが可能である。したがって、できるだけ少ない線量で高い画質を得る必要がある。

1.1.3 マンモグラフィにおける撮影条件の決定と被曝線量

乳房は、主に乳腺組織と脂肪組織、結合組織で構成される。乳癌のほとんどが乳腺に発生するが、乳腺と乳癌の線減弱係数の差は 20keV で 0.05cm^{-1} と非常に小さいことから、その差をできるだけ大きい出力 (濃度あるいは輝度) の差とする必要がある。また早期の乳

癌を発見するには、微小石灰化や腫瘍の辺縁の情報などの検出が必要であり、そのため、発生装置や受像系には高コントラスト、高解像度のマンモグラフィ専用システムが用いられている。

マンモグラフィの撮影条件は、乳腺に必要な線量で決定される必要があるが、乳腺がどの程度乳房内に存在するかを目視では確認できないため、撮影条件の決定には自動露出制御機構 (Auto Exposure Control: AEC) が用いられる。AEC では、圧迫乳房厚 (compressed breast thickness: CBT) と乳腺密度により撮影条件が設定されるが、現在平均的な乳房として画質や被曝線量の評価に用いられているのは、厚さが 40mm の polymethyl methacrylate (PMMA) ファントム (乳房の構成が乳腺 50%, 脂肪 50%で乳房厚 45mm と等価) である。松本らは、日本人の CBT は平均で 37.7mm であったと報告している[4] が、これはアメリカやヨーロッパで報告されている CBT が約 50mm である[5]のと比較して小さいことがわかる。

CBT が小さい場合、通常 AEC では低い管電圧が選択されるが、CBT が小さくなると乳腺密度が高くなることが報告されている[6, 7]。FPD を用いたデジタルマンモグラフィ装置の場合、乳腺密度の高い領域に対してあらかじめ設定された入力 (画素値) が得られるように AEC が作動する。低い管電圧が設定された場合、乳腺による X 線の吸収が大きくなるため、より多くの照射線量が必要となり被曝線量の増加につながる。しかし、日本人女性の乳房における CBT や乳腺密度に関する報告は少なく、また、それぞれの乳房に適した撮影条件に関する報告もない。

1.2 本研究の目的

本研究の目的は、臨床で撮影された日本人女性の乳房 X 線画像 (マンモグラム) について、CBT や AEC を用いた撮影条件 (ターゲット/フィルタの組み合わせ、管電圧、管電流時間積 (mAs 値)) を調べることにより、平均乳腺線量 (average glandular dose: AGD) を推定するとともに、線質を変更することによる AGD 低減の可能性について検討することである。

第2章 臨床画像における撮影条件の解析

2.1 目的

日本人女性におけるマンモグラムの臨床データを解析し、CBT および各 CBT における AEC を用いた撮影条件（ターゲット/フィルタの組み合わせ、管電圧、管電流時間積（mAs 値））を求める。

2.2 方法

福井県立病院で撮影されたマンモグラムについて、被検者の年齢、CBT、撮影条件をレトロスペクティブに収集した。また、得られたデータより、CBT および撮影条件について解析した。

2.2.1 対象

対象は、2012 年 4 月から 2013 年 3 月までの 1 年間に撮影された、3,922 人 7,566 乳房の MLO 画像のうち、年齢が 40～64 歳の 5,569 画像（2,852 人）である。臨床データは、撮影終了後に放射線情報システム（radiology information system: RIS）に送信された画像の付帯情報より取得した。撮影装置は、デジタルマンモグラフィ装置 Lorad Selenia（Hologic Inc., Danbury, CT）である。この装置の検出器は、アモルファスセレン（amorphous selenium: aSe）を用いた直接変換方式の FPD で、検出器のピクセルピッチは 75 μ m である。X 線管は、モリブデン（Molybdenum: Mo）ターゲットおよび、Mo フィルタとロジウム（Rhodium: Rh）フィルタを備えており、Mo/Mo または Mo/Rh の組み合わせで撮影される。

臨床データの使用については、名古屋大学大学院の倫理委員会の承認を受けている（倫理委員会承認番号：15-312）。

2.2.2 臨床における撮影条件の決定

使用した臨床データの撮影条件は、AEC を用いて決定された。AEC の撮影モードはオートフィルタモードで、ターゲット/フィルタの組み合わせ、管電圧、mAs 値はすべて自動で設定された。オートフィルタモードにおけるターゲット/フィルタの組み合わせと管電圧は、主に CBT を基本とする look up table により決定される。まず、プレ曝射で最も乳腺密度の高い領域を検出し、その領域に 1cm×1cm の関心領域（region of interest: ROI）が設定される（Fig.1）。また、乳腺密度の平均的な領域にもう一つの ROI が設定され、この ROI 内の画素値があらかじめ設定された値になるように mAs 値が決定される。

