

群馬県立県民健康科学大学大学院
診療放射線学研究科診療放射線学専攻
放射線画像検査学分野

博士論文

X線画像検査における撮影条件の最適化に関する研究

Studies on the optimization of imaging conditions
in the medical X-ray imaging

2022年3月

丸山 星

MARUYAMA Sho

概要

画像診断技術の発展は疾患の早期発見や精度の高い鑑別診断などに貢献し、診療を受ける患者に大きな利益をもたらす。一方、放射線を用いた様々な検査が画像診断に幅広く適用されて検査数が増加したことによって、医療被ばくによる集団線量は増加している。そのため、安全で有効な放射線診療を受けることができるような放射線防護に関する取り組みの重要性が認識され、わが国においても、最適化に向けた様々な取り組みが行われている。

X線画像検査における撮影条件の最適化は、病変が無い症例では正常であると判断でき、病変を含む症例ではその病変を検出できる画質が得られる撮影条件を、最低限の被ばく線量という条件の下で探索することであると考えられる。物理的な画質の良さと病変検出能は必ずしも相関するわけではないが、最適化のプロセスにおいては、特定の診断タスクごとに求められる画質に対して、使用するシステムの性能が合致しているかを物理的な画質特性をもとに評価することが重要である。つまり、イメージングシステムの物理的な特性を定量的に把握することが最適化の基本となる。しかし、様々な要因が画質に影響するだけでなく、どのような撮影でどのような被写体を対象とするかによっても必要な画質は変化するため、多くの研究者が線量あるいは撮影条件と画質の関係に着目して様々な方法で検討を行っている。そして、X線画像検査に関連するものだけでもその取り組みは非常に多岐にわたる。

このように、最適化のプロセスは単純ではないが、様々な選択肢の中から取捨選択して目的に応じた必要な方法を実行し、その取り組みの結果として、より少ない線量で求められる診断的画質を取得することができれば最適化は推進される。また、最適化に積極的に取り組むことは、放射線診療に携わ

る医療従事者である診療放射線技師が担う役割であり、果たすべき責務であると考えられる。

本研究では、撮影条件を検討する段階や撮影対象が異なる二つの主題に焦点を絞って、最適化のための新しい手法・評価指標を提案し、それらの妥当性や有用性について検証を行った上で、最適化の取り組みにどのように組み込むことができるかを検討した。

まず、マンモグラフィにおける被ばく線量の最適化という観点から、ノイズ因子解析に基づく線量指標を提案し、この指標を適切な定量的基準として使用できるかについて検証を行った。その結果、画像に含まれるポアソン性ノイズの含有割合が大きく変化する撮影線量を特定することが重要であり、この含有割合の変曲点が線量決定における一指標になりうることが示唆された。これは、撮影線量がこの基準を下回ると量子ノイズ以外のノイズ因子の影響が強くなり、有効な線量低減を実現できないことを意味している。最終的な撮影条件を決定するためには、臨床条件下での視覚的な評価に基づいた客観的な根拠が必要になるが、撮影線量の下限の目安を提供するという考えは線量最適化にとって有益であると考えられる。以上から、提案指標は簡便に測定することができ、さらに、その他の一般撮影等の X 線画像検査にも適用が可能であることから、線量決定のための定量的な指標として撮影線量の最適化に貢献することが期待できる。

次に、グリッド使用に関する最適化という観点から、グリッドがもつ散乱線除去の特性を表現するための新しい評価指標として、空間周波数の関数である modulation transfer function (MTF) improvement factor ($MIF_G(u)$)を提案し、異なる幾何学的特性をもつグリッドの $MIF_G(u)$ を測定することで、提案指標の妥当性と有用性について検証を行った。その結果、 $MIF_G(u)$ が表現する

グリッドの画質改善効果は撮影条件やグリッドの種類によって異なり、低空間周波数領域で急激に増加した後、最大値となり、その後、一定値へと変化するものであった。X線画像形成に対する散乱線の影響とグリッドの役割を踏まえると、 $MIF_G(u)$ はグリッドの性能評価指標として有用であることが示唆された。さらに、 $MIF_G(u)$ の最大値に着目したグリッドの選択や撮影条件の決定ができる可能性があることを示した。また、グリッド使用の有無によるノイズ特性の変化の情報を $MIF_G(u)$ に付加することで、より包括的な指標として使用できることが明らかとなった。以上から、 $MIF_G(u)$ によって特徴づけられるグリッドの性能の空間周波数特性を活用することで、グリッド使用時の撮影条件最適化に貢献できる可能性が示された。今後、画質特性の測定方法についての検証をさらに進めることで、信頼性と利便性の高い指標となることが期待できる。

以上より、提案した二つの方法は最適化のための取り組みに適用できることが示唆され、本研究で得られた知見によって、最適化がより推進される可能性があることを示した。

論文リスト

本学位論文は、筆者が群馬県立県民健康科学大学大学院診療放射線学研究科博士後期課程在学中に行った研究の成果をもとに、X線画像検査における撮影条件の最適化に焦点をあて、積み上げ形式にて体系的にまとめたものである。

以下に、本論文に引用した発表済み論文のリストを示す。

第2章 マンモグラフィにおけるノイズ因子解析に基づく線量指標は以下の論文より引用した。

S. Maruyama (2020). Exposure dose index based on noise factor analysis in digital mammography: Verification using direct-type flat-panel detector system. *Radiation Protection Dosimetry*, 192, 473-481.

第3章 MTF 改善係数による散乱線除去用グリッドの特性評価は以下の論文より引用した。

S. Maruyama, H. Saitou, M. Shimosegawa (2021). Characterization of anti-scatter grids via a modulation transfer function improvement factor using an edge device. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 7, 045001.

第 4 章 総括は以下の論文より引用した。

S. Maruyama, M. Shimosegawa (2020). The effects of scattered radiation from a semitransparent edge on MTF measurement: verification of several factors by Monte Carlo simulation. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 43, 547-556.

S. Maruyama (2021). Assessment of uncertainty depending on various conditions in modulation transfer function calculation using the edge method. *Journal of Medical Physics*, 46, 221-227.

目次

第1章	1
1.1 はじめに	1
1.2 X線画像検査における撮影条件の最適化	3
1.3 X線画像検査における	5
1.4 本論文の目的と構成	8
第2章 マンモグラフィにおけるノイズ因子解析に基づく線量指標	11
2.1 はじめに	11
2.2 方法	14
2.2.1 ノイズの定義	14
2.2.2 RSD法によるノイズ解析の原理	17
2.2.3 使用機器	18
2.2.4 RSD法に基づくノイズ解析の手順	20
2.3 結果	23
2.4 考察	30
2.5 結論	35
第3章 MTF改善係数による散乱線除去用グリッドの特性評価	37
3.1 はじめに	37
3.2 方法	39

3. 2. 1	$MIF_G(u)$ の導出	39
3. 2. 2	使用機器と撮影条件	41
3. 2. 3	$MIF_G(u)$ の測定と算出	44
3. 2. 4	MTF の測定と算出	47
3. 3	結果	48
3. 4	考察	55
3. 5	結論	61
第4章	総論	63
	謝辞	68
	参考文献	70
	研究業績リスト	84

第 1 章

緒論

1. 1 はじめに

X線画像検査や computed tomography (CT)などの放射線を用いた画像診断は現代の医療にとって無くてはならないものになっており、画像診断に関連する新しいシステムや画像処理技術が次々と開発・導入されている。画像診断技術の発展は疾患の早期発見や精度の高い鑑別診断などに貢献し、診療を受ける患者に大きな利益をもたらす。一方、放射線を用いた様々な検査が画像診断に幅広く適用されて検査数が増加したことによって、医療被ばくによる集団線量は継続的に増加している^[1]。そのため、安全で有効な放射線診療を受けることができるよう、放射線防護に関する取り組みの重要性がより一層高まっている^[2]。

放射線被ばくによる人体への影響には、被ばく線量の増加に伴い放射線障害の重篤度が増す確定的影響と、被ばく線量の増加に伴い放射線障害の発生率が高くなる確率的影響がある^[3]。前者にはしきい線量があり、後者にはしきい線量はないと仮定されており、どんなに被ばく線量を少なくしたとしても確率的影響のリスクをゼロにすることはできないと考えられている。わが国において放射線診療を受ける患者に対する放射線防護の考え方は、International Commission on Radiological Protection (ICRP) の Pub. 60 (1990年勧告)^[4]で勧告された内容に基づく。これは、(1) 利益をもたらす放射線利用を不当に制限することなく安全を確保して使用すること、(2) 確定的影響の発生を防止すること、(3) 確率的影響の発生を減少させることを具体的な目標とするものである。Pub. 60を改訂した Pub. 103 (2007年

勧告)^[5]では「行為の正当化」、「防護の最適化」、「個人の線量限度」という3つの原則にまとめられ、放射線防護体系として確立された。

この放射線防護体系における「防護の最適化」は、放射線を使用することが正当化された検査を as low as reasonably achievable (ALARA) の原則により、経済的及び社会的要因を考慮に入れて、合理的に達成できる限り低い線量で行うことを求めるものであり、患者に放射線を照射することが許可されている診療放射線技師の業務と密接に関連する。この「防護の最適化」の考え方は、必ずしも被ばく線量を最小化することを目指すものではないことに注意が必要であるが^[5]、防護の方法、そして、診断能や画質などを考慮して被ばく線量をより低くしようとするものであり、診療放射線技師が放射線防護に対する高い意識をもつことが重要であることを示している。

放射線診療における「防護の最適化」をより推進するために、診断参考レベル (Diagnostic reference level: DRL) の使用が ICRP の Pub. 73 で勧告された^[6]。Pub. 103 でも DRL の有用性について言及しており^[5]、Pub. 135 では、DRL の適用方法や様々なモダリティにおける DRL、新しいイメージング技術に対する考え方など、より詳細な内容が説明されている^[7]。わが国では、医療被ばく研究情報ネットワーク (Japan Network for Research and Information on Medical Exposure: J-RIME) が日本の診断参考レベル (2015年版)^[8]を公開し、国内の放射線防護における最適化推進のガイドラインとして広く普及している。その後、2020年に改定版^[2]が公開されるなど、最適化に向けた様々な取り組みが行われている^[9-12]。

1. 2 X線画像検査における撮影条件の最適化

最適化とは、「変数が満たすべき制約条件がある中で、複数の変数の組み合わせを適切に設定することによって、ある量を最小化あるいは最大化すること」である^[13]。これを X 線画像検査における撮影条件の最適化という観点で考えると、病変が無い症例では正常であると判断でき、病変を含む症例ではその病変を検出できる画質が得られる撮影条件を、最低限の被ばく線量という条件の下で探索することであると考えられる。つまり、最低限の被ばく線量で、必要な病変検出能（画像がもつ診断的な価値：診断的画質^[14]とも考えられる）を担保することである。この最適化に関連する変数としては、撮影に使用するシステム、線質（X線エネルギー）、幾何学的配置、撮影線量などが挙げられる。どのような撮影でどんな被写体・構造物を対象とするかによっても求められる診断的画質は変化するため、最適化のプロセスが単純ではないことは明らかである。

X線画像の“画質”を評価するための方法として、物理的な画質特性を評価する客観的評価と視覚的な特性に基づいて評価を行う主観的評価がある^[15]。病変の検出や鑑別は医師（観察者）によって判断されるものであり、その画像のもつ診断的な価値は視覚特性に基づき主観的に評価することができる。そのような観点から言えば、主観的な評価の結果は高い信頼性を有すると考えられる。しかし、観察者自身あるいは観察者間の変動要因が多く、その評価精度を向上させるためには、複数の観察者が大量の画像を繰り返し観察した結果が必要である。加えて、測定のための倫理的な配慮も厳格に求められる。さらに、使用する画像試料や観察者の特性が評価結果に大きな影響を与えるという問題点もある^[16]。それに対して、適切な測定方法によって得られた物理的な評価の結果は高い再現性をもってその画像の特性を正確に表現

するものであり、測定手順も確立されている^[17]。物理的な画質特性は診断的画質に影響する因子として考えられているが^[14,18]、正常構造（いわゆる解剖学的ノイズ）、観察者の特性、観察者の医学的知識など数多くの因子によって影響をうけるため、物理的画質特性の優劣で病変検出能を表現することは困難であり、物理的な画質をそのまま診断的画質とすることはできない。

このように、物理的な画質の良さと病変検出能は必ずしも相関するわけではないが^[19-21]、最適化のプロセスにおいては、システムの物理的な特性を定量的に把握し、どのような撮影条件であれば使用するシステムで最高の画質が得られるかを検証することが重要である^[22]。特に、デジタル X 線画像においては、入力 X 線信号の検出（画像取得）と出力画像の表示の過程が分離しており、取得された画像を観察する際に表示条件を任意に変更できることから、被写体コントラストを優先した撮影条件に設定することが最善なわけではない。また、デジタル X 線画像の画像処理においては、病変検出に必要な画像の特徴（コントラストや鮮鋭度など）を強調することも可能である。しかし、これらの強調処理に伴ってノイズ成分も強調されることから、画像に含まれる検出すべき信号成分とノイズの大小関係が重要になる。これらの関係は信号対雑音比（signal-to-noise ratio: SNR）という物理的画質特性の指標^[15,24]によって求めることができ、デジタル X 線画像における撮影条件の最適化における評価指標として使用されている^[23,25]。

1. 3 X線画像検査における 撮影条件の最適化に関する研究動向

SNRの概念に基づく物理的な画質評価尺度として noise equivalent quanta (NEQ)や detective quantum efficiency (DQE)がある^[15,24-26]。これらの測定値は、画像データから病変検出のタスクを効果的に行う仮想的な“理想的観察者”の性能を推定するのに有用であると考えられている^[26]。また、NEQやDQEの解析は、computed radiography (CR)や flat panel detector (FPD)のようなデジタル X線画像システムにおける画像取得の過程・原理を理解し最適化するために多くの研究者によって行われてきた^[27-33]。これらの研究は、特定の診断タスクごとに求められる画質に対して、使用するシステムの性能が合致しているかを評価するという観点から、システムの特性に基いた最適化への取り組みとしてとらえることができる。

現在では、modulation transfer function (MTF)や noise power spectrum (NPS)^[15,22]を含む画像システム固有の物理的な特性を評価することに加えて、X線撮影における様々な画質因子の影響を含めた特性を包括的に評価する generalized DQE (GDQE)^[34]や effective DQE (eDQE)^[35]といった尺度が提案されており、最適な撮影条件の設定や撮影システム設計のための一指標として使用され始めている^[36-38]。これらの測定では、より臨床に近い撮影条件を再現するために、polymethyl methacrylate (PMMA)ファントムや胸部ファントム^[35]を被写体として検出器の前面に配置する。そして、臨床で使われる幾何学的配置を想定した位置に画質特性測定用のデバイスを配置して測定を行うことで、散乱線や幾何学的なボケなどの影響を加味した撮影システム全体の特性を評価する。また、被写体の形状や得られる画像コントラストなどを考慮した撮影・処理条件に依存する（タスクベースな）画質特性

の評価も試みられている^[39,40]。さらに、線質（X線エネルギー）に着目し、高いSNRが得られる最適化されたX線スペクトルを用いて、被ばく線量を低減しようとする研究も行われている^[41-45]。これらの研究では、ターゲット材質や付加フィルタ、X線管電圧を調整することでX線スペクトルを変化させ、SNRに影響するコントラストとノイズの特性を解析する。その結果、被写体の厚さあるいは組成が変化した場合や、使用する撮影システム（検出器）が異なる場合にはSNRが最大となるX線スペクトルが変化することが示されている。また、対象となるコントラスト物質によってX線エネルギーに対するSNRの特性が異なるという点も、個々の診断タスクに対しての最適化が必要であることを意味していると考えられる。

その他のX線撮影に関連する因子として、散乱線の除去技術に焦点を当てた研究も最適化に関連する取り組みの一つとして挙げられる。増感紙とX線フィルムを用いたアナログシステムでは、適切な出力画像濃度を得るために必要な線量が各システムである程度決まっていたため、散乱線除去用グリッド（以下、グリッド）を使用することによって検出器への入射線量が低下した分を補うために撮影線量を増やす必要があった。一方、デジタルX線撮影では、出力画像は任意の輝度で表示できることから、散乱線除去による検出器への入射線量低下を必ずしも補わなくてよく、グリッドの使用による画像コントラストの改善効果が画像ノイズの増加分を上回るため、被ばく線量を増加させずにSNRの向上が可能であることが示されている^[46]。また、グリッドに比べて直接線が除去されにくいエアギャップ法の有効性も報告されている^[47]。さらに、散乱線除去のための新しい撮影機構（スリットスキャン方式）^[48]や新しいタイプのグリッド^[49]についても、画質と被ばく線量の関係に基づいた評価が行われている。そして、被写体厚等に応じたグリッド使用の是非についても検討されるなど^[50]、散乱線除去技術の適用に関連

した最適化も進められている。

以上から、物理的な画質特性を把握することが最適化のための基本的な考え方であることは明らかであるが、X線撮影に関連するものだけでもその取り組みは非常に多岐にわたっていることがわかる。また、上記で説明したような最適化に関連する評価法は多くの画質因子を含めた測定に基づくものであり、どのような因子が画質や測定結果に影響を及ぼすのかを十分に把握しておく必要がある。それだけでなく、測定手順が複雑で、かつ、結果を変化させる要因が多くなることで、得られた結果の適切な解釈が難しいという問題点も指摘されている^[35]。前節でも述べたように、最適化のプロセスは単純ではないが、様々な選択肢の中から取捨選択して目的に応じた必要な方法を実行し、その取り組みの結果として、より少ない線量でより良い画質が取得できれば最適化は進むと期待できる。そして、最適化に積極的に取り組むことは、放射線診療に携わる医療従事者である診療放射線技師が担う役割であり、果たすべき責務であると考えられる。そのため、業務の中に円滑に導入できるようなシンプルに実行可能である最適化手法や評価指標が必要である。

