

Application of a variable filter for presampled modulation transfer function analysis with the edge method.
Higashide, R., et al. Radiological Physics and Technology 2015; 8(2): 320-330.

(解説) エッジ法による presampled MTF 解析への variable filter の適用

東出 了^{1,2}, 市川勝弘³, 國友博史¹, 大橋一也¹

1. 名古屋市立大学病院 中央放射線部
2. 金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻
3. 金沢大学医薬保健学域

Abstract

我々は、エッジ法を用いた presampled modulation transfer function (MTF) 解析に対して line spread function (LSF)でのノイズを低減するために新たなノイズをフィルタリングする方法を考案した。フィルタは、ローパスフィルタに対して境界周波数 b によりコントロールされる位置依存フィルタを用いて効果的にノイズを低減するように設計された。境界周波数 b は、 $1/2d$ (d : LSF 頂点からの距離)により計算される。このフィルタリング処理では、非常に低い b をもつ強いフィルタは LSF 頂点から遠く離れている領域に適用することができる。そして、LSF 頂点付近の領域は、相応して高い b により同時に維持することができる。提案する方法と edge spread function (ESF)をフィッティングする法を使用することで導き出される presampled MTF の精度は、computed radiography (CR)と間接変換型 flat panel detector (FPD)をそれぞれ模擬したノイズ付加のなしとありのシミュレートした ESF を使って比較された。加えて、臨床で用いる CR, 間接変換型 FPD, 直接変換型 FPD のエッジ画像を調査した。ノイズなしのシミュレートされた ESF に対して、可変フィルタリング法の計算された MTF は真値と正確に一致した。可変フィルタの優れたノイズ低減能力は、すべてのシミュレートされたノイズありの ESF と 3 種類の臨床システムに対して証明された。ESF フィッティング法は、ノイズありで CR 調にシミュレートした ESF に対してのみ優れたノイズ低減を供給したが、フィッティングの精度が悪いためそのノイズ低減の性能を証明することができなかった。

緒言

様々な測定法が提案されてきた presampled modulation transfer function (MTF)は、digital radiography (DR)システムの解像特性評価に対して有用である。提案された方法の中で、エッジ法は International Electrotechnical Commission (IEC)規格である IEC 62220-1 において推奨

され、広く用いられてきた。エッジ法において、精密に加工されたエッジをもつ金属板(タングステン・プレートが IEC 規格において推奨された)は、画素アレイに対してわずかに傾けて検出器表面に配置され、画像を取得する。この方法は、エッジプロファイルである edge spread function (ESF)を line spread function (LSF)へ変換するために使用する微分処理により増強される画像内のノイズに非常に敏感である。しかしながら、スリット法と比較して、エッジ法は低空間周波数でより正確な MTF を提供することができる。そして、エッジ法は X 線束のアライメントエラーに対して感度が低いため、うまくエッジ画像を取得することができる。Samei らは、二次元のエッジ画像から ESF へ再投影処理の間に binning 手法を用いて ESF のノイズを低減した。また、彼らは続いて ESF を得るためにガウシアン加重移動多項式を使った。Boone と Seibert は、同様に助変数方程式を用いる ESF フィッティング手法によってノイズ増強を除去した。

グレアを有する DR システムの presampled MTF 測定のため、グレアが原因となる MTF の低空間周波数の落ち込みの正確な評価に対して、8cm を超える広範囲の ESF は必要となる。一般に、エッジ法によって増強された LSF のノイズは、直接線(高線量)側の LSF 裾野において顕著である。そして、ノイズは全空間周波数領域に対して変動する MTF 値を有し、著しい誤差の原因となる。

前述の binning 手法と多項近似手法のノイズ低減効果が不十分であったので、ESF あるいは MTF を平均する手法は望まれた。しかしながら、computed radiography (CR)システムに対して、ESF を平均する手法は複数から得られた画像間のミスレジストレーションの点から注意を必要とする。そして、繰り返される画像取得および MTF 解析のために、これらの平均手法は時間を要する。したがって、仮にフィッティングが様々なタイプの DR システムに対して対応できるならば、ESF フィッティング手法が最も効果的であるように思われる。だが、Boone と Seibert の研究では、ESF フィッティング法は増感紙と結合した charge couple device (CCD)を有するたった 1 つのデジタルマモグラフィシステムの使用によって検証された。そして、ESF フィッティング法の頑健性は様々なタイプの検出器に対して確認されていない。

本論文では、位置依存のローパスフィルタを用いて LSF のノイズを減らすことができる新しく開発したバリエーションフィルタを提案する。我々の方法および Boone と Seibert によって提案された ESF フィッティング法の presampled MTF 精度は、様々なタイプのシミュレートした ESF に加えて臨床で用いられる CR システムと間接変換型 flat panel detector (FPD)システムから取得したエッジ画像を使って比較した。

方法

シミュレートした ESF と臨床システムのエッジ画像

シミュレートした ESF (ノイズ付加なしとあり)

最初に、4096 のデータ点かつ 0.02mm のデータ間隔を持ったステップエッジプロファイルが作られた。このステップエッジプロファイルは、CR システムおよび間接変換型 FPD シ