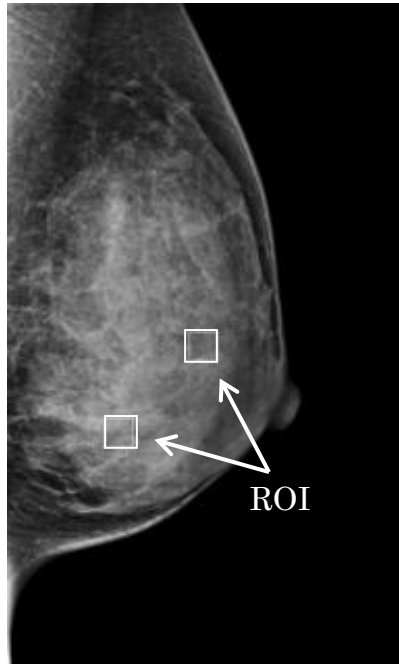


Fig.1 ROIs for determining exposure conditions

2.2.3 臨床データの解析

収集したデータより，平均年齢，平均 CBT を求めた．撮影条件については，各 CBT におけるターゲット/フィルタの組み合わせおよび管電圧と，同じ線質における平均 mAs 値と標準偏差を求めた．

2.3 結果

今回対象とした 40～64 歳，2,852 人の平均年齢は， 52.0 ± 12.5 歳であった．また，平均 CBT は 32.3 ± 12.5 mm で，全体の 43.5% が 29mm 以下であった (Fig. 2)．

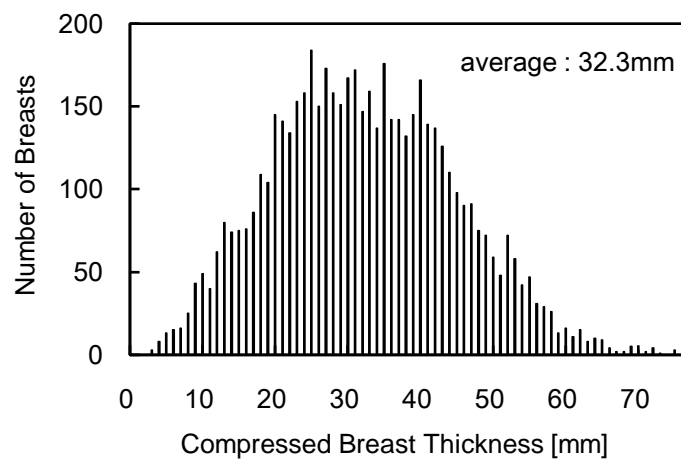


Fig. 2 Compressed breast thicknesses (CBTs) of 5,569 breasts

5,569 画像のほとんどが、Mo/Mo の組み合わせで撮影されており、Mo/Rh の組み合わせで撮影されていたのは、わずか 9 例であった。Fig.3 に、Mo/Mo で撮影された 5,560 乳房の、各撮影管電圧における乳房数を CBT1mm ごとに示した。CBT が同じ場合、ほとんどの乳房が同じ管電圧で撮影され、CBT が 10~29mm であった乳房の 93.1%が、ターゲット/フィルタの組み合わせが Mo/Mo、管電圧 24kV で撮影されていた。また、CBT30mm 以上では、CBT が 5mm 増加するごとに撮影管電圧は 1kV ずつ高くなっていた。

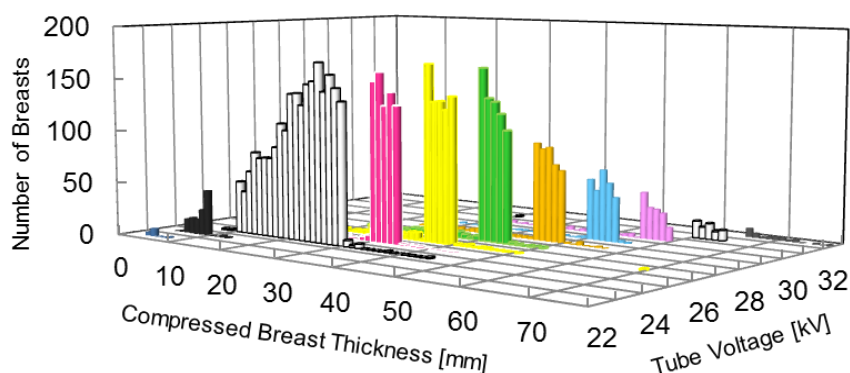


Fig. 3 Number of breasts for each CBT at each tube voltage with molybdenum/molybdenum (Mo/Mo) target/filter combination

各撮影管電圧における CBT1mm ごとの mAs 値を Fig. 4 に示した。同じ管電圧では、CBT が大きくなるにしたがい、mAs 値のバラつきが大きくなっていた。しかし、バラつきは、管電圧が高くなるにつれ小さくなった。また、29mm の平均 mAs 値は 142.0mAs で、最大と最小の mAs 値の差は最大で約 4 倍であった。