1. 4 本論文の目的と構成

放射線を用いた画像診断における最適化に向けた様々な取り組みが活発に行われている現状において、議論を発展させる余地は十分にあり、その意義は大きいと考えられる。そこで本研究では、X線画像検査における撮影条件の最適化に焦点をあて、最適化のための新しい手法・評価指標を提案する。そして、それらを最適化の取り組みにどのように組み込むことができるかを検討し、最適化に関連する有益な知見を提供することを目的とする。

本論文は4つの章から構成されており、以下にその概要を述べる。

第1章では、放射線防護体系における最適化に関する取り組みの重要性と、X線画像検査における撮影条件の最適化に関する研究の動向などの本研究の背景と本論文の概要について述べている。

第2章では、画質を考慮した被ばく線量最適化のための新しい線量指標を提案する。この線量指標は、画像に含まれるノイズ因子の含有割合を解析した結果に基づくものであり、提案する指標が適切な定量的基準となりうるかについて検証を行う。そして、この提案指標の妥当性と提案指標を用いた最適化への活用方法について述べる。

第3章では、グリッドがもつ散乱線除去の特性を表現するための新しい評価指標を提案する。この指標は、グリッドを使用することによる画質改善特性を空間周波数の関数として表現するものである。ここでは、異なる幾何学的特性をもつグリッドの特性を測定し、提案指標の妥当性と有用性について検証する。そして、この指標に基づいた最適化の考え方について述べる。

第4章では、本研究の結果について総括するとともに、その成果と意義について述べる。また、最適化に関連する画質測定における課題についても自身の研究成果を基に言及する。

第 2 章

マンモグラフィにおける ノイズ因子解析に基づく線量指標

2. 1 はじめに

わが国において、乳がんは女性が罹患するがんで最も多く、これによる死亡者数は増え続けている^[51]。乳がんの早期発見にはマンモグラフィ検診が有用であることが報告されているが^[52-54]、乳房内の乳腺組織は高い放射線感受性を示すことから^[5]、マンモグラフィ検査時における被ばく線量を最適化することが求められている^[8,55-57]。

マンモグラフィシステムには優れた解像特性を有する直接変換型の flat panel detector (FPD) が一般的に使用されている^[30,31,33,58-60]。一方、直接変換型 FPD は、高い空間周波数成分の情報を劣化させずに伝達するため、画像に含まれる高空間周波数のノイズが多くなるという特徴をもつ。ノイズの特性は医用 X 線画像の画質を解析する上で、古くから重要な評価対象とされており^[61-63]、現在でも多くの画像システムの評価に利用されている^[64-66]。また、X 線画像上で淡い陰影として表現される病変を検出することは、乳がんのような腫瘍病変の早期発見において必須であるが、このような低いコントラストの信号は画像のノイズ量の影響を多大に受けるため、ノイズが信号検出能に大きく影響することが報告されている^[67]。さらに、微小石灰化のような微細な高コントラスト信号の検出においても、ノイズの特性が重要であることが指摘されている^[30]。

デジタル X 線画像システムでは、異なる X 線量で撮影されたとしても、出力である表示画像の平均輝度レベルが一定になるように処理される^[17]。

X線量が変化すると画像に寄与するX線量子数も増減するため、出力画像の輝度は同じように見えてもノイズ量は変化する。このような特徴をもつデジタルX線画像システムでは、最適化された被ばく線量で診断に有用なレベルの画像を取得するために、システムのノイズ特性を正確かつ定量的に評価する必要がある。

撮影条件の一つであるX線量は、上記で述べたようにノイズ特性に影響を与えるが、画質に影響を与えるノイズ因子の寄与する程度は線量によって異なる。たとえば、システムに起因するノイズに着目すると、電気的なノイズは少ないX線量で撮影された画像における主なノイズ因子であるが、X線量が多い条件で得られた場合には検出器がもつ構造的なノイズが占める割合が大きくなる^[17]。また、線量変化に対する各ノイズ因子の寄与は使用するイメージングシステムによっても異なる^[15,30]。したがって、患者の被ばく線量（マンモグラフィにおいては平均乳腺線量（average glandular dose：AGD）^[68,69]）に関連して撮影条件を検証する場合、各X線量レベルにおける主要なノイズ因子と画像ノイズに含まれる割合を調べることは、最適化が積極的に進められているマンモグラフィにおいて、被ばく線量の低減を図る上で有用であると考えられる。特に、使用するシステムの特性に基づいた撮影条件の再検討という点で重要である。

以上の背景から、本章ではマンモグラフィにおける撮影条件最適化のための、被ばく線量低減の可能性を示す線量指標の開発を試みる。この線量指標は、画像に含まれるノイズ因子の含有割合を解析した結果に基づくものであり、提案する指標がマンモグラフィにおける使用線量に対する適切な定量的基準となりうるかについて検証を行う。

はじめに、ノイズ因子解析の手法である相対標準偏差（relative standard deviation：RSD）法^[30]の原理について述べる。次に、直接変換型FPDを備

えたマンモグラフィシステムを使用して、広範囲な線量レベルにわたって画像を取得し、画像に含まれるノイズ因子を RSD 法に基づいて分析を行う。そして、提案指標の妥当性とこの指標による線量最適化の過程について議論を展開する。

2. 2 方法

ここでは、本研究で使用した RSD 法^[30]の原理について説明する。X 線画像に含まれるノイズは、その発生要因に応じてそれぞれ分類することができるが、RSD 法においては、(1) ポアソン性ノイズ、(2) 乗法性ノイズ、そして(3) 加法性ノイズの3種類に分ける。各成分については後述の通りである。

2. 2. 1 ノイズの定義

(1) ポアソン性ノイズ

X 線画像におけるノイズの主な要因となるのが、X 線量子の空間的なゆらぎ (X 線量子モトル) などによって引き起こされるポアソン性ノイズ σ_{poi}^2 である^[61,70]。X 線量子モトルは X 線がもつ時間的・空間的な統計学的性質がポアソン分布に従うことに起因する。ここで、ポアソン分布とは単位時間あたりに平均 λ 回発生する事象が微小時間内に i 回起こる確率 $P(i = k)$ の分布であり、以下の式で表される確率密度分布である^[71]。

$$P(i = k) = \frac{\lambda^k e^{-\lambda}}{k!} \quad (2.1)$$

また、確率変数 i がポアソン分布に従う場合、 i の期待値 $E(i)$ と分散 $V(i)$ は以下の式(2.2.1)、(2.2.2) に示すように平均値 λ となる。

$$E(i) = \lambda \quad (2.2.1)$$

$$V(i) = \lambda \quad (2.2.2)$$

X線量子について考えると、X線検出器の単位画素あたりに入射するX線量子の平均個数を q とした場合、各画素に入射するX線量子の個数の分散は q （標準偏差は \sqrt{q} ）となることを意味する。したがって、検出器に入射するX線量子の個数が多くなるほどX線量子の空間的ゆらぎは大きくなる。

ここで、対象とする画像システムについて、入力するX線量と出力である画素値が比例関係となる線形なシステムであるとする。このシステムによって得られた画像上のある領域における平均画素値を x とすると、ポアソン性ノイズ σ_{poi}^2 は比例定数 α を用いて、

$$\sigma_{poi}^2 = \alpha x \quad (2.3)$$

で表すことができる。 x は入射線量に比例する画素値であり、(2.3)式はポアソン性ノイズ σ_{poi}^2 が平均画素値に比例することを示している。

(2) 乗法性ノイズ

乗法性ノイズ σ_{mul}^2 は検出器の画素感度の不均一性などによって引き起こされる構造的なノイズであり、検出器の各位置に対して固定なノイズである^[70,72]。画素数 n の検出器の平均感度を s_d 、感度の標準偏差を σ_d として、1画素あたりに q 個のX線量子が入射したとすると、線形なシステムにおける乗法性ノイズ σ_{mul}^2 は以下のように表すことができる。

$$\sigma_{mul}^2 = \frac{\sum_{i=0}^n (\eta_i q - s_d q)^2}{n} = \sigma_d^2 q^2 \quad (2.4)$$

ここで、 η_i は各画素の感度、 $\eta_i q$ は各画素の画素値、 $s_d q$ は平均画素値である。(2.4)式は平均画素値 x を用いて、

$$\frac{\sigma_{mul}^2}{x^2} = \frac{\sigma_d^2 q^2}{s_d^2 q^2} = \frac{\sigma_d^2}{s_d^2} = \beta \quad (2.5.1)$$

$$\sigma_{mul}^2 = \beta x^2 \quad (2.5.2)$$

と表すことができる。 β は α と同様、平均画素値と入射 X 線量の間で成立する比例定数である。(2.5.2)式は乗法性ノイズ σ_{mul}^2 が平均画素値の2乗に比例することを示している。

(3) 加法性ノイズ

X 線検出器内の半導体素子に流れる暗電流による熱雑音や電気回路で発生する電氣的なノイズが、加法性ノイズ σ_{add}^2 として X 線画像上にノイズとして含まれる^[15,70]。電氣的なノイズは、検出器内の温度に依存してその量に変化するノイズ因子であり^[73]、その影響を低減するためには検出器を可能な限り冷却する必要がある^[67]。

このノイズ因子の発生は検出器に入射する X 線量子数に無関係であり、定数 γ を用いて、

$$\sigma_{add}^2 = \gamma \quad (2.6)$$

と表せる。(2.6)式は加法性ノイズ σ_{add}^2 が入射 X 線量子数に依存せず、X 線検出器内の信号検出の過程に電氣的な構成が含まれていれば、どのような入射 X 線量子数であっても常に一定量含まれる成分であることを示している。

上記で説明した各ノイズ成分の発生は互いに独立しているため、画像に含まれる全ノイズ σ_{tot}^2 は、以下のように各ノイズ成分の総和として表すことができる [70]。

$$\sigma_{tot}^2 = \sigma_{poi}^2 + \sigma_{mul}^2 + \sigma_{add}^2 \quad (2.7)$$

(2.7)式は、式(2.3)、(2.5.2)、(2.6)を用いて、画像の平均画素値を x とすると、次のように表現できる。

$$\sigma_{tot}^2 = \alpha x + \beta x^2 + \gamma \quad (2.8)$$

2. 2. 2 RSD 法によるノイズ解析の原理

線形なシステムが X 線量子モトル以外のノイズ因子を持たない理想的な状態である場合、出力画像のノイズ σ_{tot}^2 は(2.3)式で示すように平均画素値と比例する関係になる。これは、(2.8)式の乗法性ノイズの量を表わす βx^2 と加法性ノイズの寄与を意味する γ の項が無い状態である。もし、このシステムにこれらのノイズ因子が含まれるような場合、平均画素値に対する画像ノイズ σ_{tot}^2 は(2.8)式が示すような 2 次関数で表すことができる。そのため、実際の画像システムにおいて、検出器への入射線量が少ない画像から多い画像まで線量を変化させて画像を取得し、各画像の平均画素値と画像ノイズ σ_{tot}^2 の関係をグラフ上にプロットしてその変化を 2 次多項式で近似させると、得られる多項式の各項の係数から(2.8)式の α 、 β 、 γ の値をそれぞれ求めることができる。

相対標準偏差（RSD）は、平均画素値に対する各画素値のばらつき（標準偏差）を表わしており、デジタル X 線画像で表現されるノイズ量を意味するものである。また、RSD の 2 乗は、各画素値の分散 σ_{tot}^2 を平均画素値の 2 乗で除することと同義であるので、以下の (2.9) 式で求めることができる。

$$RSD^2 = \left(\frac{\sigma_{tot}}{x}\right)^2 = \frac{\alpha}{x} + \beta + \frac{\gamma}{x^2} \quad (2.9)$$

したがって、 RSD^2 値に対する $\frac{\alpha}{x}$ 、 β 、 $\frac{\gamma}{x^2}$ それぞれの比率を計算して求めることにより、ある X 線量で得られた画像の総ノイズ σ_{tot}^2 に対する各ノイズ成分の含有割合を推定できる。

ここで、 RSD^2 は平均画素値に対する標準偏差の 2 乗を表しているため、正規化された分散値（平均画素値を 1 とした場合のゆらぎ）を各空間周波数の成分として表す normalized noise power spectrum (NNPS) と相関すると考えることができ^[15,74]、デジタル X 線画像のノイズを評価する指標として整合性があると考えられる。

2. 2. 3 使用機器

本研究では、直接変換型 FPD が搭載されたデジタルマンモグラフィシステム Peruru（キヤノンメディカルシステムズ株式会社、栃木県、日本）を使用して検証を行った。使用したシステムの仕様を Table 2.1 に示す。システムの X 線出力の線形性は、Raysafe X2 MAM sensor（Raysafe、ビルダール、スウェーデン）^[75] を用いて測定した。具体的には、Table 2.2 に示す International Electrotechnical Commission (IEC) 61267 規格^[76] で定義され

る X 線質 RQA-M2 にて、管電流時間積 (mAs) 値をいくつかの段階で変化させ、乳房支持台表面への入射線量を測定することによって検証した。

2. 2. 1 (3) で述べたように、加法性ノイズである電氣的なノイズは X 線検出器内の温度によってその量が変わるため、マンモグラフィシステムのある撮影室内は、検出器が正常に動作する範囲を維持するためにメーカーが推奨する温度 (約 24°C) を維持しつつ、通常の検査で使用されるのと同様である室温環境下で測定を実施した。

Table 2.1 Specifications for the digital mammography system used in this study.

System	Peruru
Target	Mo
Filter	Mo, Rh
Detector type	Direct Flat-Panel
Detector material	a-Se
Pixel size (mm)	0.085
Imaging area (cm)	17.1 × 23.9
Array size	2016 × 2816
Image depth (bits)	13

Table 2.2 X-ray beam characteristics according to the IEC 61267 standard^[76] used to verification of the system output.

Radiation quality	Target/Filter	X-ray tube voltage (kV)	Half-Value Layer (HVL) (mmAl)	Additional Al filtration (mmAl)
RQA-M2	Mo/Mo	28	0.6	2.0

2. 2. 4 RSD 法に基づくノイズ解析の手順

本検証の目的は撮影線量の指標を求めることであるため、Target/Filter や管電圧などの撮影条件はすでに決定している状態を想定している。そこで、種々の撮影条件を決定するために、米国放射線学会（American College of Radiology: ACR）の RMI ファントム（50%の脂肪と 50%の乳腺組織で構成され、厚さ 42 mm の圧迫乳房に相当）^[77]を被写体として用い、システムの撮影モードを Auto にして撮影した。このとき、被写体厚をもとにシステムによって選択された撮影条件は、Target/Filter がモリブデン（Mo）/ロジウム（Rh）、管電圧が 32 kV、mAs 値が 44.1 mAs であり、システムのコンソール上に表示された AGD は 1.7 mGy であった。本検証では、この Target/Filter と管電圧を撮影条件として設定した。

次に、ファントムを取り外し、被写体がある状態で検出器に入射する X 線量を再現するため厚さ 2 mm のアルミニウム（Al）フィルタ（純度 > 99.5%）を検出器から可能な限り遠い X 線管側の位置に配置した。この作業により、ファントムがもたらすと推定されるシステム固有でない構造的なノイズ成分を除外している。そして、この幾何学的な配置で得られた均一画像は、乳房を透過したものと同程度の X 線量によって画像化されたと仮定している。

設定された撮影条件下で、mAs 値を変更して得られた画像（RAW データ）に対して RSD 法を適用してノイズ因子解析を行った。具体的には、照射野の中心に 200×200 画素の region of interest (ROI)を設定し、ROI 内の平均画素値と入射 X 線量の関係から入出力特性を求めた。使用したシステムについては、入力の X 線量と出力の画素値の関係が線形であることが確認されたため、対数システムの評価に必要な有効露光量変換のような線形化プロセスを必要としなかった。得られた入出力特性から、X 線を照射していない

状態の出力画素値（バイアス値）を算出し、各 X 線量時の画素値から差し引いてオフセット補正を行った。そして、このオフセット処理されたデータを分析に使用した。

いくつかの撮影線量下で得られた画像に対して ROI を設定し、平均画素値と分散を測定した。ここで得られる分散は 2.2.1 で説明した σ_{tot}^2 である。次に、各線量で得られた画像の画素値と分散の関係に対して二次多項式近似を行うことで (2.8) 式で示した二次関数の各係数 α 、 β 、 γ を求め、AGD のレベルに対応する X 線量における各ノイズ成分値を計算した。

本検証では、被ばく線量を確認するために臨床で実用的に使用され^[2]、線量評価のための利用が推奨されている^[69]、システムによる表示 AGD を被ばく線量の指標として使用した。この表示 AGD は、撮影条件によっては実際に測定された AGD 値よりもわずかに高くなる傾向があったが、実測値に対する誤差率は 10% 以内であることをガイドライン^[78]に基づいた測定で確認している。マンモグラフィの被ばく線量評価で用いられる AGD は、乳房内の乳腺組織の平均吸収線量であるため実測が極めて難しい量であり、通常、複数のパラメータ（乳房圧迫厚や Target/Filter、X 線半価層など）を用いて算出される推定値を使用する^[68]。AGD の測定は、線量の測定位置や X 線半価層の誤差などによって値が変化する不確かさを含むものである。本検証におけるアプローチにおいては、煩雑な作業による厳密な線量測定を必須としない簡素化された手順であることが、最適化プロセスへの円滑な導入に求められる要件であると考えたため、表示値の信頼性と簡便性を鑑みて、その使用が妥当であると判断した。