システムに類似している MTF を特色としたノイズなしとノイズありの ESF へ変換された。これらの ESF は、0.15mm のピクセルピッチをもつエッジ画像から得られたと想定した。IEC 規格 (IEC 61267) によって記述されるような RQA5 の線質での 2.58×10^{-7} C/kg (1.0 mR) に対応する想定した光子数は 264445 mm^{-2} であった。したがって、 $0.15 \times 0.15 \text{ mm}^2$ の光子数に対応して直接線領域に対するピクセル値は 5950 に決定した。RQA5 に対する CR システム (Regius Model 210; Konica Minolta, Tokyo, Japan) における予備実験にて不透過な (タングステン) 領域と直接線領域の線量比が 0.25% であったので、不透明な領域に対するピクセル値は 15 に決定した。このように、ノイズのないステップエッジプロファイルは、両サイド間のデータ比率のシミュレーションに対して、直接線および不透過側に 5950 と 15 の値をそれぞれ有した。

ノイズを持ったもう一つのステップエッジプロファイルの生成に対して、前述のピクセル値 (5950 と 15) の平方根と等しい標準偏差を有するポアソン分布ノイズは、ステップエッジプロファイルの直接線および不透過側にそれぞれ加えられた。実際のエッジ画像の presampled MTF 解析では、多くの再投影されたピクセルが各ビン内で平均される binning 処理により ESF のノイズは低減された。しかしながら、本研究にて使用したシミュレートされた ESF 解析では、実画像にて遭遇したものより厳しいノイズ条件を調査するために binning 処理のノイズ低減効果は解析に含めなかった。したがって、我々は直接線および不透過側の光子数の平方根から厳しい雑音のレベルを測定した。

一次元フーリエ変換はエッジプロファイルに適用され、要望する MTF は周波数領域データの中で掛け算を行った。最終的に、要望する MTF を持った 4096 点のフィルタ処理されたエッジプロファイルは、一次元逆フーリエ変換によって生成された。CR システムと間接変換型 FPD システムを想定したシミュレートされた ESF に適用された 2 つの MTF は、それぞれ、Fig. 1 に示される。グレアの影響を考慮して、間接変換型 FPD に対する MTF はおよそ 9% の LFD を設定した。従って、4 種類のシミュレートしたエッジプロファイル (ノイズなしとありの CR 調の ESF, ノイズなしとありの FPD 調の ESF) は、解析にて得られた。

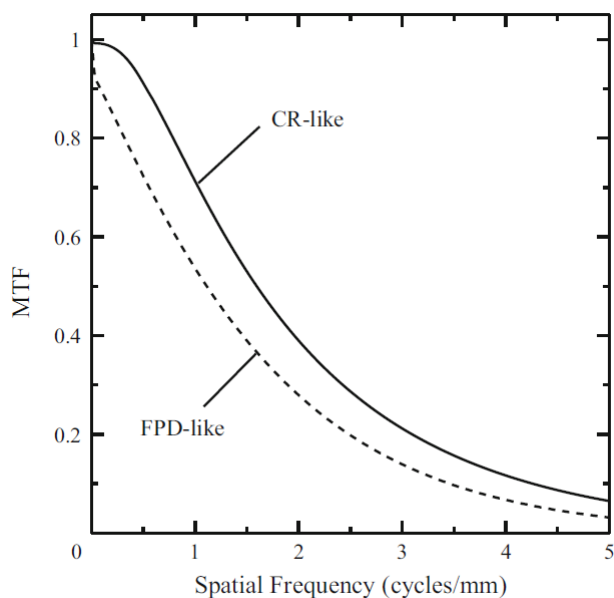


Fig. 1

ノイズを有する各タイプのシミュレートされた ESF に対して、10 本の ESF が生成された。そして、それらの ESF は統計的解析をおこなった。

臨床システムのエッジ画像

CR 画像

0.175 mm のピクセルピッチを有する CR システム (Regius Model 210; Konica Minolta, Tokyo, Japan) が使用された。エッジ画像の取得方法は、IEC 62220-1 での推奨方法に基づいた。1mm 厚のタングステン・プレートは、200 cm の source-to-detector distance (SDD), そして、RQA5 の X 線質をもつ 2.58×10^{-7} C/kg (1 mR) の検出器表面での照射線量を用いて画像化された。

間接変換型 FPD 画像

0.1 mm のピクセルピッチを有するマンモグラフィ間接変換型 FPD システム (Senographe 2000D; GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA) が使用された。画像取得は、マンモグラフィ関連の IEC 規格である IEC 62220-1-2 での推奨方法に基づいて行った。CR システムでも用いた同じタングステン・プレートは、660 mm の SDD, そして、IEC で規定された RQA-M2 の X 線質をもつ 2.26×10^{-5} C/kg (87.5mR) の検出器表面での照射線量を用いて画像化された。

直接変換型 FPD 画像

0.085 mm のピクセルピッチを有するマンモグラフィ直接変換型 FPD システム (Mammomat Inspiration; Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) が使用された。間接変換型 FPD と同様に、画像取得は IEC 62220-1-2 に基づいて実行された。SDD は 650 mm であり、検出器表面での照射線量は RQA-M2 の X 線質をもつ 6.05×10^{-5} C/kg (234mR) であった。