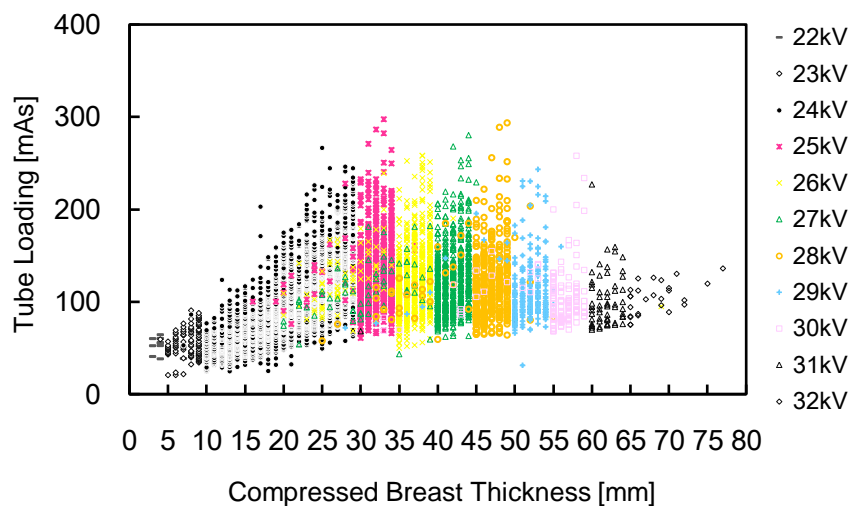


Fig. 4 mAs values at each tube voltage in each CBT

そこで、CBT が 5mm から 54mm までの 1mm ごとに、それぞれの CBT で最も頻度の高い管電圧における平均 mAs 値と標準偏差を比較した (Fig. 5)。管電圧が同じ場合、どの管電圧においても CBT が大きくなるにつれ平均 mAs 値は大きくなり、28mm の平均 mAs 値が最も大きく 143.2 mAs であった。

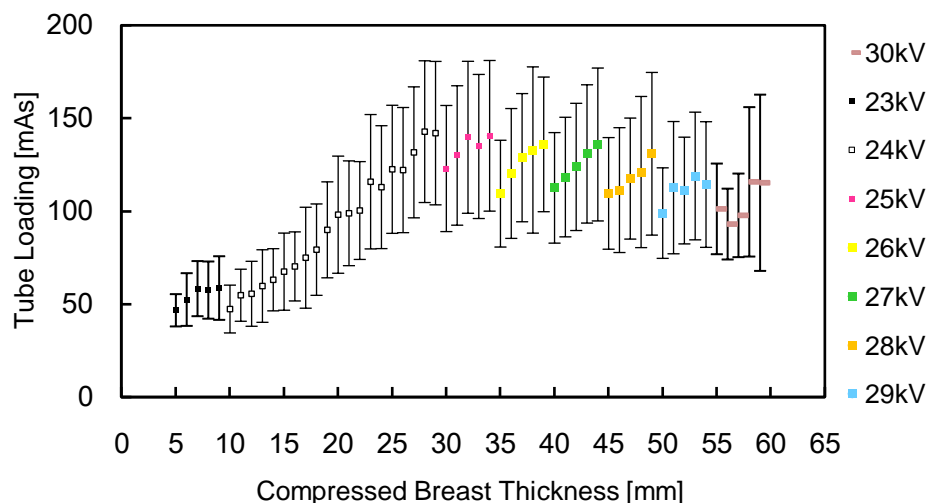


Fig. 5 The average \pm standard deviation of the mAs values using AEC at each tube voltage in each CBT

2.4 考察

今回使用した臨床データの平均 CBT は 32.3mm で、松本ら[4]が報告した 37.7mm より小さい値であった。また、ターゲット/フィルタの組み合わせと管電圧は、ほぼ CBT により決定されており、乳腺部に必要な線量は mAs 値で調整されていた。また、Rh フィルタはほとんど使用されず、CBT が大きい場合には管電圧を上げることで対応していた。しかし、同じ CBT であっても乳腺密度は異なることから、乳房によっては 250mAs を超える場合もあった。

現在ガイドラインで使用されている基準ファントムは、厚さが 40mm (乳腺 50%, 脂肪 50%で厚さ 45mm の乳房と等価) であり、AEC もこのファントムに合わせて撮影条件が設定されている。したがって、基準ファントムにおける線質が適正であっても、他の CBT における線質が適正であるかの検証はされていない。今回解析した臨床データの平均 CBT は基準ファントムより小さく、また、CBT が小さくなるにしたがい管電圧は低くなっており、mAs 値は 28mm で最も大きい値を示した。CBT が小さくなるにしたがい乳腺密度が高くなる、という報告[6, 7]もあることから、線質を見直す必要があると考えられた。

2.5 本章のまとめ

1 年間に撮影された、年齢が 40-64 歳の 2,852 人、5,569 乳房の、MLO で撮影されたマ

ンモグラムのデータを解析した．平均 CBT は 32.3mm であり，マンモグラムの 43.5%は CBT が 29mm 以下であった．また，CBT 10-29mm のマンモグラムの 93.1%が，ターゲット/フィルタの組み合わせが Mo/Mo，管電圧 24kV で撮影されていた．

しかし，この研究は単一の施設からの臨床データセットと，単一のデジタルマンモグラフィシステムの使用であり，他の地域やシステムについても同様のことが言えるかどうかは検討する必要がある．

第3章 平均乳腺線量の低減に関する検討

3.1 目的

マンモグラムの臨床データより，日本人女性のマンモグラフィにおける AGD を求める．また，撮影条件（線質）を変更することにより，AGD 低減に関して検討する．

3.2 方法

3.2.1 乳房等価ファントムを用いた線質の違いにおける mAs 値の測定

線質を変化させたときの AGD を推定するために，ターゲット/フィルタの組み合わせと管電圧を変化させ，ファントムを用いて AEC 作動時の mAs 値を測定した．さまざまな乳腺含有率の乳房に対応するため，ファントムは，乳腺の割合が 0%，30%，50%，70%，100% の BR12 ファントム（CIRS Inc. Norfolk, VA）を使用した．またファントム厚は，第2章で述べた臨床データの解析結果より，30mm とした．