本研究で行った解析手順の概要を Figure 2.1 にまとめる。もし、解析対象のシステムが CR や多くの間接変換型 FPD システムのように非線形な入出力特性をもつ場合、この方法を適用するためには Figure 2.1 に示す

Linearization のプロセス（出力画素値に対する有効露光量変換による線形化）が必要となる。線形化によって得られる値は、入出力特性を使用して、出力画素値を入力線の線量軸に対して逆投影することによって生成される。なお、一つの検出器を異なる X 線発生装置で使用する場合や X 線管との位置関係が変化する場合、入射 X 線量が同じでも線量分布が異なった画像となる。したがって、幾何学的配置などが異なる撮影条件で線量分布の不均一性の変化が生じる可能性がある際には、構造ノイズの量に対する解釈に注意が必要である。

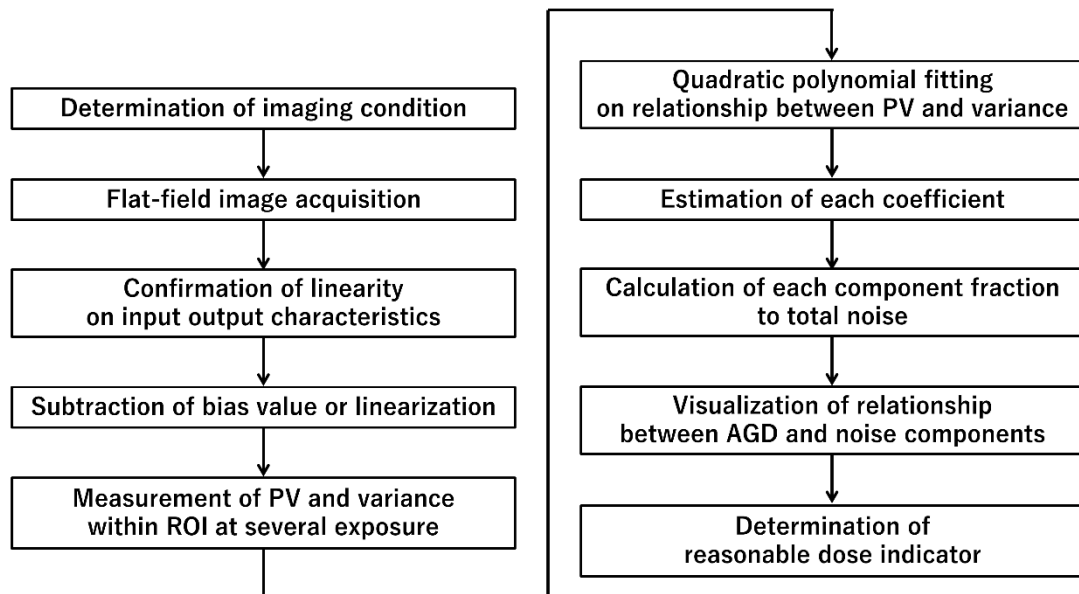


Figure 2.1 Outline of the verification procedure used in this study.

2. 3 結果

Figure 2.2 は使用したシステムの X 線出力の直線性を示しており、安定した出力と優れた直線性を有していることが確認された。バイアスの影響を除外したシステムの入出力特性を Figure 2.3(a)に示し、Figure 2.3(b)は各設定 mAs 値に対してシステムに表示される AGD 値を示している。いずれについても線形な特性であることが分かる。

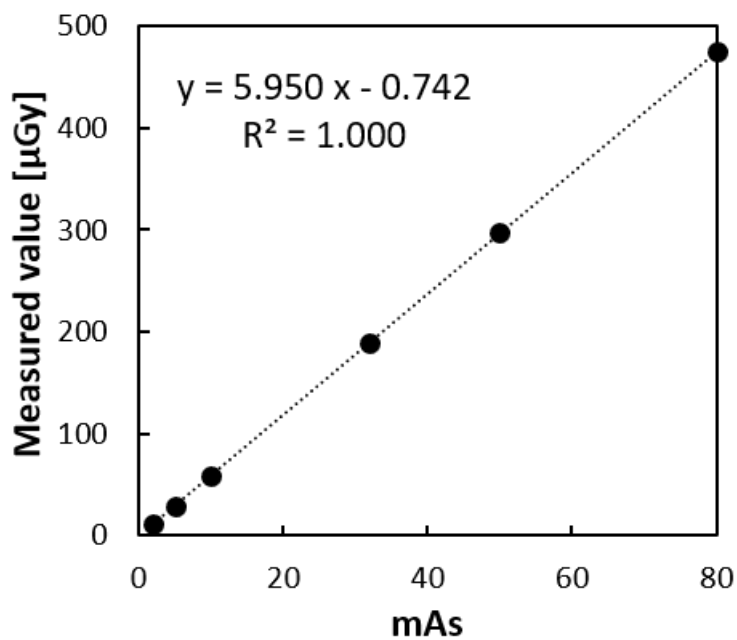


Figure 2.2 X-ray output linearity of the system for a verification.

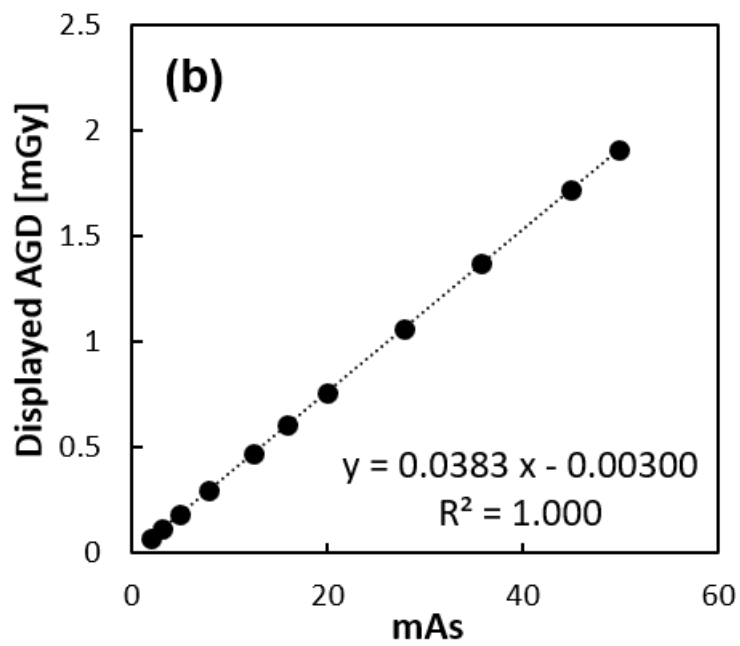
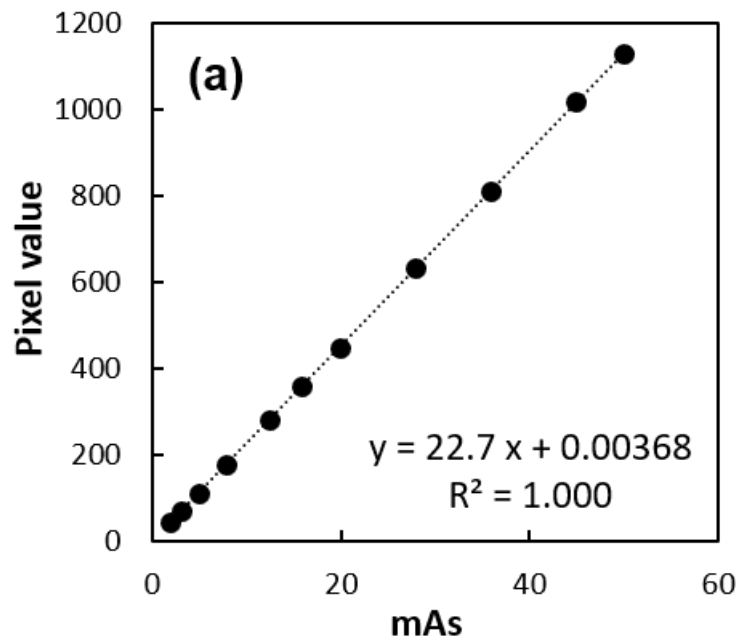


Figure 2.3 (a) Input–output characteristics of the system subtracted the bias value.

(b) AGD values displayed on the system for certain mAs values.

Figure 2.4 は画像上に設定した ROI 内の平均画素値と分散の関係を表している。この関係は(2.10)式で表現される二次関数で近似され、その相関係数は 0.999 であり、二次多項式近似で精度よくフィッティングした。以下に近似式(2.10)を示す。

$$y = 0.00000533 \times x^2 + 0.112 \times x + 3.69 \quad (2.10)$$

ここで、 y は ROI 内の分散、すなわち(2.8)式の σ_{tot}^2 であり、 x は ROI 内の平均画素値である。

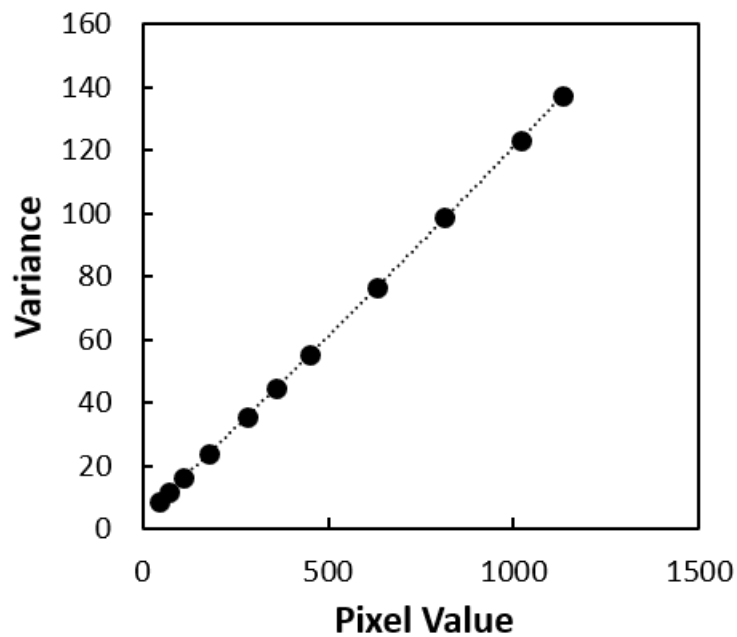


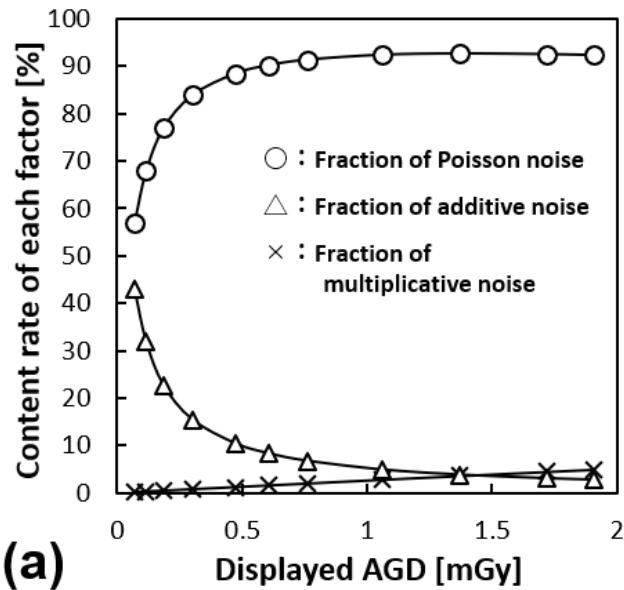
Figure 2.4 Relationship between the pixel value and the variance in an ROI.

Table 2.3 Values of the main noise components for the mammography system with direct-type FPD, as estimated by the RSD analysis.

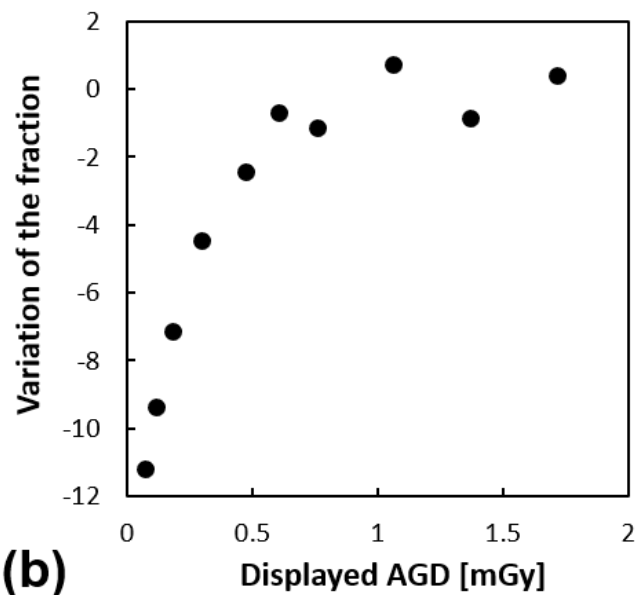
Components	Coefficient	
Poisson	α	1.12×10^{-1}
Multiplicative	β	5.33×10^{-6}
Additive	γ	3.69

Table 2.3 に、RSD 法に基づくノイズ因子解析によって推定されたノイズ成分を求めるのに必要な定数 α 、 β 、 γ の値を示した。もし、画像に含まれるノイズ因子がポアソン性ノイズのみである場合、Figure 2.4 に示す関係は切片がゼロの一次関数で表される。しかし、Table 2.3 に示すように、使用したシステムにはわずかな乗法性ノイズ成分と顕著な加法性ノイズ成分が含まれており、線量に対するノイズの変化は(2.10)式のような 2 次関数としてモデル化された。

Figure 2.5(a)は AGD が変化したときの画像ノイズ σ_{tot}^2 に対する各ノイズ因子の含有割合であり、表示 AGD の関数としてプロットされている。また、Figure 2.5(b)は、1 段階 AGD が高い撮影線量の場合と比べて、どの程度ポアソン性ノイズの含有割合が変化したのかを差分することで表している。AGD が 0.6 mGy より高い場合にはポアソン性ノイズの含有割合に大きな変化は見られないが、0.6 mGy よりも低い場合には減少傾向であることが分かる。Table 2.4 に、J-RIME が調査した日本乳がん検診精度管理中央機構が認定した施設で使用されている AGD の分布を示す^[8]。この J-RIME の調査結果から決定された日本におけるマンモグラフィの DRL は、厚さ 40 mm の PMMA を被写体とした場合で 2.40 mGy であった。



(a)



(b)

Figure 2.5 (a) Content rate of each noise factor to total noise as a function of the AGD based on RSD analysis. The circle plots show the Poisson noise, the triangle plots show the additive noise, and the plots of the cross indicate the multiplicative noise. **(b)** Amount of variation in the Poisson noise fraction as a function of the AGD.

Table 2.4 Comparison of the percentile on average glandular dose rate. Samples were 4816 mammography systems used facilities in certified by certified by the Japan Central Organization on Quality Assurance of Breast Cancer Screening⁽⁹⁾. Generally, the 75th percentile is used for DRL value. However, in mammography, the 95th percentile have been adopted in Japan based on data reliability.

Average glandular dose [mGy]						
Mean	Minimum	Maximum	50 percentile	75 percentile	90 percentile	95 percentile
1.77 ± 0.39	0.60	2.90	1.70	2.00	2.20	2.40

Figure 2.6 は、Target/Filter を Mo/Rh として 32 kV の管電圧で mAs 値を変化させて撮影したファントム画像であり、各線量でファントム内の構造物の視認性が変化することを示している。特に、0.6 mGy の画像を境に、低コントラストの腫瘍陰影と微小石灰化の双方が画像ノイズの影響を受けて視認しにくくなった。

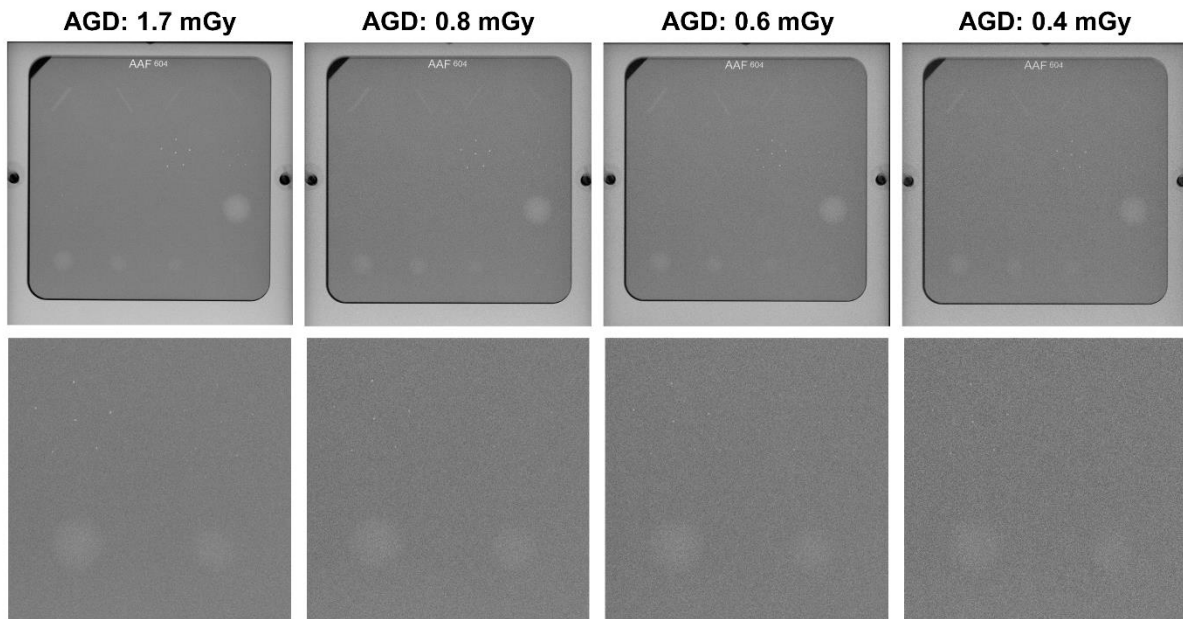


Figure 2.6 Phantom images obtained by several exposure doses. Overview of the phantom and magnified images of lower left area. Imaging conditions was Mo/Rh as the target/filter at a tube voltage of 32 kV, and each image was displayed at Window level is the average pixel value of the image and Window width is half of the Window level respectively.