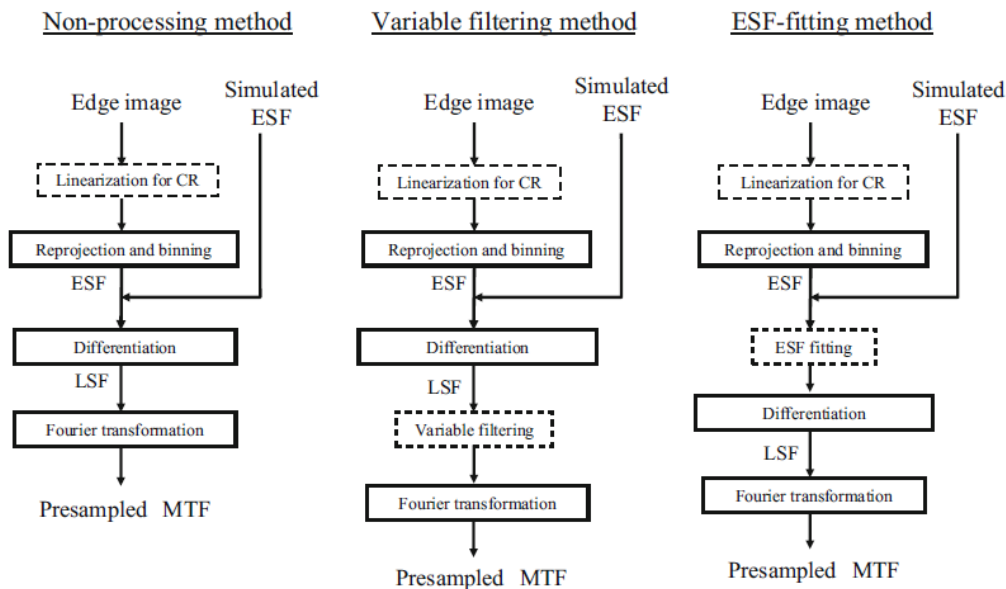


Fig.2

エッジデータ処理

処理の概要

本研究において用いられる根本的なエッジデータ処理は、確立しているエッジ法に基づ

いて行った。この方法では、ガウシアン重み付け移動型多項式近似はノイズ低減のためにESFデータに適用された。しかし、私たちは提案する方法(variable filtering法)とESF-fitting法の先天的なノイズ低減の性能を比較するためにその処理を除外した。Fig. 2は、variable filtering法とESF-fitting法と同様にノイズ低減をしないnon-processing法のpresampled MTF解析に対して用いられた手順の概要を示す。Variableフィルタリングは、ESFの微分処理後に得られたLSFデータに適用された。そして、ESFへのフィッティングは微分処理より前にESFデータに適用された。線形化、投影、そしてビンニングのステップを省いて、シミュレートしたESFは微分処理のステップから実行された。

Non-processing 法

Regius Model 210 を用いて得られたCR画像において、RQA5のX線質に対して照射線量の対数とピクセル値の間で測定された線形の関係に基づいて、画素データは線形化された。次にSenographe 2000Dを用いて得られたFPD画像において、照射線量とピクセル値の正確な線形関係は、RQA-M2のX線質での測定を通じて確認された。エッジの中央部を含んでおり、CRに対する 512×128 ピクセル($89.6 \times 22.4 \text{ mm}^2$)とFPDに対する 1024×128 ピクセル($102.4 \times 12.8 \text{ mm}^2$)を測定した関心領域は、それぞれのエッジ画像から抽出された。ROI長軸の長さは、それぞれのpresampled MTFにおけるLFDの正確な測定のために決定された。ビンニング処理にて用いられるビン幅は、CRとFPDの画像に対してそれぞれ0.02と0.01mmに設定された。CRとFPDの画像に対して生じるESFデータの数は、それぞれ4096と8192であった。