ターゲット/フィルタの組み合わせが Mo/Mo および Mo/Rh それぞれにおいて，管電圧を 24～32kV まで 2kV ずつ変化させ，AEC を作動させて mAs 値を測定した．AEC の位置は，撮影台の左右中央で，胸壁端から 60mm の位置とした．

3.2.2 AGD の算出

3.2.2.1 半価層および入射空気カーマの測定

AGD を推定するために，撮影に使用された線質の半価層および各線質における入射空気カーマを測定した．線量測定は，the European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis に示されている方法で行った[8]．線量計は，ガイドラインに使用されている半導体検出器（Unfors Xi（RaySafe AB, Billdal, Sweden））を使用した．測定されたデータは電離箱線量計（Model 9015, 10×5-6M ion chamber（Radcal corp., Monrovia, CA））とのトレーサビリティを確保した．検出器を乳房撮影台の左右中央で胸壁端から 60mm の位置に配置し，圧迫板を線量計に近づけて，臨床と同じ圧迫板透過後の線量を測定した．

撮影条件は，ターゲット/フィルタが Mo/Mo の場合は撮影管電圧を 24kV から 30kV，Mo/Rh では 27kV から 30kV とし，各ターゲット/フィルタの組み合わせにおいて，管電圧ごとに mAs 値を変化させて入射空気カーマを測定した．

3.2.2.2 AGD の算出方法

AGD は，European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services（EUREF）のガイドラインに示されている，Dance らが提唱した以下の計算式より算出した[7, 10, 11]．

$$D = Kgcs \quad (1)$$

ここで、 D は AGD, K は線量計で測定された入射空気カーマ (単位: mGy), g は乳腺量 50%に相当する係数 (単位: mGy/mGy) で、照射した撮影条件における半価層と CBT から求められる値, c は乳腺量 50%から異なる乳腺量を補正する係数, s はターゲットとフィルタの組合せに関する係数である。

3.2.2.3 臨床画像の AGD の算出

第 2 章で用いた臨床データにおいて、CBT が 29mm でターゲット/フィルタの組み合わせが Mo/Mo, 管電圧 24kV で撮影されたマンモグラムの AGD を、算出式より求めた。

まず、撮影台の上に配置して測定した入射空気カーマの値を用いて、29mm における入射空気カーマを距離の逆二乗則より求めた。得られた値を用いて mAs 値と入射空気カーマの近似曲線を作成し、近似式を得た。次に、各画像における入射空気カーマを、得られた近似式に撮影時の mAs 値を入力することにより算出した。係数 g は、ガイドラインに示されている CBT と半価層の換算表を用い、CBT30mm で管電圧 24kV の半価層に該当する値とした。また、係数 c は、40～49 歳は乳腺含有率 82%, 50～64 歳は乳腺含有率 72%を想定した値を用いた[7]。

得られた AGD は、40～49 歳の年齢群と 50～64 歳の年齢群で異なる乳腺密度を想定していることから、2つのグループに分けて AGD を評価した。

3.2.3 異なる線質における AGD の推定

線質 (ターゲット/フィルタの組み合わせおよび管電圧) を変化させることによる線量低減の可能性を求めるために、BR12 ファントム 30mm を用いて測定した線量低減率より AGD を求めた。AGD は、Mo/Mo の組み合わせで管電圧 26 kV と 28 kV, Mo/Rh の組み合わせで管電圧 28kV の各線質において必要な mAs 値を計算で求め、AGD の算出式より計算で求めた。

3.3 結果

3.3.1 線質の違いにおける mAs 値

ファントム厚 30mm において、ターゲット/フィルタ別に管電圧を変化させたときの mAs 値を Fig.6 に示す。すべての乳腺含有率において、管電圧の上昇に伴い mAs 値は減少した。また、mAs 値の減少率は乳腺含有率に関わらずほぼ一定で、Mo/Mo, 24kV と比較して Mo/Mo, 26kV では約 38%, 28kV では約 62%減少した。また、Mo/Rh では、管電圧 28kV で mAs 値が約 64%減少した。