2. 4 考察

デジタル X 線画像におけるノイズの評価や画質解析に関連する研究は古くから行われており、その評価理論や測定原理は確立されている。そのような研究に対して、本研究では、直接変換型 FPD を備えたマンモグラフィシステムに対して RSD 法に基づいたノイズ因子解析を行い、実際に解析結果を線量指標として活用し、最適化の取り組みに導入するために、被検者の放射線防護と、マンモグラフィ画像において最低限担保されるべき画質の観点から、被ばく線量最適化のための指標についての検証を行った。その結果、X 線量子モトルなどに起因するポアソン性ノイズが臨床で 사용되는線量範囲における主要なノイズ因子であり、この研究で使用したシステムでは約 90% (AGD が約 0.6 mGy 以上の線量範囲) を占めていた。一方、検出器感度の不均一などの要因によって引き起こされる乗法性ノイズ成分は、X 線量が多い範囲で全ノイズに対して約 5% の寄与であった。この結果からも分かる通り、乗法性ノイズの影響は広い線量範囲で非常に小さいため、2.2.4 で説明した幾何学的配置などが異なる撮影条件における線量分布不均一性の変化の影響は非常に小さいと考えられる。また、X 線量が少ない範囲では、電氣的なノイズが要因である加法性ノイズの影響が急激に増加した。この加法性ノイズは、X 線検出器のセンサ部分に印加される高電圧によって生成される暗電流が主な発生源であるため、直接変換型 FPD システムにおける主要なノイズ因子であることがわかっており^[15]、本ノイズ解析の結果からも明らかであった。特に、AGD が約 0.6 mGy となるような線量レベルで加法性ノイズの影響が変化する傾向がみられた。

J-RIME レポート^[8]を参考に、臨床における実際の撮影線量と本検証の結果との関係を確認した。マンモグラフィについてのレポートでは、日本乳が

ん検診精度管理中央機構によって 2001 年～2014 年に A もしくは B 評価の認定を受けた施設を対象として撮影線量の調査を行った結果が示されている。つまり、これらの施設で撮影された画像は一定基準以上の画質であることが担保されており、その撮影線量で得られた画質は診断に必要なレベルを十分に満たしているものであると判断できる。この調査結果を基に計算された平均 AGD は約 1.77 mGy であったが (Table 2.4)、DRL は集計データの 95 パーセンタイル値を採用して 2.4 mGy に設定された。この推奨 DRL の値は、European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF) や IEC などの規格で設定されている許容値よりも高い。欧米人と日本人では乳房を構成する脂肪の量だけではなく、乳腺組織の密度構造が異なると考えられることから、必要な画質を得るための撮影線量を同じ条件で比較することはできないが、さらなる最適化のための検討が求められている^[8]。Table 2.4 に示されている最も低線量 (AGD : 0.6 mGy) で運用している施設で使用されているマンモグラフィシステムは記載されていなかったが、本検証で得られたポアソン性ノイズの含有割合が大きく低下する線量と、この施設における撮影線量が合致していることは興味深い注目すべき結果であると考えられる。つまり、本検証の結果と J-RIME レポートを踏まえると、ポアソン性ノイズの含有割合が低下し始める線量が、撮影線量の下限值を決定するための一つの重要な指標となる可能性が示唆される。これは、X 線量がこの基準を下回ると、付加的なノイズ因子の影響が強くなることで画質が低下するため、有効な線量低減を実現できないことを意味すると考えられる。本検証では詳細な観察者実験を行っていないが、このアイデアの妥当性は、Figure 2.6 に示すファントム画像における構造物の視認性がノイズの影響によって低下しているという観点からも定性的に理解できると思われる。

ノイズ因子の含有割合のシステム依存性については、信号検出の過程が異なる CR システムや間接・直接変換型 FPD でそれぞれ違いがあることが先行研究^[30]によって示されている。したがって、提案指標を活用することで、画像システムごとに異なるノイズ特性に基づいた最適化を行うことができ、各施設における撮影条件の再構築に適用可能であると考えられる。また、各ノイズ因子は発生要因や伝達特性の違いによって、その空間周波数スペクトルが異なる^[70]。そして、RSD 法に基づいて解析した各因子の含有割合が分かれば、スペクトル情報を分離して表現することも可能である^[67,70]。本検証で使用した直接変換型 FPD によって得られる X 線画像の NPS は、ほぼホワイトノイズであるため各ノイズ因子のスペクトルの形状に明確な違いはない。しかし、CR システムや間接変換型 FPD で得られる画像の NPS は高空間周波数領域で低下する特性をもつため、各ノイズ因子の含有割合が空間周波数領域で変化すると推定される（ノイズ因子のスペクトルが空間周波数軸上で交差するような状態である）。このようなシステムを対象とした場合、各ノイズ因子の空間周波数スペクトルを個別に表現することによって、検出対象となる陰影のサイズ（つまり、空間周波数成分）という着眼点を提案指標に含めたより詳細な検証ができる可能性があり、測定時の ROI を陰影のサイズに対応させて使用することも有用であると考えられる。

本検証で示した手順を実際の最適化のプロセスに組み込むとすると、たとえば、Target/Filter、管電圧および被写体厚などが定まっている撮影条件の下で、現在使用している撮影線量を低減できるかどうかの検証に適用ができる。つまり、使用している線量から撮影線量を低減してもポアソン性ノイズの含有割合が大きく変化しなければ、線量低減の可能性のあることを認識でき、このプロセスによって撮影線量の再構築が容易になる。ただし、臨床におけるマンモグラフィ画像では、本検証で使用した単純なノイズモデルとは

異なり、全体的な画像ノイズの中には乳腺組織の構造などの解剖学的な側面も反映されると考えられるため、結果の解釈が複雑となる。

第1章でも述べたように、デジタル X 線画像システムにおける画質を考慮した撮影条件最適化のための最も一般的な方法は、様々な撮影条件で対象となる被写体の SNR を測定し、SNR が最大となる条件を特定することである。しかし、線量と SNR の関係から線量低減の目安を特定することは困難である。それに対して、本検証で考案した RSD 法に基づくノイズ因子分析によって得られる各ノイズ因子の含有割合に基づく線量指標は、シンプルなプロセスで簡単に測定可能であり、信頼性の高い結果を得ることが期待できる。ただし、示した指標はあくまで線量低減できる可能性を示すものであり、診断のために必要十分な画質が担保されているかどうかには注意する必要がある。また、各ノイズ因子の含有割合は画像システムだけでなく、撮影条件によって異なる可能性がある点も考慮すべきである。いくつかの懸念事項も挙げられるが、画質を考慮した線量最適化の観点から、有効ではない線量低減を回避するための線量基準を提供することは重要であると考えられる。

加えて、システムが正常に動作している際の各ノイズ因子の含有割合を把握することで、線量最適化という目的だけではなく、システムの動作異常や不具合を検出し、その原因を絞り込むというような活用方法も期待できる。たとえば、加法性ノイズの含有割合が高値を示していれば、検出器や電気回路の異常を特定でき、乗法性ノイズ成分が高値を示した場合には検出器のキャリブレーション等の必要性を認識できる。さらに、ポアソン性ノイズが正常動作時よりも明らかに高値となっていれば、X 線管などの X 線発生装置側に問題が生じている可能性がある。このように、提案指標を得るために実施する測定プロセスをシステムの精度管理に適用するといった応用も可能であると考えられ、本研究によって得られた知見は、最適化された検査を適切

に管理されたシステムで行う上でも意義があるものである。

本章のリミテーションとして、いくつかの点が挙げられる。第一に、本研究で提案した線量指標が視覚的な特性とどのように関連するのかは明らかにできておらず、臨床画像に対する有用性を検証していない点である。実際に最終的な撮影条件を適切に決定するためには、臨床における視覚的評価に基づいた客観的な根拠が必要になる。第二に、直接変換型 FPD を備えた 1 つのマンモグラフィシステムのみを対象とした点である。提案した指標は、その測定原理上、他の X 線画像システムにも適用が可能であるが、画素値を線量に関連する値に変換するための線形化を実行できない非線形なシステムや、RAW データを出力できない場合には適用することができない。第三に、J-RIME レポートで示されている最低線量に近い撮影線量で運用している施設数やシステムの特徴が明らかでない点である。

以上を踏まえ、今後、様々な異なるタイプの X 線画像システムに対して提案指標を適用し、その妥当性を検証することで、より汎用性の高い指標とすることができると思う。

2. 5 結論

本章では、直接変換型 FPD を備えたデジタルマンモグラフィシステムを使用して、RSD 法に基づくノイズ成分解析により、撮影線量を最適化するための指標について検証した。本検証の結果と J-RIME レポートを踏まえると、ポアソン性ノイズの含有割合が低下し始める線量を線量決定のための下限値として設定できる可能性が示唆された。本検証で提案した各ノイズ因子の含有割合に基づく線量指標は複雑なプロセスを経ずに測定できるため、実行性の高い有用な定量的指標となることが期待される。また、得られた知見はマンモグラフィ以外の X 線イメージングにおける線量最適化やシステムの精度管理にも貢献するものと考えられる。

第 3 章

MTF 改善係数による 散乱線除去用グリッドの特性評価

3. 1 はじめに

デジタル X 線画像システムにおける、X 線エネルギーや幾何学的配置などの撮影条件の最適化は、被ばく線量と SNR (画質) の関係を検証することによって行われることを第 1 章で述べた。デジタル X 線画像における散乱線の影響を含む条件での画質指標として、散乱線による画像コントラストの低下を考慮した signal difference-to-noise ratio (SDNR) と呼ばれる指標が使用されている^[23,42,44,48]。SDNR² は画像コントラストの 2 乗で変化し、散乱線による画像コントラストの低下は直接線含有率に依存する^[23]。これは、散乱線が X 線画像の画質を著しく低下させる要因であることを示しており、撮影条件を最適化する上で、散乱線による画質への影響を検討することが重要であることを意味している。

被写体内で発生する散乱線の発生は避けることはできず、古くから散乱線についての研究が行われてきた^[79-86]。散乱線の影響を低減するという観点では、グリッド、エアギャップ、あるいは細い X 線ビームを使用して走査する方法などが使用されてきた^[15]。画像処理技術の発展に伴ってソフトウェアベースの散乱線抑制処理^[87,88]も普及しているが、昨今、最も一般的に使用されている方法はグリッドである。グリッドは、散乱線が検出器に入射する前にそれを除去するフィルタのような機能をする。そして、その性能は幾何学および物理的特性によって特徴付けられる^[89]。物理的特性はグリッドを通過した直接線と散乱線の量をもとに計算される指標であり、これらの指

標に基づいて、撮影条件に合致する適切なグリッドを選択する。

グリッドの評価に関してさまざまな報告がされている^[46,47,49,50,90-92]。近年、SNRの概念が適用された SNR improvement factor (SIF) と呼ばれる物理的特性の新しい指標が導入された。この指標は、デジタル X 線画像システムでグリッドを使用する際の画質変化の特徴を表現するのに役立つと考えられており、グリッド性能の評価や撮影条件の最適化に利用されている^[49,50,92]。また、散乱線や幾何学的なボケなどの画質因子の影響を組み込んだ、空間周波数の関数として表現される包括的な画質指標をシステムの性能評価や最適化に適用することが試みられている^[34-36]。このような画像システムに関わる性能評価や撮影条件最適化のための研究動向を踏まえて、グリッドの性能評価に焦点を当てると、ある単一の値ではなく空間周波数に依存する指標によってその性能を表現できれば、グリッドの特性をより詳細に解明できると考えられる。

本章では、上記の考えに基づき、デジタル X 線撮影においてグリッドを使用することによる画質改善特性の評価に焦点を当て、空間周波数の関数である MTF improvement factor ($MIF_G(u)$) をグリッドの性能評価のための指標として提案し、その妥当性と有用性の検証を行う。

はじめに、 $MIF_G(u)$ の導出過程について述べる。次に、幾何学的特性が異なるいくつかのタイプのグリッドに対して、異なる撮影条件下で $MIF_G(u)$ を用いた評価を行い、性能が異なるグリッドの信号伝達特性を調べる。そして、得られた結果を撮影条件の最適化プロセスに対してどのように組み込むかについて議論を展開する。

3. 2 方法

3. 2. 1 $MIF_G(u)$ の導出

まず、グリッドの物理的特性の 1 つである露出倍数 B は、グリッドの全 X 線透過率 T_t を使用して次の式で表される [49,50]。

$$B = \frac{1}{T_t} = \frac{1}{\frac{P_{g+} + S_{g+}}{P_{g-} + S_{g-}}} = \frac{P_{g-} + S_{g-}}{P_{g+} + S_{g+}} \quad (3.1)$$

ここで、 P_{g-} と P_{g+} はグリッドがない場合とある場合における検出器に入射する直接線の量であり、 S_{g-} と S_{g+} はグリッドがない場合とある場合における検出器に入射する散乱線の量をそれぞれ表す。これらを用いて、グリッドを使用しない条件における散乱線含有率 SF_{g-} とグリッドを使用する条件における散乱線含有率 SF_{g+} は以下のように定義できる。

$$SF_{g-} = \frac{S_{g-}}{P_{g-} + S_{g-}} = 1 - PF_{g-} \quad (3.2.1)$$

$$SF_{g+} = \frac{S_{g+}}{P_{g+} + S_{g+}} = 1 - PF_{g+} \quad (3.2.2)$$

ここで、 PF_{g-} と PF_{g+} はグリッドを使用しない条件と使用する条件における直接線含有率である。

次に、散乱線の影響を考慮した MTF 測定について考える。グリッドを使用しない場合の MTF である $MTF_{g-}(u)$ は、検出器固有の presampled MTF

($MTF_D(u)$ と表す)に散乱線の影響が含まれたものと考えることができ、以下の式で求められる^[34]。

$$MTF_{g-}(u) = PF_{g-} \cdot MTF_D(u) + SF_{g-} \cdot MTF_{S-}(u) \cdot MTF_D(u) \quad (3.3)$$

$MTF_{S-}(u)$ はグリッドがない状態で検出器に入射する散乱線がもつ空間周波数特性^[81,82]を表しており、 u は空間周波数である。グリッドを使用した場合、グリッドの散乱線を除去する効果によって散乱線の影響が低減された際の $MTF_{g+}(u)$ は次のように表せる。

$$MTF_{g+}(u) = PF_{g+} \cdot MTF_D(u) + SF_{g+} \cdot MTF_{S+}(u) \cdot MTF_D(u) \quad (3.4)$$

ここで、 $MTF_{S+}(u)$ はグリッドを使用した場合に検出器に入射する散乱線がもつ空間周波数特性である。グリッドの厚さは約1~2 mm^[92]であるため、X線管焦点から検出器までの距離が100 cm以上であるとすると(これは臨床における一般的な撮影距離である)、グリッドの使用による拡大や幾何学的なボケは無視できるほど小さいため、(3.4)式の u は(3.3)式と同じ平面上の空間周波数として考えることができる。したがって、(3.3)式と(3.4)式から、グリッドを使用することで得られるMTFの改善効果を示す $MIF_G(u)$ は、

$$MIF_G(u) = \frac{MTF_{g+}(u)}{MTF_{g-}(u)} = \frac{PF_{g+} + (SF_{g+} \cdot MTF_{S+}(u))}{PF_{g-} + (SF_{g-} \cdot MTF_{S-}(u))} \quad (3.5)$$

として求めることができる。(3.5)式はグリッドの有無による直接線と散乱

線の含有率の比率を空間周波数の関数として表す指標であることを意味している。本章では、この $MIF_G(u)$ をグリッドの評価指標として提案し、グリッドの性能を評価するために適用した。