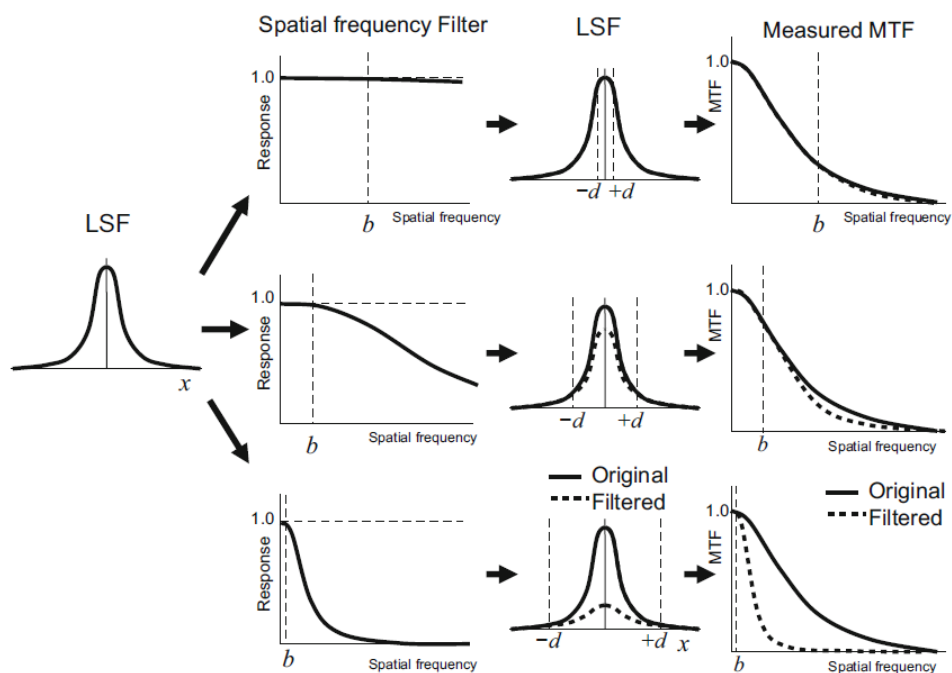


Fig. 3

Variable filtering 法

Variable filtering 法の手順は、non-processing 法に基づいており、variable フィルタリングは ESF の微分処理後に挿入された。LSF 尾部の維持は、presampled MTF 解析において LFD を正確に評価するのに重要である。したがって、LSF 尾部は presampled MTF の低周波数領域と関係し、逆に LSF 中央付近は高周波数領域と関係する。Fig. 3 に示すように、 b 以下の周波数領域がフィルタリングされない場合、 d の外側の LSF 尾部は維持され、 b は $1/2d$ によって計算することができる。たとえば、 0.1cycle/mm より低い周波領域を正しく評価するためには、LSF 中央から $\pm 5.0\text{mm}$ の距離での LSF 尾部の外側にある点はノイズ低減を含むプロセスで正確に測定されるべきである。これは、 0.1 cycle/mm より高い周波数領域をカットオフするための強力なローパスフィルタを $\pm 5.0\text{mm}$ の点より遠い LSF 尾部に適用できることを意味する。理想的には、 b において極端に鋭いエッジを有するローパスフィルタが必要である。しかし、このタイプのフィルタは処理したプロファイルにリングングアーチファクトを引き起こすことが知られている。したがって、リングングアーチファクトを引き起こさないガウシアンフィルタを使用し、境界周波数 b で 1.0 未満となるフィルタレスポンスによってわずかな MTF 低下を受ける。

効果的なノイズ低減を達成しながら MTF 低下を可能な限り抑制するために、 b のフィルタレスポンスは 0.97 に設定された。この値は、 $\pm d$ の点より端となる LSF のノイズ除去効果と b 以下の周波数領域における MTF の維持との間に許容可能なトレードオフを提供することが確認された。0.97 のフィルタレスポンスを使用することにより、上述のシミュレートした ESF に対する最大の MTF 低下は、ナイキスト周波数以下の周波数領域においてそれぞれ CR 調および FPD 調の ESF について約 1.2 および 1.3% に制限された。0.95 のフィルタレスポンスを使用した場合、最大の MTF 低下はそれぞれ CR 調および FPD 調の ESF について約 2.0 および 2.2% であった。0.99 のフィルタレスポンスは、ノイズ低減の性能が低いため不十分であった。空間周波数 u と d の関数としてのフィルタレスポンス $FP(u, d)$ は、以下のように決定された。

$$FP(u, d) = \exp\{-g(d)^2 u^2\}, \quad (1)$$

$$g(d) = 2d\sqrt{-\log_e 0.97}. \quad (2)$$

Figure 4 は、 $d = 0.1, 0.5, 1.0, 3.0\text{mm}$ におけるフィルタの例を示し、Fig. 5 は、LSF データ $f(i)$ ($i = 0 \dots N-1$; N : LSF のデータ数) に対する variable フィルタリング処理の手順を示す。最初に、離散フーリエ変換により LSF の周波数成分である $F(j)$ ($j = 0 \dots N-1$) を求めた。データ数 i での d である d_i に対して、フィルタリングされた周波数成分 $A(j, d_i)$ は $F(j) \times DFP(j, d_i)$ ($j = 0 \dots N-1$) として計算された。その後、逆離散フーリエ変換は d_i , $a(k, d_i)$ ($k = 0 \dots N-1$) によってフィルタリングされた LSF を得るために適用された。DFP(j, d_i) は、離散フーリエ変換結果のデータ配列に対応するフィルタレスポンスを示す。フィルタリングされた LSF データ $f'(i)$

は、 $a(i, d_i)$ から与えられた。DFP(j, d_i)の乗算から $f'(i)$ の付与までの上記のステップは、フィルタリングされたLSFを得るためにN回繰り返した(シミュレートされたESFとCR画像については $N = 4096$, FPD画像については $N = 8192$)。フーリエ変換の前にウィンドウ関数は使用されなかった。これは、LSF尾部の値が非常に小さい($< 10^{-5}$)ためです。