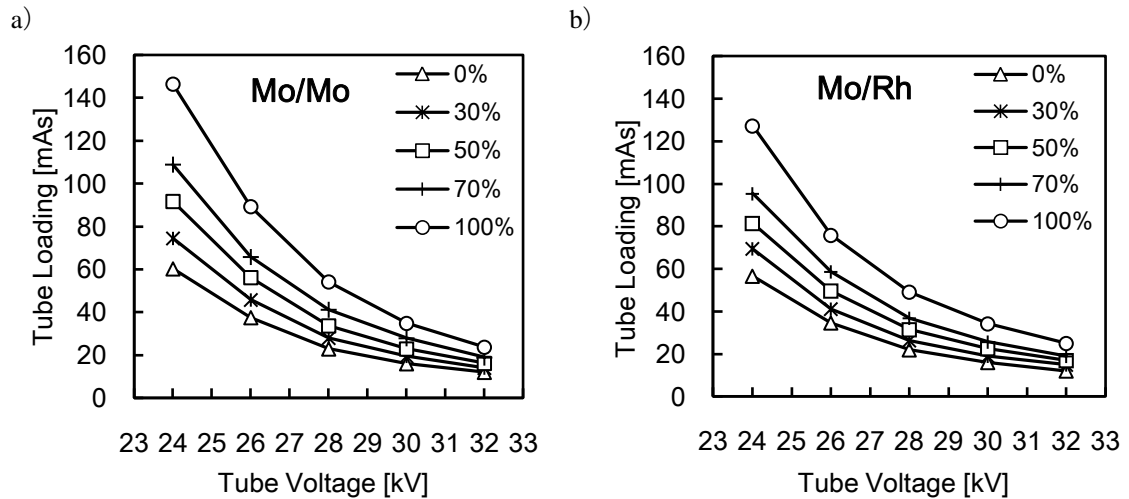


Fig. 6 Relation between the tube voltage and the tube loading for phantoms of 30-mm thickness and glandularities of 0%, 30%, 50%, 70% and 100%. The mAs values have decreased with increased tube voltage. a) Mo/Mo b) Mo/Rh

3.3.2 臨床画像の AGD

臨床データにおいて、CBT が 29mm であった乳房の平均 AGD は、40～49 歳の年齢群で 2.55mGy であり、その範囲は 1.51～3.73mGy であった。また、50～64 歳の年齢群では、平均 AGD は 2.25mGy、範囲は 1.05～4.10mGy であった。

3.3.3 異なる線質における推定 AGD

ターゲット/フィルタの組み合わせが Mo/Mo、管電圧が 24kV で撮影された CBT29mm の乳房において、線質を変化させたときの AGD を推定した。mAs 値は、ファントム実験で得られた線質を変化させたときの減少率を用いて算出した。その結果、40～49 歳の年齢群、50～64 歳の年齢群ともに、管電圧を 24kV から 26 kV に変更することにより約 13%、28 kV に変更することにより約 29%、AGD を低減できることがわかった。また、フィルタを Rh に変更し、管電圧を 28 kV で撮影することにより、約 46%の AGD 低減が可能であることがわかった (Table 1)。

Table 1 Estimated average and standard deviation of AGD with a CBT of 29 mm

Age groups [years]	AGD (mean \pm SD) [mGy]			
	Mo/Mo	Mo/Mo		Mo/Rh
	24 kV	26 kV	28 kV	28 kV
40-49 (n=44)	2.55 \pm 0.55	2.23 \pm 0.48	1.82 \pm 0.40	1.38 \pm 0.30
50-64 (n=90)	2.25 \pm 0.65	1.97 \pm 0.57	1.61 \pm 0.46	1.22 \pm 0.35

AGDs of 26 kV, 28 kV with Mo/Mo and 28 kV with Mo/Rh target/filter combination were estimated using the calculated mAs values by reduction rate obtained from phantom data.

3.4 考察

日本では、各 CBT における AGD の規定がないため、臨床画像のデータから得られた CBT29mm の平均 AGD をヨーロッパのガイドラインである EUREF の値と比較した。その結果、今回得られた臨床データの平均 AGD は、PMMA ファントム厚 30mm（等価乳房厚 32mm）の乳房に対する AGD の受入値 1.5mGy と比較し、高い値であった。特に 40～49 歳の年齢群では、CBT が 29mm であった全乳房の AGD が受入値を超えていた。

日本における乳がん検診のマンモグラフィ品質管理ガイドラインでは、厚さ 40mm の PMMA ファントムを基準ファントムとして使用しており、その時の AGD は 3mGy 以下であること、推奨値は 2mGy 以下とされている[1]。今回、解析した臨床データの撮影に使用されたマンモグラフィ装置の AEC は、PMMA ファントム厚 40mm の AGD が 1.51mGy に設定されており、ガイドラインを十分に満たしていた。また、この装置は、CBT が減少するにつれて管電圧が低下するように設定されていたが、CBT の減少とともに乳腺密度が高くなることが報告されている[6, 7]。この研究で得られた平均 CBT は、基準ファントムの厚さよりも薄かったため、平均 CBT における乳腺密度は基準ファントムより高い可能性があると考えられた。

線質が硬くなると被写体の透過が大きくなり、同じ被写体であれば撮影時間は短くなる。線質はターゲット/フィルタの組み合わせと管電圧で決定されるため、ファントム実験で得られた線質硬化による mAs 値の減少率を用いて、CBT29mm における AGD 低減の可能性について検討した。その結果、ターゲット/フィルタを Mo/Rh、管電圧を 28kV にすることにより、ガイドラインを満足する値となった。

3.5 本章のまとめ

CBT29mm の平均 AGD は、40～49 歳の年齢群で 2.55mGy、50～64 歳の年齢群で 2.25mGy であった。この値は、ヨーロッパのガイドラインで示された AGD1.5mGy より高

い値であったため、線質硬化による AGD 低減の可能性について検討した。ファントム実験で得られた同じ管電圧における mAs 値の低減率より AGD を計算で求めた結果、ターゲット/フィルタの組み合わせが Mo/Mo, 管電圧が 24kV で撮影した場合と比較し、ターゲット/フィルタ Mo/Rh, 管電圧 28kV に変更することにより、ガイドラインを満たす値となった。乳房における X 線の減衰は、乳房の厚さと乳腺密度に依存するため、乳房に適した線質の決定が必要である。