3. 2. 2 使用機器と撮影条件

$MIF_G(u)$ を測定するために使用した幾何学的配置を Figure 3.1 に示す。また、使用した撮影条件 C-0、C-1、C-2、C-3 を Table 3.1 にまとめる。C-0 条件は散乱線の影響を含まない検出器固有の presampled MTF である $MTF_D(u)$ を求めるために使用し、C-1 から C-3 の条件は散乱線量を変化させるために使用した。撮影には X 線撮影システム KXO-50SS / DRX-3724HD (キヤノンメディカルシステムズ株式会社、栃木県、日本) を用いた。画像取得のための X 線検出器には間接変換型 FPD である CALNEO Smart C47 (富士フイルム株式会社、東京都、日本) を使用した。この画像システムの入出力特性は相対 X 線量の対数値に対して出力画素値が比例する非線形な特性であるため、得られた画像を評価に使用するために有効露光量変換による線形化が必要であった。この線形化のための処理については、各撮影条件 (Table 3.1) で検出器に入射する X 線質が変化することによって画像システムの応答も変化すると想定して、各条件における入出力特性を測定した。本検証における MTF の計算には上記の一連の作業によって線形化されたデータを使用した。

Table 3.1 に示す各条件の管電圧と PMMA の厚さは、生成される散乱線量が異なるように設定されている。C-1 は肩関節や頸椎などの撮影を想定した条件であり、C-2 は腹部の撮影を想定している。C-3 の管電圧は一般

的な胸部撮影と同じだが、より厚い被写体を適用して散乱線量が多くなるような条件としている。また、C-1条件における被写体への入射表面線量はDRLに基づいて約1 mGyとなるように mAs 値を調整した^[2]。C-2およびC-3条件においては、検出器への入射表面線量がC-1条件と等しくなるように、条件ごとに mAs 値を変化させて X線量を調整した。X線量は、電位計 UNIDOS E (PTW、フライブルク、ドイツ) に 6 cm³ の平行平板形イオンチェンバ Type 34069 (PTW) を接続して測定した。

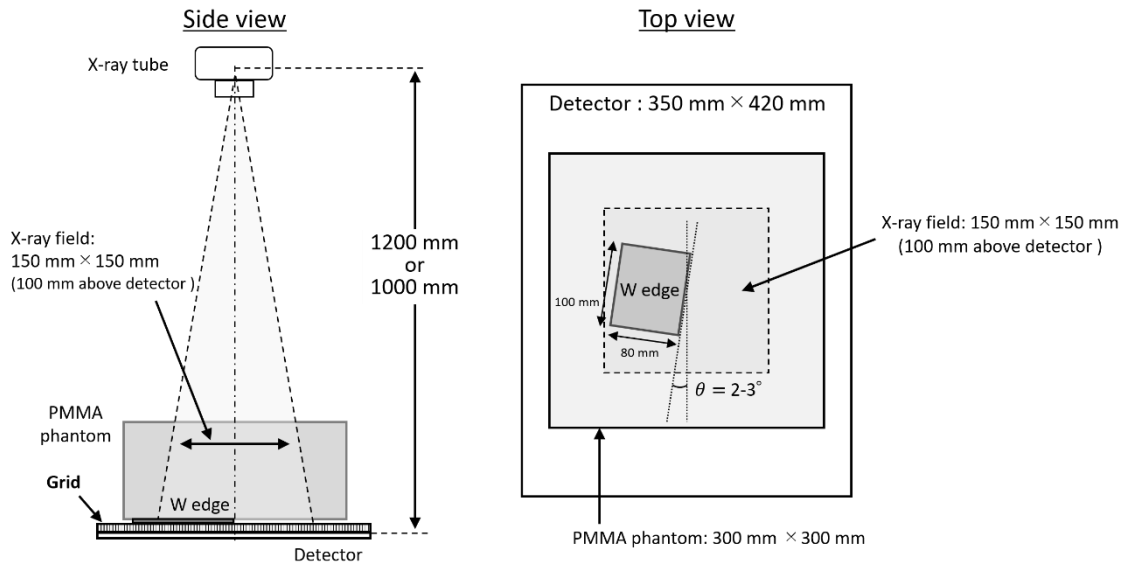


Figure 3.1 Schematics of geometric arrangement for measurement of $MIF_G(u)$. The SDD was fixed according to the focal distance of the grid (shown in Table 3.2). At this time, tube current and exposure time were adjusted such that the incident dose on the PMMA surface was constant at each imaging conditions of C-1–C-3, as shown in Table 1.

Table 3.1 Imaging conditions used in this study. The incidence dose value in C-0 was measured at the detector surface, and the incidence dose in C-1–C-3 were measured at the PMMA surface.

Condition	Tube voltage [kV]	PMMA thickness [cm]	Incidence dose [mGy]
C-0	70	0 (without PMMA)	0.1
C-1	70	10	0.98
C-2	90	15	1.84
C-3	120	20	3.15

3. 2. 3 $MIF_G(u)$ の測定と算出

まず、Figure 3.1 に示す幾何学的配置において、グリッドと PMMA ファントムを取り除き、C-0 条件で散乱線の影響を含まないエッジ画像を取得した。そして、このエッジ画像を用いて $MTF_D(u)$ を求めた。使用したエッジは 100 mm × 80 mm の寸法で、材質はタングステン (W) である。すべての測定において、エッジは検出器の画素配列に対して約 3° の角度をもつように配置した^[17]。次に、PMMA ファントムを検出器上に配置し、C-1 から C-3 の条件下で散乱線の影響を含んだエッジ画像を取得して $MTF_{g-}(u)$ を求めた。さらに、Figure 3.1 に示すように検出器と PMMA ファントムの間にグリッドを挿入し、C-1 から C-3 条件と Table 3.2 に示すグリッド A~E のすべての組み合わせについて $MTF_{g+}(u)$ を計算した。このとき、Figure 3.2 に示すようにエッジを 2 方向に配置し、グリッドの鉛箔の方向に対して垂直と平行である edge spread function (ESF) を取得した。そして、各条件で得られた $MTF_{g-}(u)$ と $MTF_{g+}(u)$ を用いて式(3.5)より、散乱線量が異なる撮影条件における各グリッドの $MIF_G(u)$ を求めた。 $MIF_G(u)$ は、3 種類の撮影条件、5 つの異なるグリッド、およびグリッドの鉛箔の方向に対して垂直と平行である 2 方向の計 30 種類の条件において算出した。

Table 3.2 Properties of the grids used in this study. The imaging targets listed under "Applications" are examples for a general usage in clinical practice.

Grid	Grid density [line/cm]	Grid ratio	Focal distance [cm]	Interspace material	Applications
Grid A	40	3 : 1	120	Al	Bedside
Grid B	40	6 : 1	120	Al	Neck, Shoulder etc.
Grid C	40	8 : 1	120	Al	Abdomen, Pelvis
Grid D	60	10 : 1	120	Al	Chest
Grid E	40	8 : 1	100	Fiber	Abdomen, Pelvis

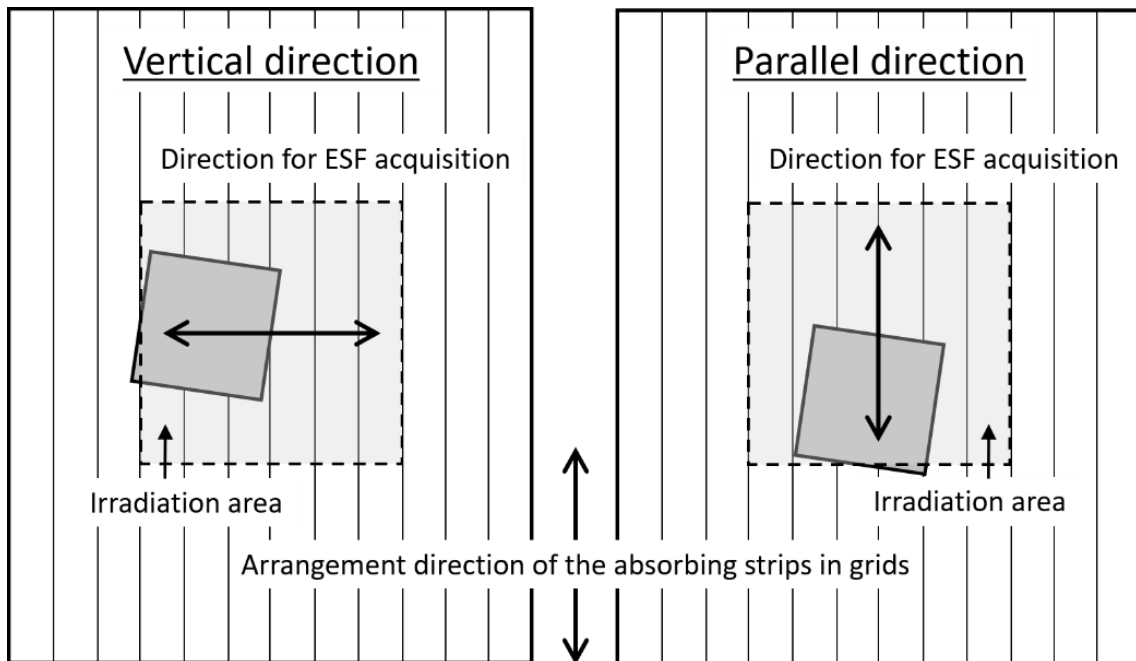


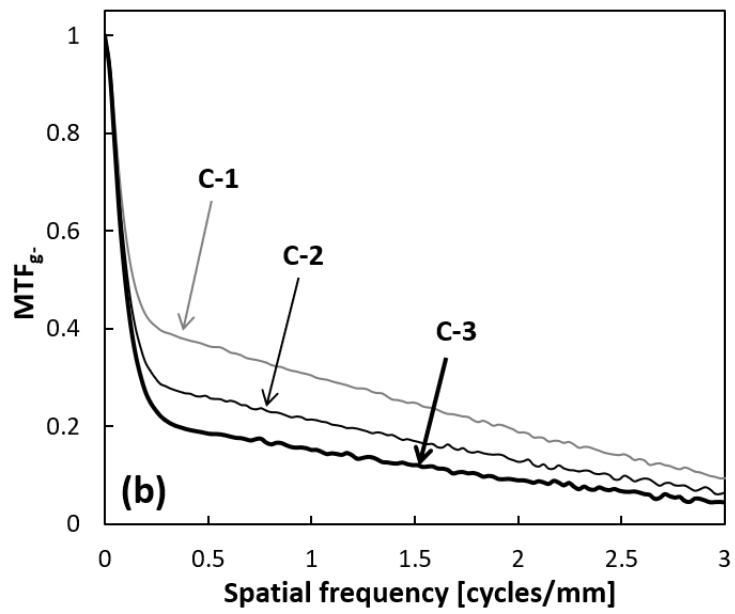
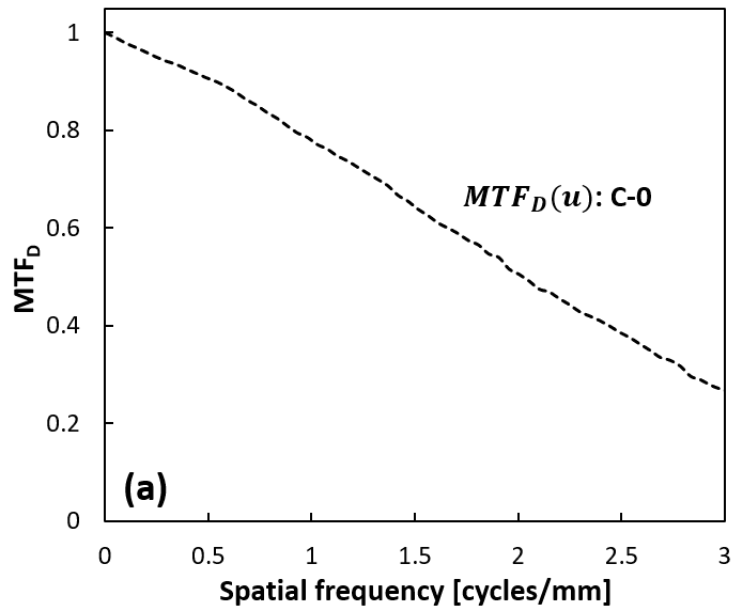
Figure 3.2 Description of the orientation for the ESF acquisition to grid stripes.

3. 2. 4 MTF の測定と算出

$MTF_D(u)$ 、 $MTF_{g-}(u)$ 、および $MTF_{g+}(u)$ を算出するために、低空間周波数領域の計算精度が高いとされているエッジ法を適用した^[93-95]。検出器の画素配置に対してエッジを斜めに配置して撮影された画像を用いて、複数のエッジプロファイルを合成することによって実効的なサンプリング間隔が小さくなった ESF を取得した。合成サンプリング後の不均等なデータ間隔を等間隔にするためにビン幅 0.02 mm 内に収まるデータを平均化した後、ESF を微分することによって line spread function (LSF) を求めた。合成する ESF の長さは、低い空間周波数領域の MTF を正確に算出するために可能な限り長くする必要があるが、長すぎると ESF に含まれるノイズの影響が大きくなり計算精度が低下する^[94-96]。そこで、本検証では、ESF の長さを 40.96 mm に設定した。この値は、事前に LSF の裾野部分の値がゼロに十分収束していることを確認したうえで、0.02 mm のビン幅と高速フーリエ変換法を適用するためのデータ数との兼ね合いから決定した。そして、LSF をフーリエ変換することで $MTF_D(u)$ 、 $MTF_{g-}(u)$ 、および $MTF_{g+}(u)$ をそれぞれ算出した。エッジ法は微分の過程によってノイズの影響を強く受けることが知られているため^[97]、ESF のフィッティング、フーリエ変換時の窓関数の適用、LSF の裾野に対するフィルタリングや外挿などの付加的な処理が一般的に行われるが、低空間周波数領域に対する散乱線の影響を正確に分析できなくなることが懸念されたため、本検証ではいずれの処理も適用しなかった。各 MTF は、各条件において独立した 3 回の測定を行い、算出した結果を平均することで求めた。

3. 3 結果

Figure 3.3(a)は、検出器固有の presampled MTF を表す $MTF_D(u)$ を示しており、Figure 3.3(b)は、C-1～C-3 の撮影条件において異なる散乱線量の影響を受けた $MTF_{g-}(u)$ を示している。 $MTF_{g-}(u)$ については、散乱線がもたらす影響によって low-frequency drop (LFD) が発生し、画像システムのレスポンスが低下していることがわかる。各 $MTF_{g-}(u)$ の LFD から求めた検出器における散乱線含有率 SF_{g-} は、C-1 条件で 60%、C-2 条件で 72%、C-3 条件で 80% であった^[86]。Figure 3.3(c)に C-1～C-3 条件に対してグリッド B を使用した際の $MTF_{g+}(u)$ の結果を示している。Figure 3.3(b)の結果と比較すると、グリッドが散乱線の影響を低減し、画像システムのレスポンスが改善されていることがわかる。このときの平行方向の $MTF_{g+}(u)$ の LFD から求めた SF_{g+} は、C-1 条件で 26%、C-2 条件で 45%、C-3 条件で 61% であった。また、 $MTF_{g+}(u)$ に方向依存性があることが確認され、鉛箔に対して垂直方向に広がる散乱線を除去する効果が 1 cycle/mm 未満の空間周波数で高いことが示されている。Figure 3.3(c)にみられる 2.7 cycles/mm 付近のピークは、グリッド密度が 40 本/cm であるグリッド B がもつ 4.0 cycles/mm の周期的なパターン信号がエリアシングによって出力された結果である。これは、本検証で使用した検出器のナイキスト周波数が 3.33 cycles/mm であるため、エリアシングの出現する周波数が $3.33 - (4.00 - 3.33) = 2.66$ cycles/mm であることから説明できる。異なる撮影条件に対する各グリッドの $MTF_{g+}(u)$ を Figure 3.4 に示す。



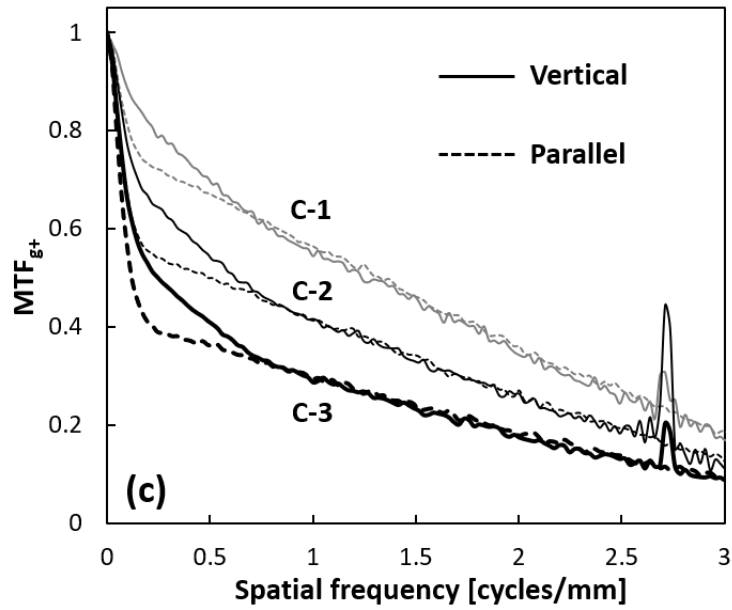


Figure 3.3 (a) $MTF_D(u)$ obtained under the condition of C-0 which is not affected by scattered radiation (i.e., presampled MTF). **(b)** $MTF_{g-}(u)$ which are affected by scattered radiation. $MTF_{g-}(u)$ was obtained under the conditions of C-1–C-3; The gray line represents the result in the C-1 condition, the black line is C-2, and the bold line is C-3. **(c)** $MTF_{g+}(u)$ for each imaging condition when using the grid B. The solid line indicates the vertical direction to the grid stripes and the dotted line is the parallel direction. The peaks around 2.7 cycles/mm are due to aliasing of the grid pattern.