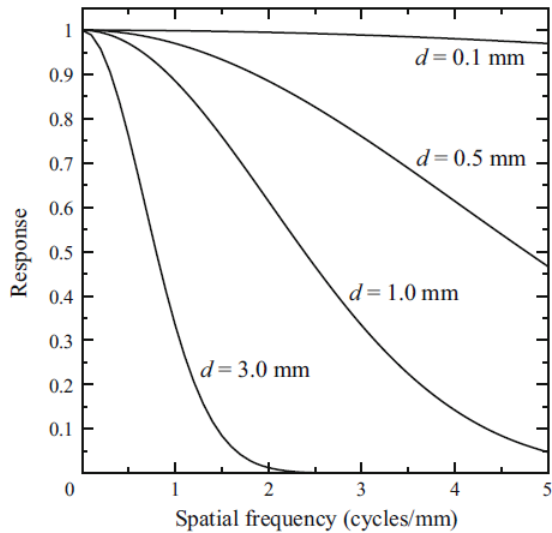


Fig. 4

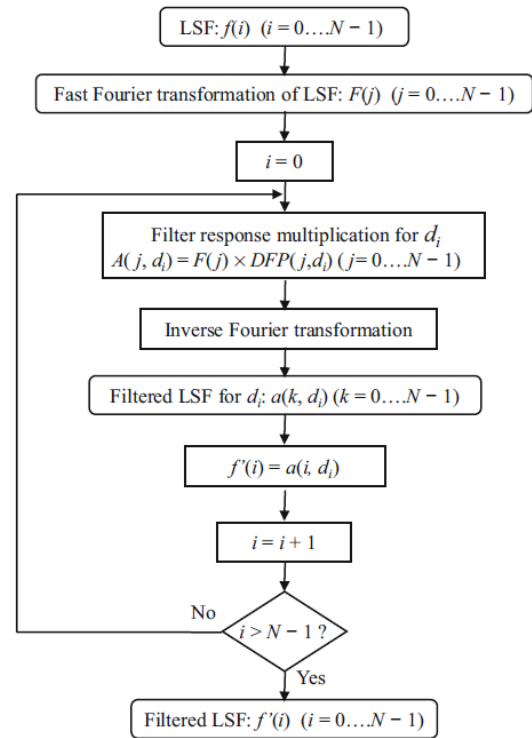


Fig. 5

Variable フィルタリングでは、データ点と LSF 中央との間の距離が増加するにつれて、より強いローパスフィルタをそのデータ点に適用することができる。したがって、LSF 尾部のノイズは効果的に低減することができる。LSF 中央付近の領域に対して、弱いフィルタを形成する(または、フィルタなしとほぼ等しい) $g(d)$ の小さな値を使用することができる。したがって、領域内の LSF 形状を維持する。この variable フィルタリングは閾値処理を含まないので、より良いノイズ低減に対して主観的な調整は必要ではない。d を決定するために使用された LSF 中央点は、LSF ピークの 40,50, および 60%での LSF の両側の点同士の二等分点の平均によって計算された。

ESF-fitting method

ESF-fitting 法の手順は non-processing 法の手順に基づいており、ESF フィッティング処理は投影とビニング処理の後に挿入された。Boone と Seibert は、ESF フィッティング処理を行うために Yin らの研究を拡張した。その後、解析式が指数関数と誤差関数の加重和を表すフィッティング法を提案した。この方法に従い、以下の式を用いて ESF のフィッティング

を行った.

if $x \geq 0$;

$$ESF_{fit}(x) = a_1 + a_2 \{1 - \exp(-a_3|x - a_4|)\} + a_5 \operatorname{erf}(a_6^{1/2}|x - a_4|), \quad (3)$$

if $x < 0$;

$$ESF_{fit}(x) = a_1 - a_2 \{1 - \exp(-a_3|x - a_4|)\} - a_5 \operatorname{erf}(a_6^{1/2}|x - a_4|), \quad (4)$$

6つのパラメータ a_{1-6} はフィッティングの係数であり, erf は誤差関数を表す. 一般化簡約勾配アルゴリズムと反復計算を組み合わせたフィッティング計算には, Excel スプレッドシートアプリケーション (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) のソルバーアドインによって提供された非線形最小二乗法が使用された. ソルバーアドインには, 制約の精度と収束のパラメータがそれぞれ 10^{-6} と 10^{-4} に設定された.

測定した MTF の再現性

3つの ESF データ処理方法に対する測定した MTF の再現性を調べるために, CR システムである Regius Model 210 を使用した. Sect.2.1.2 に記述されている画像取得条件で 10 枚のエッジ画像を取得した. そして, 10 個の画像に対して presampled MTF の平均値および標準偏差値は, 3つの方法の中で比較した. Tukey 検定と F 検定により一元配置分散分析は, 平均および分散差の統計分析に対してそれぞれ使用された.

結果

ノイズなしのシミュレートした ESF

CR 調の ESF

ノイズのないシミュレートされた CR 調の ESF と MTF 真値に対する variable filtering 法と ESF-fitting 法の計算された MTF の比較を Fig. 6a に示す. Figure 6b は, 空間周波数の関数として MTF 真値と計算された MTF との間の偏差を示す. Variable filtering 法の計算された MTF は, MTF 真値よりもわずかに低くなった. ESF-fitting 法は, variable filtering 法と比較してわずかに大きな偏差を示した. Variable filtering 法および ESF-fitting 法の最大偏差は, それぞれ 0.0027 と 0.0087 であった.

FPD 調の ESF

ノイズのない FPD 調の ESF と MTF 真値に対する variable filtering 法および ESF-fitting 法の計算された MTF の比較を Fig. 7a に示す. Figure 7b は, MTF 真値と計算された MTF との間の偏差を示す. Variable filtering 法の計算された MTF は, MTF 真値と正確に一致した. 対照的に, ESF-fitting 法はフィッティングに失敗し, さらに MTF の LFD を再現できなかった. Variable filtering 法の最大偏差は 0.0077 であった.