第4章 線質の変化に伴う画質と線量の検討

4.1 目的

線質を変化させることによる画質の変化を測定するために、PMMA ファントムの厚さ 30mm におけるコントラスト対ノイズ比 (contrast to noise ratio: CNR) を測定した。また、画質と線量を考慮した撮影条件を求めるため、Figure of merit (FOM) を求めた。

4.2 方法

4.2.1 CNR の測定

管電圧を変化させることによる画質の変化を調べるために、CNR を測定した[8, 9]。厚さ 30mm の PMMA ファントム上に 0.2mm 厚のアルミニウム (Al) 板を、EUREF のガイドラインにしたがって Fig.7 のように配置し、画像を取得した。撮影条件は、ターゲット/フィルタの組み合わせが Mo/Mo では管電圧を 24~30kV, Mo/Rh では 27~30kV とした。mAs 値は、あらかじめ PMMA ファントムを、AEC を作動させて撮影し、得られた mAs 値に最も近い値をマニュアルで設定した。同じ撮影条件で 5 枚撮影し、解析ソフトである Image J を用いて画素値を測定し、Al 板がある箇所とない箇所のコントラストと標準偏差から CNR を求めた (式 2)。

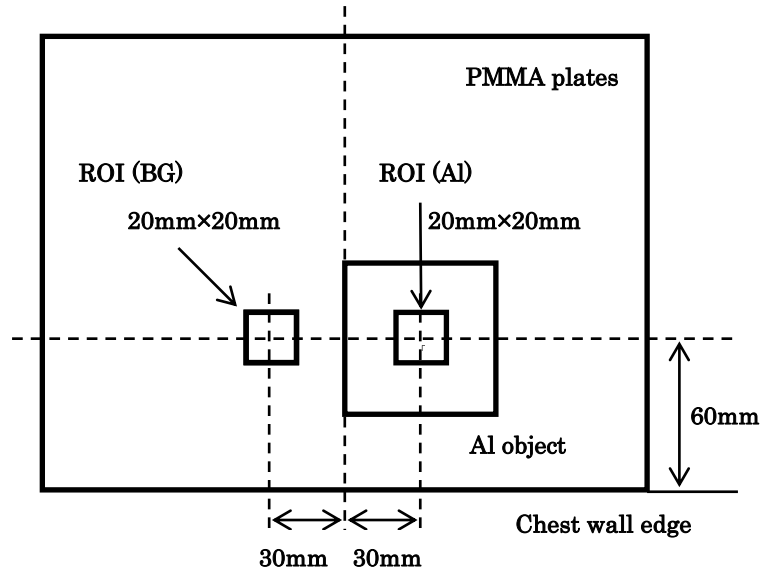


Fig.7 Geometrical setup of a 30-mm thickness of PMMA with a 0.2 mm thick aluminum object on top for the CNR measurement.

Measurements of the mean pixel value and standard deviation in a ROI (400 mm²) with (ROI (Al)) and without (ROI (BG)) aluminium object.

$$\text{CNR} = \frac{m_{\text{BG}} - m_{\text{Al}}}{\sqrt{\frac{\sigma_{\text{BG}}^2 - \sigma_{\text{Al}}^2}{2}}} \quad (2)$$

ここで、 m_{BG} 、 σ_{BG}^2 は ROI BG 内の平均画素値と標準偏差、 m_{Al} 、 σ_{Al}^2 は ROI Al 内の平均画素値と標準偏差である。

4.2.2 FOM を用いた撮影条件の検討

画質と線量との関係を調べるため、得られた CNR と AGD より FOM を計算で求めた。また、算出に用いた AGD は、CNR の取得に使用した撮影条件より計算で求めた値とした。FOM は次式で求めた。

$$\text{FOM} = \frac{\text{CNR}^2}{\text{AGD}} \quad (3)$$

ここで、CNR はコントラスト対ノイズ比、AGD は平均乳腺線量である。

4.3 結果

各管電圧の CNR を、ターゲット/フィルタの組み合わせ別に示す (Fig.8) . Mo/Mo, Mo/Rh とともに、管電圧が高くなるにつれて CNR は減少した。また、同じ管電圧で比較すると、CNR は Mo/Mo の組み合わせの方が高い値を示した。

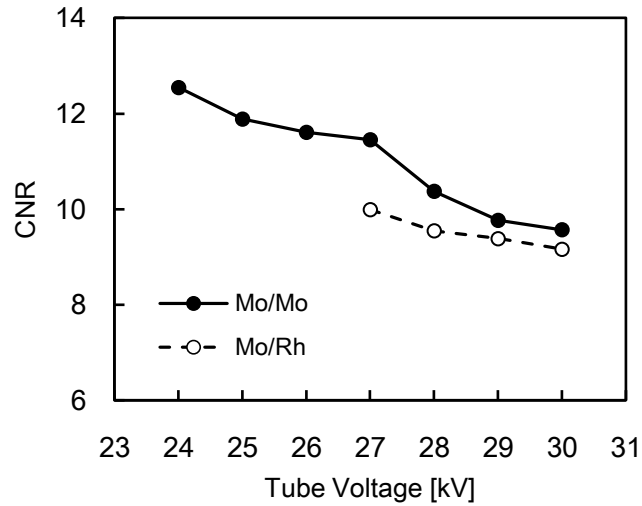


Fig. 8 CNR for each tube voltage in each target/filter

CNR と AGD を用いて算出した FOM を Fig.9 に示した。Mo/Mo では、管電圧 27kV が最も高く、それより管電圧が高くなるにしたがって FOM は低下した。Mo/Rh では、管電圧 29kV の FOM が最も高く、また、同じ管電圧で比較すると、どの管電圧においても Mo/Rh の方が高い FOM 値を示した。すべての FOM において、最も高い値を示した撮影条件は、ターゲット/フィルタの組み合わせが Mo/Rh、管電圧が 29kV であった。