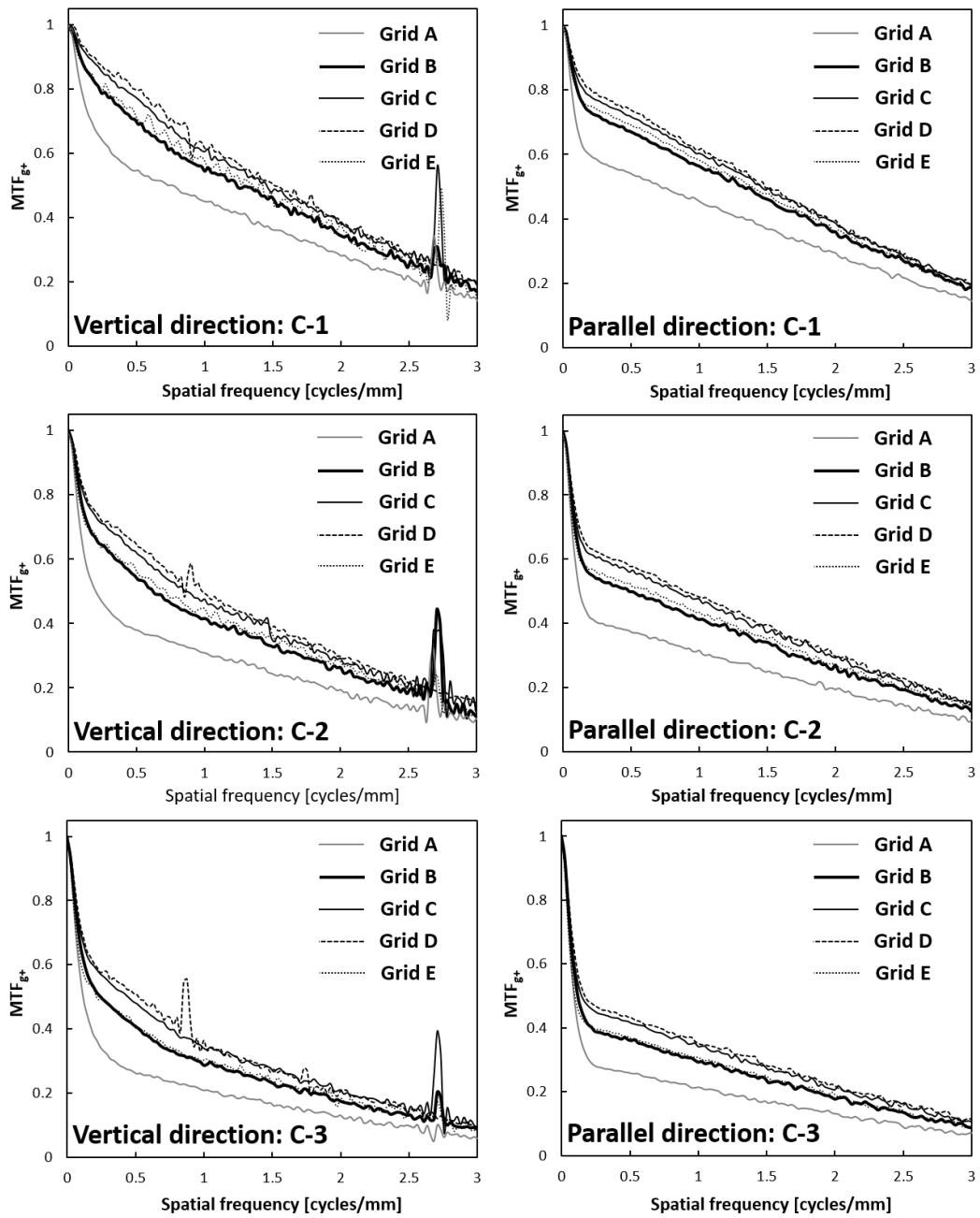


Figure 3.4 $MTF_{g^+}(u)$ of grids for each imaging condition.

Figure 3.5 は、各撮影条件に対して算出された各グリッドの $MIF_G(u)$ を 1.5 cycles/mm までの空間周波数領域で比較したものである。この結果から、 $MIF_G(u)$ がグリッドの種類や画像に影響する散乱線量によって変化することが分かる。特に、散乱線量が少ない C-1 条件と散乱線量が多い C-3 条件では $MIF_G(u)$ に顕著な違いが見られた。また、垂直方向の $MIF_G(u)$ は平行方向に比べて 0.2~0.5 cycles/mm で最大となり、それ以上の空間周波数では低下して、約 1 cycle/mm から一定の値になるような傾向があった。また、1 cycle/mm を超える空間周波数領域においては $MIF_G(u)$ の値に方向依存性はみられなかった。さらに、すべての条件で、グリッド A の $MIF_G(u)$ は他のグリッドよりも明らかに低く、グリッド B と E、グリッド C と D の組合せはそれぞれで同程度の $MIF_G(u)$ を示した。

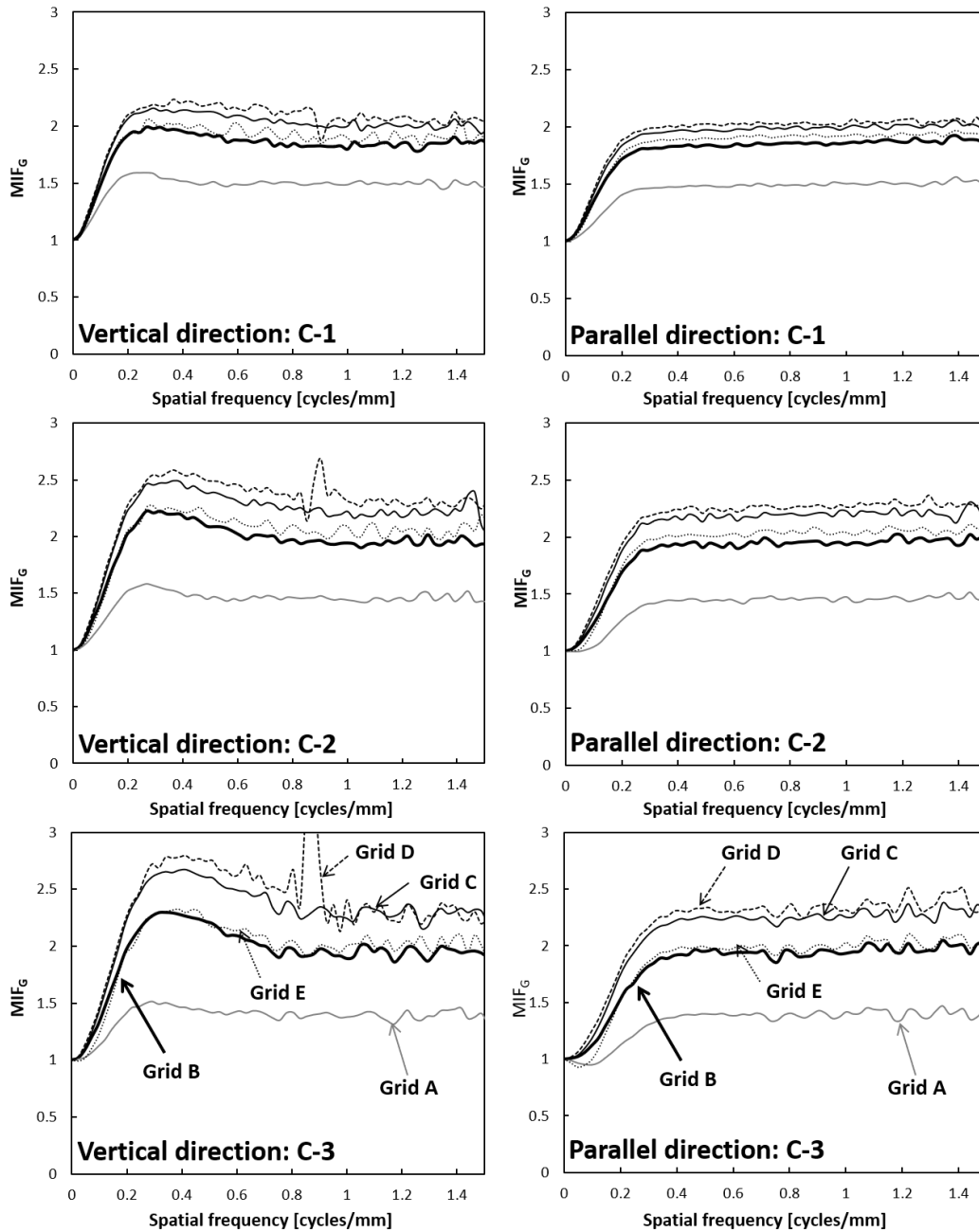


Figure 3.5 Comparisons of $MIF_G(u)$ of grids in the different imaging conditions. The gray line illustrates Grid A, the bold line is Grid B, the black line is Grid C, the dotted line is Grid D, and the gray dotted line is Grid E. The performance of each grid was characterized in an easy-to-understand manner. In the high scatter condition (particular C-3), the difference depending on the grid type was more significant.

Figure 3.6 は、散乱線量が多い C-3 条件におけるグリッド A、B、および D に対する 3 回測定時の各空間周波数における $MIF_G(u)$ の不確かさを示している。各グリッドの $MIF_G(u)$ の 1.5 cycles/mm までの不確かさの平均値は、グリッド A で 0.02、グリッド B で 0.03、グリッド C で 0.03、グリッド D で 0.17、グリッド E で 0.04 であった。

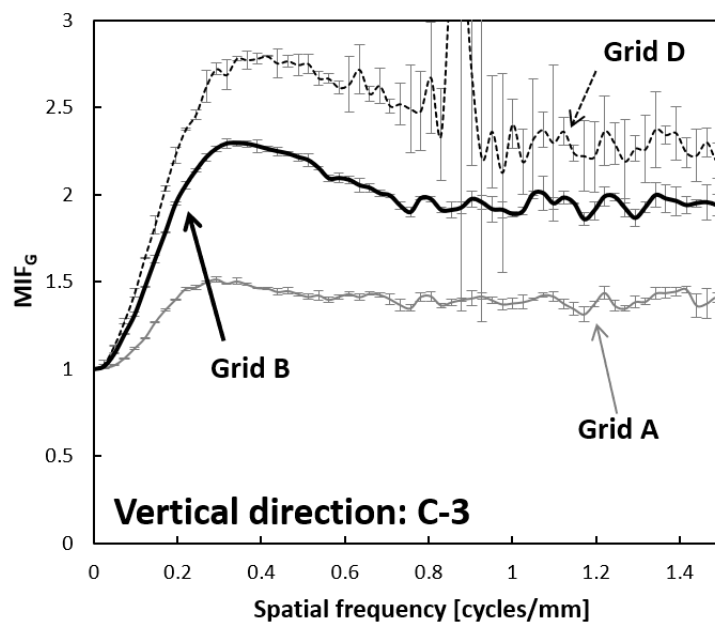


Figure 3.6 Uncertainties of $MIF_G(u)$ for Grid A, B, and D. The uncertainty of Grid D seems to have increased due to the influence of aliasing. The other grids gave relatively stable calculation results.

3. 4 考察

$MIF_G(u)$ が表現するグリッドの画質改善効果は、撮影条件やグリッドの種類によって異なるが、低い空間周波数から急激に増加し、一定値へと変化していく傾向であった。この結果は、散乱線がもたらす低い空間周波数成分への影響を除去するだけでなく、検出器に入射する散乱線の量を減らすことで画像システム全体のレスポンスを改善するグリッドの能力を明確に示している。そのため、X線画像形成に対する散乱線の影響と前述したグリッドの役割に基づくと、本章で提案する $MIF_G(u)$ はグリッドの性能評価指標として有用である可能性がある。

本研究の結果から、 $MIF_G(u)$ を用いてグリッドの性能を評価することで、グリッドの散乱線除去効果に方向依存性があり、グリッドの鉛箔に対して垂直な方向の $MIF_G(u)$ は 0.2~0.5 cycles/mm で最大となることが明らかとなった。これは、グリッドによる散乱線除去によって、 $MIF_G(u)$ が最大となる周波数成分の解像特性がより改善することを示していると考えられる。この $MIF_G(u)$ の最大値に関しては、Figure 3.5 に示すように散乱線量が多い C-3 条件下で性能の良いグリッドを使用した場合に顕著であった。また、同じグリッドを使用したとしても散乱線量によって最大値の振幅が異なることから、 $MIF_G(u)$ の最大値は重要なグリッドの特徴であると考えられる。

(3.5)式からわかるように、 $MIF_G(u)$ はグリッドによる直接線含有率の改善と散乱線の空間周波数特性の変化を表す指標であり、散乱線の除去能力を空間周波数の関数として表現する。 $MTF_{S-}(u)$ と $MTF_{S+}(u)$ の変化率がすべての空間周波数で同一である場合、 $MIF_G(u)$ は直接線含有率の改善度合いのみに依存するため、コントラスト改善係数 K ($K = T_p/T_t$; T_p は一次線透過率) ^[89]を示すことになる。実際に、 $MIF_G(u)$ のプラトー値が K とどのように関連しているか

を先行研究^[92]を参照して確認したところ、90 kV で 15 cm 厚の PMMA ファントムを撮影した条件（C-2 条件に対応）において、グリッド比 6 : 1 のグリッドで $K = 1.85$ 、8 : 1 のグリッドで $K = 2.11$ 、10 : 1 のグリッドで $K = 2.21$ であった。使用しているグリッドの幾何学的特性や測定条件が完全に一致してはいないが、Figure 3.5 に示されている C-2 条件における $MIF_G(u)$ のプラトー値と比較すると同等の値であることが分かる。JIS Z 4910 では値の正確度を $\pm 10\%$ 以内としていることから、グリッドの特性を評価する指標として $MIF_G(u)$ には信頼性があり、測定手法も妥当であるといえる。そして、 $MIF_G(u)$ の空間周波数特性は散乱線の空間的広がりの変化に関連しており、Figure 3.5 に示す最大値は、グリッドによる散乱線の空間的広がりが抑制され、対応する周波数におけるレスポンスがより改善されたことを示す。ただし、 $MIF_G(u)$ の最大値とその空間周波数については、MTF 測定に使用するエッジの位置による影響があると考えられる。本検証では Figure 3.1 に示すように、エッジを PMMA ファントムの下に配置しており、PMMA 内で発生した散乱線の影響を最も強く受ける幾何学的条件としている。エッジの位置による影響については、検出器から離れるほど $MIF_G(u)$ の最大値が低空間周波数側にシフトすると推定される。したがって、 $MIF_G(u)$ の解釈においては、信号が散乱体内のどの位置に配置されているかということも考慮する必要があると思われる。

同じ撮影条件下で性能の異なるグリッドを使用した結果を比較したとすると、 $MIF_G(u)$ が低い場合には、散乱線除去の能力が劣っていることを示しており、高い $MIF_G(u)$ を示すグリッドを使用した時のような画質の改善を期待できないことを意味する。しかし、あるグリッドを異なる撮影条件下で使用して低い $MIF_G(u)$ が得られたとしても、単純にグリッドの性能が劣ると判断することはできない。これは、 $MIF_G(u)$ の値が散乱線量の影響を受けるためである。

つまり、 SF_g がそもそも低い条件においては、グリッドの使用が画質を向上させるかは明確ではないということである。それに対して、 SF_g が増加しているにもかかわらず $MIF_G(u)$ に変化がなければ、その撮影条件に対するグリッドの性能が不十分であると考えることができ、グリッドによる画質の改善効果が期待できないことを示す。本研究の結果より、Figure 3.5 に示されているグリッド A の $MIF_G(u)$ がすべての撮影条件で同程度となっていることがこれに該当する。また、中間物質がファイバーであるグリッド E の $MIF_G(u)$ はグリッド C および D に比べて低かった。特に、グリッドの幾何学的構造は同じで中間物質のみが異なるグリッド C と比較すると、最大値の変化に明らかな違いが見られた。撮影条件が C-2 から C-3 に変化したときの $MIF_G(u)$ の最大値は、グリッド C で約 7%、グリッド E で約 2% 向上した。この結果は、ファイバーを中間物質とするグリッドの画質改善特性が、散乱線量の多い条件下では劣る可能性があることを示している。

ここで、グリッドの性能の空間周波数特性を把握することの利点について考える。たとえば、微細な構造の観察を目的としないような撮影において、 $MIF_G(u)$ の最大値を参照したグリッドの選択や撮影条件の決定ができる可能性がある。実際に、胸部 X 線撮影における肺血管や腫瘍陰影、挿入されたカテーテルなどのサイズは 1~2 mm 程度であり、これらは 0.5 cycles/mm 周辺の空間周波数成分の信号である。このような構造物を観察対象とする経過観察やカテーテルの位置確認といった特定の目的においては、最大値に対応するような低空間周波数成分の信号を明確に描出できる方が良く、これは $MIF_G(u)$ から読み取れるグリッドの特性と密接に関連していると考えられる。一つの例として、Figure 3.5 に示す C-3 条件におけるグリッド B の最大値は約 2.3 であり、グリッド C または D の 1 cycle/mm 以上の $MIF_G(u)$ がもつプラトー値と同等である。グリッドの X 線透過率に関しては、幾何学的性能の