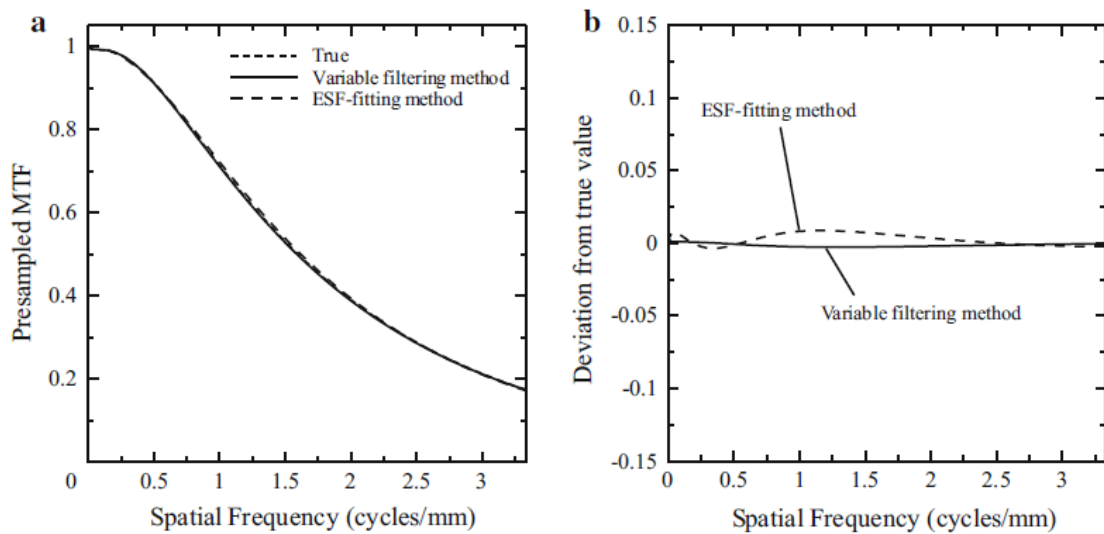


Fig. 6

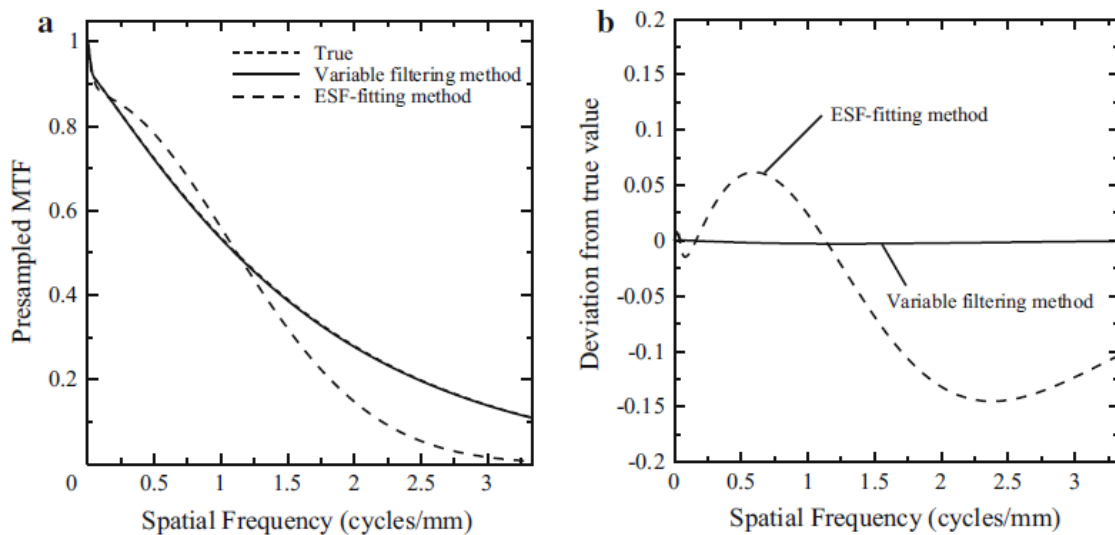


Fig. 7

ノイズありのシミュレートした ESF

CR 調の ESF

Figure 8a, b は、ノイズを有する CR 調の ESF に対して 3 つの方法の計算された MTF および MTF 真値からの偏差をそれぞれ示す。各方法に対して 10 本のシミュレートした ESF を使用して MTF 計算を行ったが、MTF 真値との妥当な偏差を示す代表的な MTF 曲線が図に示される。Non-processing 法の MTF は、MTF 真値の周りを激しく振動した。Table 1 は、MTF 真値および 3 つの方法の使用による 10 本のシミュレートした ESF から計算された平均 MTF 値を示す。0.5, 1.0, 1.5 および 2.0 cycles/mm の値が示される。Variable filtering 法および

び ESF-fitting 法は、MTF 真値とわずかに一致しておらず、10 本のシミュレートした ESF 間の最大偏差は、それぞれ 0.0181 と 0.0175 であった。