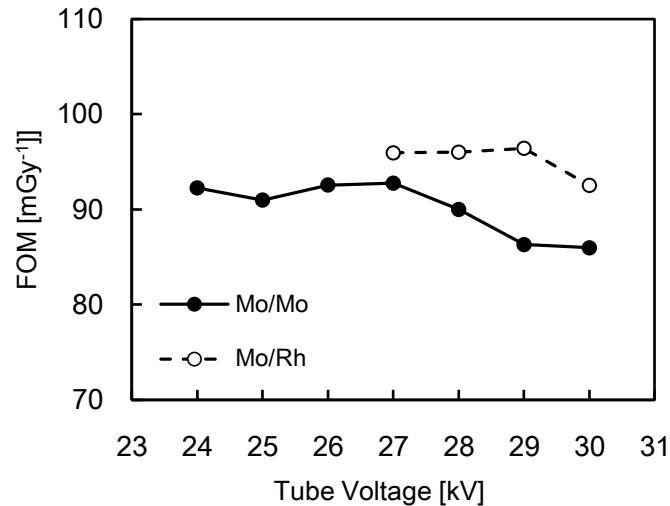


Fig. 9 FOM for each tube voltage in each target/filter

4.4 考察

線質硬化によって AGD は減少するが、線質硬化に伴う画質の変化を考慮する必要がある。今回の実験では、画質の指標に CNR を用いて、線量に対する画質を線質ごとに評価した。これまでの研究では、aSe 検出器を用いたデジタルマンモグラフィ装置において、X 線スペクトルの最適化が画質と線量に影響することが報告されている[12, 13]。Williams らの研究[12]では、今回使用した装置と同じ機種（Lorad Selenia）において、ターゲット/フィルタの組み合わせが Mo/Rh で管電圧が 27kV のパラメータ設定が、ほぼすべての乳房タイプについて最大の FOM 値となることを報告した。Bernhardt らは、3 つのターゲット/フィルタの組み合わせを使用して異なる乳房厚および組成での微小石灰化および腫瘍の検出のためのパラメータの最適化を検討した。彼らは、aSe 検出器を用いたデジタルマンモグラフィシステムでは、タングステン（tungsten: W）/Rh の組み合わせが最適な選択肢であることを報告した[13]。同様の結果を Baldelli らも報告している[14]。

今回の実験でも、ターゲット/フィルタの組み合わせが Mo/Rh の方が Mo/Mo より高い FOM を示したが、今回使用した装置のターゲットは Mo のみであるため、W ターゲットとの比較はできなかった。また、今回評価に用いた物理特性は CNR のみであるが、Yamada ら[15]は、CR システムを用いて乳房等価ファントムにおけるノイズパワースペクトル（noise power spectrum: NPS）とノイズ等価量子数（noise-equivalent number of quanta: NEQ）の観点から、最適なターゲット/フィルタの組み合わせと管電圧について報告している。今後、物理特性の指標として、NPS や NEQ も評価する必要があると考えられた。

また遠藤ら[16]は、aSe による直接変換方式の FPD を搭載したマンモグラフィ装置を用いて、Mo/Mo、Mo/Rh および W/Rh のターゲット/フィルタの組み合わせによる、PMMA ファントムの CNR および 50 個の乳房摘出標本の視覚評価について報告した。結果は、W/Rh

の組み合わせが最も高い CNR を示したが、乳房摘出標本内の微小石灰化や腫瘍の視覚評価では、 $CBT \leq 35$ mm の場合は Mo/Mo、 CBT が 35～55mm では Mo/Rh が優れており、 $CBT \geq 55$ mm では W/Rh が優れていたと報告した。今回の実験で得られたファントム厚 30mm における FOM では、Mo/Rh が最も良い結果を示したが、臨床画像を用いた最適な線質についての検討は今後の課題であると考えられた。

4.5 本章のまとめ

画質の指標として CNR を用い、CNR と AGD より得られた FOM より、ファントム厚 30mm における最適な線質について検討した。その結果、同じ管電圧では、Mo/Mo の方が Mo/Rh と比較し CNR は高い値を示した。FOM は逆に、同じ管電圧では Mo/Rh の方が高く、ファントム厚 30mm では Mo/Rh、29kV が最も高い値を示した。このことにより、線質硬化による AGD 低減と画質の向上における有用性が認められた。今後は、NPS や NEQ などの物理指標も評価する必要があると考えられた。