低いグリッド B のほうが優れると思われ、透過線量を考慮した $MIF_G(u)$ の最大値はより高い値になると推定できる。これは、 $MIF_G(u)$ が最大となる空間周波数において、低線量でも良好な SNR が得られることを意味する。SNR の観点から考えると、 $MIF_G(u)$ を 2 乗した値が出力画像に影響するため、 $MIF_G(u)$ を用いてグリッドの特性を把握することは十分に価値があると考えられる。以上を踏まえると、空間周波数の関数である $MIF_G(u)$ の適用は、グリッド使用時の撮影条件を最適化するための指標としての選択肢を広げることが期待できる。また、 $MIF_G(u)$ は特別な処理手順や複雑な幾何学的配置を使用せずに簡便に測定可能であるという点でも非常に有用であると考えられる。

本章のはじめに述べたように、昨今では、SIF という物理的特性によってグリッドの評価が行われている。デジタル X 線画像システムの画質は基本的に検出器に入射する X 線量子数に依存するため、グリッドの直接線透過率の良さを反映する SIF は、デジタル X 線画像システムでグリッドを使用する条件における画質評価指標として適していると考えられている。SIF はグリッドの X 線透過性を考慮した指標であり、ノイズ特性への影響を加味したものであるのに対して、 $MIF_G(u)$ は信号伝達の改善特性のみを評価している。しかしながら、SIF は K の 2 乗と B の比 (K^2/B) として定義されるため、 K の値を含む $MIF_G(u)$ を SIF に関連付けられる可能性があり、これは、グリッド使用時の NPS の情報を $MIF_G(u)$ に追加することで解決できると考えられる。つまり、重要な評価指標と考えられている SIF を、 $MIF_G(u)$ を使用して空間周波数領域における評価尺度に拡張し、より詳細なグリッドの性能評価への適用が期待できる。仮に、グリッドを使用する場合と使用しない場合の空間周波数の関数としての SNR が、それぞれ $SNR_{g+}(u)$ および $SNR_{g-}(u)$ として表される場合、以下の (3.6) 式のように、 $SIF(u)$ はグリッドを使用することによる NPS の変化を考慮することで導出できる。

$$\begin{aligned}
SIF(u) &= \frac{SNR_{g+}^2(u)}{SNR_{g-}^2(u)} = \frac{\frac{MTF_{g+}^2(u)}{NPS_{g+}(u)}}{\frac{MTF_{g-}^2(u)}{NPS_{g-}(u)}} = \frac{MTF_{g+}^2(u)}{MTF_{g-}^2(u)} \times \frac{NPS_{g-}(u)}{NPS_{g+}(u)} \\
&= MIF_G^2(u) \times \frac{NPS_{g-}(u)}{NPS_{g+}(u)} \tag{3.6}
\end{aligned}$$

ここで、 $NPS_{g+}(u)$ と $NPS_{g-}(u)$ はそれぞれグリッド使用の有無における NPS である。したがって、グリッドの評価指標として $MIF_G(u)$ をさらに発展させるためには、グリッドによる NPS の改善特性を評価する必要がある。

本検証における $MIF_G(u)$ の取得過程において、散乱線の影響を適切に評価するために MTF 計算時のノイズ低減処理は適用しなかった。加えて、散乱線によってコントラストが低下したエッジ像を用いて MTF を計算しており、ノイズの影響を除外できていない可能性がある^[96]。Figure 3.6 に示しているように、3 回測定時の $MIF_G(u)$ の不確かさは $MIF_G(u)$ の値が高くなるほど大きくなっている。本検証では、グリッドが無い条件における検出器への入射線量が等しくなるように撮影線量を設定しているため、この不確かさの増加は、散乱線を除去する性能が優れるグリッドの使用によって検出器への入射線量が低下することで、エッジ画像に含まれるノイズ量が増えたことによるものであると考えられる。したがって、画像の取得条件や使用するグリッドによって $MIF_G(u)$ の不確かさが変化することを結果解釈の際には理解しておく必要がある。

本章のリミテーションとして、 $MIF_G(u)$ の測定における異なる信号位置 (MTF 測定のためのエッジ配置) の影響が明らかでない点が挙げられる。つまり、本検証によって示した結果はあくまで、Figure 3.1 に示した幾何学的条件で得られるものであることに注意すべきである。しかし、信号を任意の位置に配置して測定を行うことで、グリッド使用時における被写体内の信

号位置依存性を $MIF_G(u)$ によって明確にできると考えており、現在その測定方法についても検討中である。また、その汎用性の高さや計算精度に基づいて、検出器の広い領域を覆う不透過なエッジを適用したが、散乱線の影響を評価する際のより合理的な測定用デバイス^[98]や視覚特性との関連性を踏まえた検証が必要であると考えられる。実際の臨床画像においては、グリッドの鉛箔に対して垂直・平行なエッジ成分をもつような信号は少なく、円形や不規則な形状をしていると推測される。そのため、人体内に存在する信号形状に近い円形のエッジ^[39]を $MIF_G(u)$ の測定に適用することで、より視覚的な特性を考慮した評価指標として活用できると考える。さらに、 $MIF_G(u)$ が撮影条件の最適化にどのように適用できるかについても、視覚的評価を含めて詳細に検証する余地があり、今後の研究の課題である。

3. 5 結論

本章では、デジタル X 線画像の取得の際に使用するグリッドの新たな性能評価指標として、空間周波数の関数である $MIF_G(u)$ を提案し、散乱線量の異なる様々な撮影条件下で異なる幾何学的特性をもつグリッドを評価することにより、提案した指標の有用性を検証した。その結果、 $MIF_G(u)$ は異なる撮影条件における各グリッドの画質改善特性を適切に表現できる指標であると考えられ、 $MIF_G(u)$ によって識別できる空間周波数特性を活用することで、撮影条件の最適化に貢献できる可能性が示された。さらに、グリッド使用時の NPS の変化を示す指標と組み合わせることで、グリッドの性能評価指標としての有用性を向上できることを示した。

第 4 章

総括

本研究では、X線画像検査における撮影条件の最適化に焦点をあて、最適化に関連する有益な知見を提供することを目的として、新しい手法・指標を提案し、それらを最適化の取り組みにどのように組み込むことができるかを検討した。

第 1 章では、本研究の背景となる放射線防護体系における最適化に関する取り組みの重要性と関連する先行研究の動向及び概要について述べた。第 2 章では、線量の最適化という点に着目し、新たな線量指標に基づく最適化手法について述べ、第 3 章では、グリッド使用に関する最適化という点に着目して提案した新たな評価指標について述べた。本章では、各章の要点をまとめ、さらに、最適化に関連する画質測定における問題点について自身の研究成果を踏まえて全般的な観点から議論を展開する。そして、それらをもとに本研究の成果を総括し、本論文の結論とする。

第 2 章では、マンモグラフィにおける被ばく線量最適化のための線量指標を提案し、それに基づく最適化手法について述べた。これは、RSD 法というノイズ因子解析法によって求めた撮影線量の変化に伴うポアソン性ノイズの含有割合の変化を指標とするものであり、直接変換型 FPD を搭載したマンモグラフィシステムを用いて提案指標の妥当性について検証を行った。その結果、ポアソン性ノイズの含有割合が大きく変化する撮影線量を特定することが重要であり、この含有割合の変曲点が線量決定における一指標になりうることを示唆された。これは、撮影線量がこの基準を下回ると、量子ノイズ以外のノイズ因子の影響が強くなり、有効な線量低減を実現できないこと

を意味している。最終的な撮影条件を決定するためには、臨床条件下でのマンモグラフィ画像に対する医師による視覚的な評価に基づいた客観的根拠が必要になるが、本研究にて目安となる最低線量限度を提供できたことは線量最適化にとって有益であると考えられる。また、システムの精度管理という観点においても有用である可能性がある。つまり、システムが正常に動作している際の各ノイズ因子の含有割合を把握することで、線量最適化という目的だけではなく、システムの動作異常や不具合を検出し、その原因を絞り込むというような活用方法が挙げられる。以上から、提案指標は簡便に測定することができ、さらに、その他の一般撮影等の X 線画像検査にも適用可能であることから、線量決定のための定量的な一指標として撮影線量の最適化に貢献することが期待できる。そして、得られた知見は、最適化された検査を適切に管理されたシステムで行う上で意義があると考えられる。

第 3 章では、グリッドがもつ散乱線除去の特性を表現するための新しい評価指標 $MIF_G(u)$ を提案し、異なる幾何学的特性をもつグリッドの $MIF_G(u)$ を測定することで、提案指標の妥当性と有用性について検証した。その結果、グリッドの画質改善効果を表現する $MIF_G(u)$ は、撮影条件やグリッドの種類によって異なり、低い空間周波数領域で急激に増加した後、最大値となり、その後、一定値へと変化するものであった。この特性は、グリッドを用いた検出器に入射する散乱線量の低減による画像コントラストの改善効果を示せるだけでなく、検出器に対して斜入する光子の除去が $MIF_G(u)$ の最大値となる周波数の解像特性をより改善する効果をもつことを表していると考えられ、 $MIF_G(u)$ はグリッドの性能評価指標として有用であることが示唆された。また、散乱線の発生量が多い条件下でグリッド比が大きいグリッドを使用した場合に $MIF_G(u)$ の最大値が顕著であり、同じグリッドを使用したとしても、散乱線量

によって最大値となる周波数や振幅が異なる点も $MIF_G(u)$ で表現できるグリッドの重要な特徴である。さらに、 $MIF_G(u)$ の最大値に着目したグリッドの選択や撮影条件の決定ができる可能性があることが示唆され、グリッド使用の有無によるノイズ特性の変化の情報を提案指標に組み込むことで、より包括的な指標として使用できることも示唆された。以上から、 $MIF_G(u)$ によって評価できるグリッドの画質改善効果の特性を、撮影条件の最適化における有益な情報として十分に活用できると思われる。今後、視覚特性との関連を考慮した円形のエッジを使用するなど合理的な測定用デバイスの適用も含めて、MTF や NPS などの測定方法についての検証をさらに進めることで、信頼性と利便性の高い指標になると期待できる。

本論文においては、診療の目的ごとに求められる診断的画質を使用するシステムで取得できるかどうかを把握することが、最適化における最も基本的な方法であることを議論の前提としている。つまり、物理的な画質特性を定量的に測定することが重要であり、その情報を活用することで、最適な条件での運用が実現できると考えている。近年では、画像システム固有の物理特性を評価するだけでなく、システム全体を包括的に捉えた特性の評価も行われつつある。これは、様々な画質因子の影響を含めたものであり、第3章で実施したようなより臨床に近い複雑な測定条件下での取り組みである。その他にも、被写体の形状や画像コントラストなどを考慮した撮影・処理条件に依存する特性の評価にも関心が高まっている。これらの評価は、臨床との関連を考慮して物理的な特性を求める上で非常に有用性の高いものであると考える。しかしながら、上記のように結果に影響を及ぼす要因が複数存在する条件下で評価や測定が行われる場合に、得られた結果の解釈が単純でなくなる可能性があることは、X線画像検査における撮影条件の最適化に関

連する物理的な画質特性の測定についての重要な課題であると思われる。

たとえば、MTF 測定に着目してみると、測定対象となる信号強度の大きさに対してノイズが目立つような画質条件の場合、MTF の測定精度は容易に低下し、その評価結果には大きな不確かさを含むことになる。また、測定対象の信号強度を意図的に小さくするために、測定用デバイスの厚さや材質を変化させた場合、デバイスから生じる散乱線の影響によって MTF の値に誤差が生じる可能性がある。そのため、測定時に使用する X 線エネルギーや測定ジオメトリ（測定用デバイスの空間的な位置）、測定用デバイスの材質や大きさ、画像に含まれるノイズ量などの要因が評価結果にどのような影響を及ぼすかを十分に認識する必要がある。本研究で行った検証はこのような問題点の存在を可能な限り考慮して行ったものであるが、最適化のプロセスに内在する様々な因子を明らかにするための基礎的な検証も非常に重要であることが示唆される。

X 線を用いた画像診断における最適化に向けた様々な取り組みが活発に行われている中で、本研究では、一つ一つのポイントに重点をおいた新しい手法・指標を提案した。提案した二つの方法については、最適化のための取り組みに適用できる可能性が示され、最適化をより推進させる有用なツールになると考えられる。さらに、最適化に関連する画質特性の測定において、評価結果に影響を及ぼす要因を明らかにするための基礎的な検証が重要であることや、得られた結果が適切であるかどうかをシステムユーザ自身が判断する能力が求められることがより明確になったと思われる。そして、本論文で展開してきた議論を発展させる余地は今後も十分にあると考えられ、本論文で示した研究成果は、合理的な最適化プロセスを体系的に構築するための取り組みの一助となることが期待できる。

謝辞

本論文は、筆者が群馬県立県民健康科学大学大学院診療放射線学研究科博士後期課程在学中に行った研究の成果をまとめたものです。

本研究の遂行および本論文の作成にあたり、終始懇切なるご指導とご鞭撻を賜りました群馬県立県民健康科学大学大学院診療放射線学研究科教授 下瀬川正幸先生に心からお礼申し上げます。

本論文の作成にあたり、大変お忙しい中、懇切丁寧なご指導とご校閲を賜りました群馬県立県民健康科学大学大学院診療放射線学研究科教授 小倉敏裕先生、上原真澄先生、並びに准教授 長島宏幸先生、そして、広島大学大学院医系科学研究科准教授 川下郁生先生に深くお礼申し上げます。

群馬パース大学保健科学部放射線学科准教授 齋藤祐樹先生には、数々の有益なご教示を頂くとともに、研究遂行に多大なご協力を賜りました。深く感謝致します。

日常業務との両立をご理解頂き、業務上のご配慮と叱咤激励を賜りました群馬パース大学保健科学部放射線学科の先生方に深く感謝致します。

本研究の遂行にあたり、数多くの有益なご助言とご協力を頂きました群馬県立県民健康科学大学大学院診療放射線学研究科の先生方に深く感謝致します。

最後に、いつも心の支えになってくれた妻、子供たちに心から感謝します。

参考文献

- [1] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (2010). UNSCEAR 2008 Report to the General Assembly. Sources and effects of ionizing radiation. Vol I. Annex A: Medical radiation exposures. New York: United Nations.
- [2] Japan Network for Research and Information on Medical Exposure (J-RIME) (2020). National Diagnostic Reference Levels in Japan -Japan DRLs 2020-.
- [3] 環境省 (2019). 放射線による健康影響等に関する統一的な基礎資料. 上巻 放射線基礎知識と健康影響 平成 30 年度版.
- [4] International Commission on Radiological Protection (1991). ICRP publication 60: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP 21(1-3).
- [5] International Commission on Radiological Protection (2007). ICRP publication 103: 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP 37(2-4).
- [6] International Commission on Radiological Protection (1996). ICRP publication 73: Radiological Protection and Safety in Medicine. Ann ICRP 26(2),
- [7] International Commission on Radiological Protection (2017). ICRP publication 135: Diagnostic reference levels in medical imaging. Ann ICRP 46(1).
- [8] Japan Network for Research and Information on Medical Exposure (J-RIME). National Diagnostic Reference Levels in Japan (2015) -Japan DRLs 2015-.
- [9] 岸本健治, 有賀英司, 石垣陸太, 今井方丈, 他 (2011). デジタル画像の

- 画質と被ばくを考慮した適正線量の研究．日本放射線技術学会雑誌，
67(11)，1381-1397.
- [10] 渡邊浩，関将志，新田正浩，芹田樹，他（2018）．一般撮影の医療被ばくの防護を最適化するためのベンチマークドーズ（BD）の提案．日本放射線技術学会雑誌，74(5)，443-451.
- [11] 五十嵐隆元（2019）．わが国の診断参考レベルの概要－現状と今後の展望－．保健物理，54(1)，13-18.
- [12] 井出仁勇，高木卓，五十嵐隆元，石塚瞬一，他（2020）．本邦における診断参考レベル（Japan DRLs 2015）の認知度および運用状況に関するアンケート調査報告．日本放射線技術学会雑誌，76(1)，72-83.
- [13] 江崎貴裕（2020）．データ分析のための数理モデル入門 本質をとらえた分析のために．東京：ソシム株式会社．
- [14] 小寺吉衛（2017）．アナログからデジタルへー画像評価と最新画像装置の開発－．医用画像情報学会雑誌，34(4)，145-150.
- [15] J. Beutel, H. L. Kundel, R. L. V. Metter (2000). Handbook of medical imaging. Vol. 1: Physics and Psychophysics. Bellingham: SPIE press.
- [16] 白石順二，桂川茂彦，土井邦雄（2012）．ICRU レポート 79(日本語翻訳) 医用画像の ROC 解析．放射線医療技術学叢書（30）．京都：日本放射線技術学会．
- [17] 市川勝弘，石田隆行（2010）．標準デジタル X 線画像計測，東京：オーム社．
- [18] 土井邦雄（1897）．X 線画像の信号検出と視覚特性の重要性．日本放射線技術学会雑誌，43(6)，694-729.
- [19] L. N. D. Loo, K. Doi, C. E. Metz (1984). A comparison of physical image quality indices and observer performance in the radiographic detection of