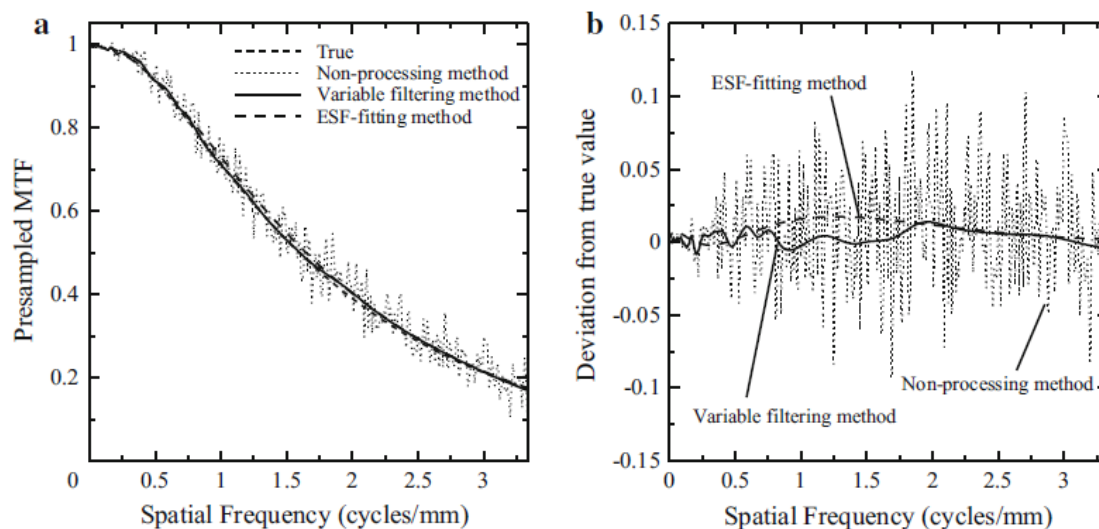


Fig. 8

	0.5 cycle/mm	1.0 cycle/mm	1.5 cycles/mm	2.0 cycles/mm
True	0.912	0.713	0.530	0.390
Non-processing method	0.917 (0.0195)	0.712 (0.0490)	0.539 (0.0639)	0.399 (0.0506)
Variable filtering method	0.910 (0.0054)	0.709 (0.0100)	0.527 (0.0043)	0.388 (0.0079)
ESF-fitting method	0.911 (0.0023)	0.722 (0.0047)	0.538 (0.0044)	0.393 (0.0037)

Data for three methods are mean MTF values, and data in parentheses are standard deviations

Table 1

FPD 調の ESF

Figure 9a, b は、ノイズを有する FPD 調の ESF に対して 3 つの方法の計算された MTF および MTF 真値からの偏差をそれぞれ示す。Fig. 8 と同様に、各方法における代表的な MTF 曲線を図に示す。Non-processing 法の MTF もまた、MTF 真値の周りで激しく振動した。ノイズのない ESF と同様に ESF-fitting 法はフィッティングに失敗し、MTF での LFD を再現することができなかった。Table 2 は、MTF 真値と non-processing 法および variable filtering 法を用いて 10 本のシミュレートした ESF から計算された平均 MTF 値を示す。Variable filtering 法は、MTF 真値と優れた一致を示し、10 本のシミュレートした ESF における最大偏差は 0.0142 であった。

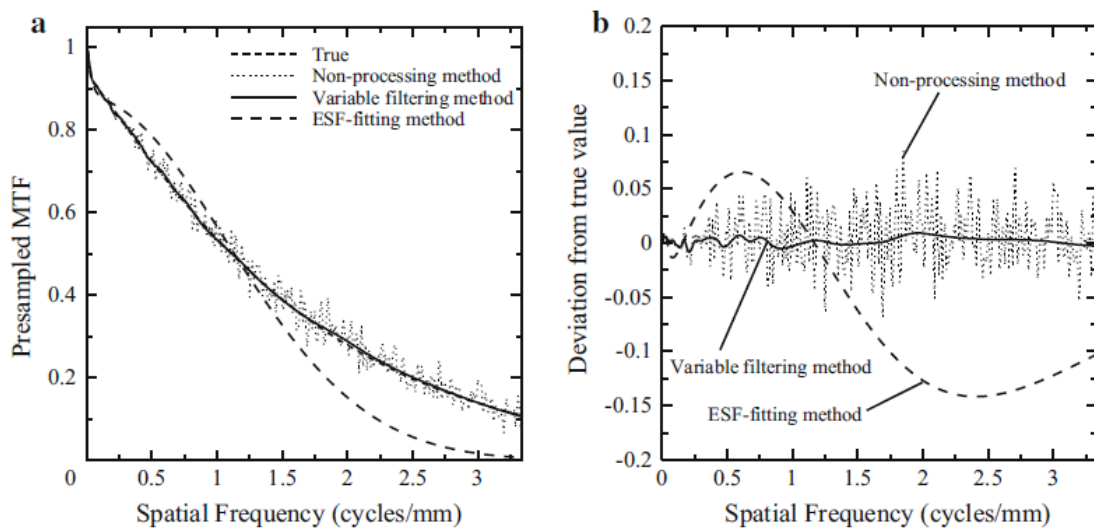


Fig. 9

	0.5 cycle/mm	1.0 cycle/mm	1.5 cycles/mm	2.0 cycles/mm
True	0.724	0.537	0.390	0.280
Non-processing method	0.727 (0.0155)	0.535 (0.0367)	0.396 (0.0469)	0.286 (0.0363)
Variable filtering method	0.721 (0.0044)	0.533 (0.0074)	0.387 (0.0031)	0.277 (0.0056)

Values for the ESF-fitting method are not presented because the method failed the fitting for all of the ESFs. Data for three methods are mean MTF values, and data in parentheses are standard deviations

Table. 2

臨床システムからのエッジ画像

CR 画像

CR 画像に対する測定された3つの方法の presampled MTF を Fig. 10 に示す. Non-processing 法の presampled MTF は, LSF のノイズにより振動した. 特に高空間周波数領域において, 激しく振動する MTF 値が示された. Variable filtering 法は, これらの振動を効果的に抑制した. CR 画像が presampled MTF において LFD を示さなかったが, ESF-fitting 法はフィッティングに失敗した. したがって, ESF-fitting 法のノイズ低減能力を評価することができなかった.