第5章 結論

マンモグラフィの臨床データを用いて、CBTおよび各 CBT における AEC を用いた撮影条件（ターゲット/フィルタの組み合わせ、管電圧、mAs 値）を調査した結果、CBT の平均は $32.3 \pm 12.5 \text{ mm}$ で、欧米と比較し薄いことがわかった。また、全体の 43.5% を占める CBT 29mm 以下では、ターゲット/フィルタの組み合わせが Mo/Mo、管電圧が 24kV で撮影されていた。

AGD を算出した結果、CBT29mm の平均 AGD は、40～49 歳の年齢群で 2.55mGy、50～64 歳の年齢群では 2.25mGy で、ヨーロッパのガイドラインで示された、CBT32mm の受入値である 1.5mGy を超えており、被曝線量の低減が必要であると考えられた。

そこで、ファントム実験により得られた、線質硬化による mAs 値の減弱率より AGD を算出した結果、管電圧を 28kV にすることにより約 29%、さらにフィルタを Rh に変更することにより約 24% の低減が可能であった。また、画質の評価においても、FOM は、ターゲット/フィルタ Mo/Rh、管電圧 29kV が最も高い値を示し、線質硬化による AGD 低減の有用性が確認できた。

これらの結果より、日本人女性の乳房の平均 CBT は欧米と比較して薄く、また、基準ファントムの厚さよりも薄いことがわかった。そのため、管電圧が低く設定されていたが、CBT が薄い場合でも被曝線量を考慮した線質の決定が必要であり、より硬い線質の選択が画質と被ばくにおいて有用であると考えられた。また本研究では、CBT29mm の乳房における AGD のみを対象としたが、他の薄い乳房であっても、フィルタを変更するか管電圧を上げることによって AGD の低減が可能であると考えられた。

参考文献

1. 精度管理マニュアル作成に関する委員会 監修, 大内憲明. 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6版. 東京: 日本医事新報社, 2016.
2. がん検診の有効性評価に関する研究班報告書. 東京: 日本公衆衛生協会, 1998.
3. NPO法人日本乳がん検診精度管理中央機構 編, 特定非営利活動法人日本乳がん検診精度管理中央機構報告書 (第13版). NPO法人日本乳がん検診精度管理中央機構, 2017.
4. 松本雅紀, 西澤かな枝, 秋山芳久, 他. マンモグラフィによる被曝線量評価のための平均乳房厚の検討. 日乳癌検学誌 2000; 9(1): 95-102.
5. Jamal N, Ng KH, McLean D. A study of mean glandular dose during diagnostic mammography in Malaysia and some of the factors affecting it. Br J Radiol 2003; 76: 238-245.
6. Klein R, Aichinger H, Dierker J, et al. Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients. Phys Med Biol 1997; 42: 651-671.
7. Dance DR, Skinner CL, Young KC, et al. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. Phys Med Biol 2000; 45: 3225-3240.
8. S1 digital mammography update. In; European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition. Supplements European Commission, Office for official publications of the European Communities, Luxembourg 2013.
9. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition. Office for official publications of the European Communities, Luxembourg 2006.
10. Dance DR. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Phys Med Biol 1990; 35: 1211-1219.
11. Biegała M, Jakubowska T, Markowska K. Effect of anode/filter combination on average glandular dose in mammography. J Med Phys 2015; 40: 45-51.
12. Williams MB, Raghunathan P, More MJ, et al. Optimization of exposure parameters in full field digital mammography. Med Phys 2008; 35(6): 2414-2423.
13. Bernhardt P, Mertelmeier T, Hoheisel M. X-ray spectrum optimization of full-digital mammography; simulation and phantom study. Med Phys 2006; 33(11): 4337-4349.
14. Baldelli P, Phelan N, Egan G. Investigation of the effect of anode/filter materials on the dose and image quality of a digital mammography system based on an

- amorphous selenium flat panel detector. Br.J.Radiol 2010; 83: 290-295.
15. Yamada M, Kato Y, Fujita N, Kodera Y. Optimization of the exposure parameters with signal-to-noise ratios considering human visual characteristics in digital mammography. Proc. SPIE 2010; Vol.7622: 762244-1-10.
 16. 遠藤登喜子, 白岩美咲, 大岩幹直, 他. 新規開発直接変換型デジタルマンモグラフィ装置の最適な撮影条件の検討. 日放技学誌 2011; 67(9): 1151-1163.

謝辞

本研究の遂行ならびに本論文の作成にあたり，ご指導，ご鞭撻を賜りました，名古屋大学教授 小寺吉衛先生に，心から御礼申し上げます．

また本研究を執筆するに当たりご高閲を賜りました，名古屋大学大学院医学系研究科医療技術学専攻 教授 島本佳寿広先生に，感謝申し上げます．

本研究の遂行にあたり，様々な助言ならびにご協力を賜りました，福井県立病院 外科医長 大田浩司先生，福井県立病院 放射線室 村田香織先生に厚く御礼申し上げます．

略語・略号一覧

AEC	: auto exposure control
AGD	: average glandular dose
Al	: aluminium
aSe	: amorphous selenium
CBT	: compressed breast thickness
CNR	: contrast to noise ratio
CR	: Computed Radiography
EUREF	: European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services
FOM	: figure of merit
FPD	: flat-panel detector
mAs	: milli ampere second
MLO	: medio-lateral oblique
NEQ	: noise equivalent quanta
NPS	: noise power spectrum
PMMA	: polymethyl methacrylate
ROI	: region of interest