- nylon beads. *Phys Med Biol*, 29(7), 837-856.
- [20] 東田善治, 朝原正喜, 小寺吉衛, 肥合康弘, 他 (1992). 物理特性と視覚評価の対応について. *日本放射線技術学会雑誌*, 48(12), 2127-2135.
- [21] 橋本純一, 阿部慎司, 石森佳幸, 門間正彦, 他 (2017). CT 画像の低コントラスト検出能に対する信号雑音比に基づく新たな指標の提案. *日本放射線技術学会雑誌*, 73(7), 537-547.
- [22] 市川勝弘 (2009). デジタルラジオグラフィの物理的画質評価法 総論. *日本放射線技術学会雑誌*, 65(6), 869-876.
- [23] E. Samei, J. T. Dobbins III, J. Y. Lo, M. P. Tornai (2005). A Framework for optimizing the radiographic technique in digital X-ray imaging. *Radiat Prot Dosim*, 114, 220-229.
- [24] J. C. Dainty and R. Shaw (1974). *Image Science*. New York: Academic Press.
- [25] I. A. Cunningham and R. Shaw (1999). Signal-to-noise optimization of medical imaging systems. *J Opt Soc Am A*, 16(3), 621-632.
- [26] C. E. Metz, R. F. Wagner, K. Doi, D. G. Brown, et al (1995). Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging systems. *Med Phys*, 22(7), 1057-1061.
- [27] J. T. Dobbins III, D. L. Ergun, L. Rutz, D. A. Hinshaw, et al (1995). DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices. *Med Phys*, 22(10), 1581-1593.
- [28] E. Samei and M. J. Flynn (2003). An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography. *Med Phys*, 30(4), 608-622.
- [29] G. Borasi, A. Nitrosi, P. Ferrari, D. Tassoni (2003). On site evaluation of

- three flat panel detectors for digital radiography. *Med Phys*, 30(7), 1719-1731.
- [30] S. Revetti, N. Lanconelli, R. Campanini, M. Bertolini, et al (2006). Comparison of different commercial FFDM units by means of physical characterization and contrast-detail analysis. *Med Phys*, 33(11), 4198-4209.
- [31] P. Monnin, D. Gutierrez, S. Bulling, D. Guntern, et al (2007). A comparison of the performance of digital mammography systems. *Med Phys*, 34(3), 906-914.
- [32] M. Åslund, B. Cederström, M. Lundqvist, M. Danielsson (2007). Physical characterization of a scanning photon counting digital mammography system based on Si-strip detectors. *Med Phys*, 34(6), 1918-1925.
- [33] B. Lazzari, G. Belli, C. Gori, M. R. D. Turco (2007). Physical characteristics of five clinical systems for digital mammography. *Med Phys*, 34(7), 2730-2743.
- [34] I. S. Kyprianou, S. Rudin, D. R. Bednarek, K. R. Hoffmann (2005). Generalizing the MTF and DQE to include x-ray scatter and focal spot unsharpness: Application to a new microangiographic system. *Med Phys*, 32(2), 613-626
- [35] E. Samei, N. T. Ranger, A. Mackenzie, I. D. Honey, et al (2009). Effective DQE (eDQE) and speed of digital radiographic systems: An experimental methodology. *Med Phys*, 36(8), 3806-3817.
- [36] E. Samei, N. T. Ranger, J. T. Dobbins III, C. E. Ravin (2011). Effective dose efficiency: an application-specific metric of quality and dose for digital radiography. *Phys Med Biol*, 56(16), 5099-5118.

- [37] M. Bertolini, A. Nitrosi, S. Rivetti, N. Lanconelli, et al (2012). A comparison of digital radiography systems in terms of effective detective quantum efficiency. *Med Phys*, 39(5), 2617-2627.
- [38] P. Monnin, F. R. Verdun, H. Bosmans, S. R. Pérez, et al (2017). A comprehensive model for x-ray projection imaging system efficiency and image quality characterization in the presence of scattered radiation. *Phys Med Biol*, 62, 5691-5722.
- [39] S. Richard, D. B. Husarik, G. Yadava, S. N. Murphy, et al (2012). Towards task-based assessment of CT performance: System and object MTF across different reconstruction algorithms. *Med Phys*, 39(7), 4115-4122.
- [40] T. Takada, K. Ichikawa, W. Mitsui, H. Hayashi, et al (2017). Object shape dependency of in-plane resolution for iterative reconstruction of computed tomography. *Phys Med*, 33(1), 146-151.
- [41] P. Bernhardt, T. Mertelmeier, M. Hoheisel (2006). X-ray spectrum optimization of full-field digital mammography: Simulation and phantom study. *Med Phys*, 33(11), 4337-4349.
- [42] M. B. Williams, P. Raghunathan, M. J. More, J. A. Seibert, et al (2008). Optimization of exposure parameters in full field digital mammography. *Med Phys*, 35(6), 2414-2423.
- [43] N. T. Ranger, J. Y. Lo, E. Samei (2010). A technique optimization protocol and the potential for dose reduction in digital mammography. *Med Phys*, 37(3), 962-969.
- [44] H. Kawashima, K. Ichikawa, D. Nagasou, M. Hattori (2017). X-ray dose reduction using additional copper filtration for abdominal digital radiography: Evaluation using signal difference-to-noise ratio. *Phys Med*,

34, 65-71.

- [45] J. S. Jang, H. J. Yang, H. J. Koo, S. H. Kim, et al (2018). Image quality assessment with dose reduction using high kVp and additional filtration for abdominal digital radiography. *Phys Med*, 50, 46-51.
- [46] H. P. Chan, K. L. Lam, Y. Wu (1990). Studies of performance of antiscatter grids in digital radiography: Effect on signal-to-noise ratio. *Med Phys*, 17(4), 655-664.
- [47] U. Neitzel (1992), Grids or air gaps for scatter reduction in digital radiography: A model calculation. *Med Phys*, 19(2), 475-481.
- [48] M. Åslund, B. Cederström, M. Lundqvist, M. Danielsson (2006). Scatter rejection in multislit digital mammography. *Med Phys*, 33(4), 933-940.
- [49] K. A. Fetterly and B. A. Schueler (2007). Experimental evaluation of fiber-interspaced antiscatter grids for large patient imaging with digital x-ray systems. *Phys Med Biol*, 52, 4863-4880.
- [50] H. Kunitomo and K. Ichikawa (2020). Signal-to-noise ratio improvements using anti-scatter grids with different object thickness and tube voltages. *Phys Med*, 73, 105-110.
- [51] Cancer Registry and Statistics (2017). Cancer Information Service, National Cancer Center. (Japan: Ministry of Health, Labour and Welfare, National Cancer Registry)
- [52] E. D. Pisano, C. Gatsonis, E. Hendrick, M. Yaffe, et al (2005). Diagnostic performance of digital versus film mammography for breast cancer screening. *N Engl J Med*, 353, 1773-1783.
- [53] A. N. Tosteson, N. K. Stout, D. G. Fryback, S. Acharyya, et al (2008). Cost-effectiveness of digital mammography breast cancer screening. *Ann*

- Intern Med, 148(1), 7–10.
- [54] C. H. Lee, D. D. Dershaw, D. Kopans, P. Evans, et al, (2010). Breast cancer screening with imaging: recommendations from the Society of Breast Imaging and the ACR on the use of mammography, breast MRI, breast ultrasound, and other technologies for the detection of clinically occult breast cancer. *J Am Coll Radiol*, 7(1), 18–27.
- [55] O. Ciraj-Bjelac, S. Beciric, D. Arandjic, D. Kosutic, et al (2010). Mammography radiation dose: initial results from Serbia based on mean glandular dose assessment for phantoms and patients. *Radiat Prot Dosim*, 140(1), 75–80.
- [56] A. Parmaksiz, G. K. Ataç, E. Bulur, T. Inal, et al (2020). Average glandular dose and national diagnostic reference levels in mammography examinations in Turkey. *Radiat Prot Dosim*, 190(1), 100-107.
- [57] A. Kawaguchi, Y. Matsunaga, T. Otsuka, S. Suzuki (2014). Patient investigation of average glandular dose and incident air kerma for digital mammography. *Radiol Phys Technol*, 7, 102–108.
- [58] W. Zhao, W. G. Ji, A. Debie, J. A. Rowlands (2003). Imaging performance of amorphous selenium based flat-panel detectors for digital mammography: characterization of a small area prototype detector. *Med Phys*, 30(2), 254–263.
- [59] R. S. Saunders, E. Samei, J. L. Jesneck, J. Y. Lo (2005). Physical characterization of a prototype selenium-based full field digital mammography detector. *Med Phys*, 32(2), 588–599.
- [60] M. Hoheisel, L. Bätz, T. Mertelmeier, J. Giersch, et al (2006). Modulation transfer function of a selenium-based digital mammography system. *IEEE*

- Trans Nucl Sci, 53(3), 1118–1122.
- [61] K. Doi and H. Ohzu (1966). Wiener Spectrum analysis of quantum statistical fluctuation and other noise sources in radiography. *Jpn J Appl Phys*, 35(11), 804–811.
- [62] M. L. Giger, K. Doi, C. E. Metz (1984). Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 2. Noise Wiener spectrum. *Med Phys*, 11(6), 797–805.
- [63] A. Burgess (2004). On the noise variance of a digital mammography system. *Med Phys*, 31(7), 1987–1995.
- [64] G. Li, X. Liu, C. T. Dodge, C. T. Jensen, X. J. Rong (2016). A noise power spectrum study of a new model-based iterative reconstruction system: Veo 3.0. *J Appl Clin Med Phys*, 17(5), 428–439.
- [65] Y. Miura, K. Ichikawa, I. Fujimura, T. Hara, et al (2018). Comparative evaluation of image quality among different detector configurations using area detector computed tomography. *Radiol Phys Technol*, 11, 54–60.
- [66] P. Barca, R. Lamastra, G. Aringhieri, R. Tucciariello, et al (2019). Comprehensive assessment of image quality in synthetic and digital mammography: a quantitative comparison. *Australas Phys Eng Sci Med*, 42, 1141–1152.
- [67] D. S. Evans, A. Workman, M. Payne, (2002). A comparison of the imaging properties of CCD-based devices used for small field digital mammography. *Phys Med Biol*, 47(1), 117–135.
- [68] D. R. Dance, C. L. Skinner, K. C. Young, J. R. Beckett, et al (2000). Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys Med Biol*, 45(11), 3225–

3240.

- [69] N. Perry, M. Broeders, C. de Wolf, S. Törnberg, et al (2006). European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, Fourth edn. (Luxembourg: Office for official publications of the European Communities).
- [70] A. Mackenzie and I. D. Honey (2007). Characterization of noise sources for two generations of computed radiography systems using powder and crystalline photostimulable phosphors. *Med Phys*, 34(8), 3345–3357.
- [71] A. Papoulis (1965). *Probability, Random Variables and Stochastic Processes*. New York: McGraw-Hill Book Company.
- [72] Y. Kume, K. Doi, K. Ohara, M. L. Giger (1986). Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 10. Structure mottle of II-TV digital imaging systems. *Med Phys*, 13(6), 843–849.
- [73] W. Zhao, I. Blevis, S. German, J. A. Rowlands, et al (1997). Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: Construction and evaluation of a prototype real-time detector. *Med Phys*, 24(12), 1834-1843.
- [74] J. T. Dobbins III, E. Samei, N. T. Ranger, Y. Chen (2006). Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum. *Med Phys*, 33(5), 1466–1475.
- [75] O. Ortenzia, R. Rossi, M. Bertolini, A. Nitrosi, et al (2018). Physical characterization of four different commercial digital breast tomosynthesis systems. *Radiat Prot Dosim*, 181(3), 277–289.
- [76] International Electrotechnical Commission (IEC) 61267 (2005). *Medical diagnostic X-ray equipment - radiation conditions for use in the*

determination of characteristics.

- [77] G. Gennaro, L. Katz, H. Souchay, C. Alberelli, et al (2005). Are phantoms useful for predicting the potential of dose reduction in full-field digital mammography? *Phys Med Biol*, 50(8), 1851–1870.
- [78] 公益社団法人日本放射線技術学会 (2016). 診断参考レベル運用マニュアル.
- [79] H. P. Chan and K. Doi (1985). Physical characteristics of scattered radiation in diagnostic radiology: Monte Carlo simulation studies. *Med Phys*, 12(2), 152–165.
- [80] H.P. Chan and K. Doi (1986). Some properties of photon scattering in water phantoms in diagnostic radiology. *Med Phys*, 13(6) 824–830.
- [81] J. M. Boone, B. A. Arnold, J. A. Seibert (1986). Characterization of the point spread function and modulation transfer function of scattered radiation using a digital imaging system. *Med Phys*, 13(2), 254–256.
- [82] J. M. Boone and J. A. Seibert (1988). Monte Carlo simulation of the scattered radiation distribution in diagnostic radiology. *Med Phys*, 15(5), 713–720.
- [83] V. N. Cooper III, J. M. Boone, J. A. Seibert and C. J. Pellot-Barakat (2000). An edge spread technique for measurement of the scatter-to-primary ratio in mammography. *Med Phys*, 27(5), 845–853.
- [84] J. M. Boone and V. N. Cooper III (2000). Scatter/Primary in mammography: Monte Carlo Validation. *Med Phys*, 27(8), 1819–1831.
- [85] A. K. Carton, R. Acciavatti, J. Kuo, A. D. A. Maidment (2009). The effect of scatter and glare on image quality in contrast-enhanced breast imaging using an a-Si/CsI(Tl) full-field flat panel detector. *Med Phys*, 36(3) 920–

928.

- [86] E. Salvagnini, H. Bosmans, L. Struelens, N. W. Marshall (2012). Quantification of scattered radiation in projection mammography: four practical methods compared. *Med Phys*, 39(6) 3167–3180.
- [87] T. Kawamura, S. Naito, K. Okano, M. Yamada (2015). Improvement in image quality and work flow of x-ray Examination using a new image processing method, ‘Virtual Grid Technology’. *Fujifilm Reserch & Development*, 60, 21–27.
- [88] R. Ito, T. Takagi, K. Yoshida, A. Ishikawa (2016). Development of the intelligent grid scattered x-ray correction processing system for digital radiography. *Konica Minolta Technology Report*, 13, 52–56.
- [89] International Electrotechnical Commission (IEC) 60627 (2013). Diagnostic x-ray imaging equipment - Characteristics of general purpose and mammographic anti-scatter grids.
- [90] H. P. Chan and K. Doi (1982). Investigation of the performance of antiscatter grids: Monte Carlo simulation studies. *Phys Med Biol*, 27, 785–803.
- [91] H. P. Chan, Y. Higashida, K. Doi (1985). Performance of antiscatter grids in diagnostic radiology: Experimental measurements and Monte Carlo simulation studies. *Med Phys*, 12(4), 449–454.
- [92] M. Mizuta S. Sanada, H. Akazawa, T. Kasai, et al (2012). Comparison of anti-scatter grids for digital imaging with use of a direct-conversion flat-panel detector. *Radiol Phys Technol*, 5, 46–52.
- [93] I. A. Cunningham, B. K. Reid (1992). Signal and noise in modulation transfer function determinations using slit, wire, and edge technique. *Med*

Phys, 19(4), 1037-1044.

- [94] A. K. Carton, D. Vandebroucke, L. Struye, A. D. A. Maidment, et al (2005). Validation of MTF measurement for digital mammography quality control. *Med Phys*, 32(6), 1684-1695.
- [95] E. Samei, N. T. Ranger, J. T. Dobbins III, Y. Chen (2006). Intercomparison of method for image quality characterization. 1. Modulation transfer function. *Med Phys*, 33(5), 1454-1465.
- [96] S. Maruyama (2021). Assessment of uncertainty depending on various conditions in modulation transfer function calculation using the edge method. *J Med Phys*, 46(3), 221-227.
- [97] R. Higashide, K. Ichikawa, H. Kunitomo, K. Ohashi (2015). Application of a variable filter for presampled modulation transfer function analysis with the edge method. *Radiol Phys Technol*, 8, 320-330.
- [98] S. Maruyama, M. Shimosegawa (2020). The effects of scattered radiation from a semitransparent edge on MTF measurement: verification of several factors by Monte Carlo simulation. *Phys Eng Sci Med*, 43, 547-556.

研究業績リスト

英文原著

S. Maruyama, M. Shimosegawa (2020). The effects of scattered radiation from a semitransparent edge on MTF measurement: verification of several factors by Monte Carlo simulation. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 43, 547-556.

S. Maruyama (2020). Exposure dose index based on noise factor analysis in digital mammography: Verification using direct-type flat-panel detector system. *Radiation Protection Dosimetry*, 192, 473-481.

S. Maruyama H. Saitou, M. Shimosegawa, (2021). Characterization of anti-scatter grids via a modulation transfer function improvement factor using an edge device. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 7, 045001.

和文原著

丸山 星 (2021). デジタル X 線画像における自己相関行列を用いた画質解析. *群馬パース大学紀要*, 26, 19-27.

英文技術報告

S. Maruyama (2020). Visualization of blurring process due to analog components in a digital radiography system using a simple method. Physical and Engineering Sciences in Medicine, 43, 1461-1468.

S. Maruyama (2021). Assessment of uncertainty depending on various conditions in modulation transfer function calculation using the edge method. Journal of Medical Physics, 46, 221-227.

Proceeding

S. Maruyama, M. Shimosegawa (2020). Verification of the influence of the sampling aperture on the digital noise power spectrum, ECR 2020, C-04596.

国際学会発表

S. Maruyama, M. Shimosegawa (2020). Verification of the influence of the sampling aperture on the digital noise power spectrum, ECR 2020.

国内学会発表

S. Maruyama, M. Sawada, M. Shimosegawa (2019). Evaluation of the sharpness including effect of scattered radiation at an objective plane, The 75th Annual Meeting of JSRT.

S. Maruyama, M. Sawada (2018). Evaluation of scattered radiation on sharpness due to difference in the position of structure in the subject, The 74th Annual Meeting of JSRT.