間接変換型 FPD 画像

Figure 11 は, 間接変換型 FPD 画像に対して測定した3つの方法の presampled MTF を示す. Non-processing 法の presampled MTF は, CR 画像と比較して振動が少なかった. Variable filtering 法は, これらの振動を効果的に抑制した. ESF-fitting 法は, 0.2 cycle/mm を超える周波数領域でフィッティングに失敗したが, 0.2 cycle/mm 以下の周波数領域の LFD は良好に

フィッティングが行われた。CR 画像と同様に，ESF-fitting 法のノイズ除去能力は，フィッティングに失敗したため評価ができなかった。

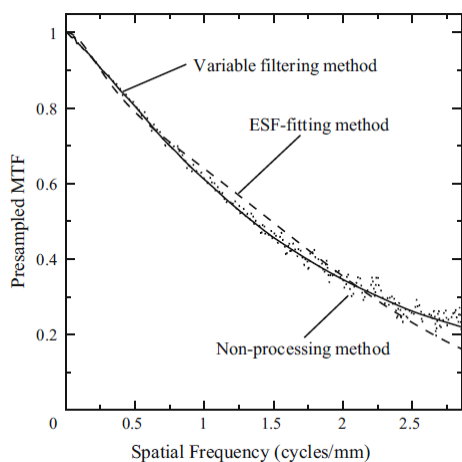


Fig. 10

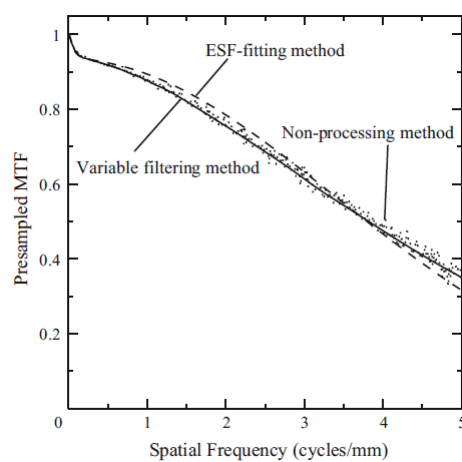


Fig. 11

直接変換型 FPD 画像

Figure 12 は，直接変換型 FPD 画像に対する 3 つの方法で測定した presampled MTF を示す。Non-processing 法の presampled MTF は振動を示した。Variable filtering 法はまた，これらの振動を効果的に抑制した。ESF-fitting 法もフィッティングに失敗し，0.07 cycle/mm 以下の周波数領域の LFD は良好にフィッティングが行われた。

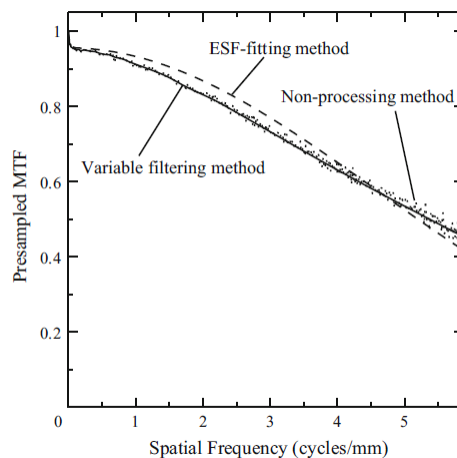


Fig. 12

測定した MTF の再現性

Figure 13 は，3 つの方法を用いて測定した CR の 10 画像における 0.5, 1.0 および 2.0 cycles/mm での平均 presampled MTF 値の比較を示す。ESF-fitting 法は再現性が最も高かったが，Fig. 10 で示した結果のように，CR10 画像に対するフィッティングに失敗した。したがって，この高い再現性は我々の評価には使用されなかった。さらに，ESF-fitting 法で得られた平均値は，0.5 と 1.0 cycle/mm で non-processing 法および variable filtering 法の平均 MTF 値と有意に異なった (0.5, 1.0 cycle/mm にて $P < 0.001$; ANOVA および Tukey 検定)。

Non-processing 法および variable filtering 法の平均 MTF 値は有意でなく (0.5, 1.0 および 2.0 cycles/mm にて， $P = 0.28, 0.20$ および 0.93 ; ANOVA および Tukey 検定)，variable filtering 法の

標準偏差値は、non-processing 法の標準偏差値よりも有意に低かった (0.5, 1.0 および 2.0 cycles/mm にて, $P < 0.05$; F 検定). ESF-fitting 法で得られた失敗したフィッティング曲線は、2.0 cycles/mm に近い周波数で他の 2 つの方法の曲線と交差したため、2.0 cycles/mm で 3 つの方法の間で有意差なしが示された。

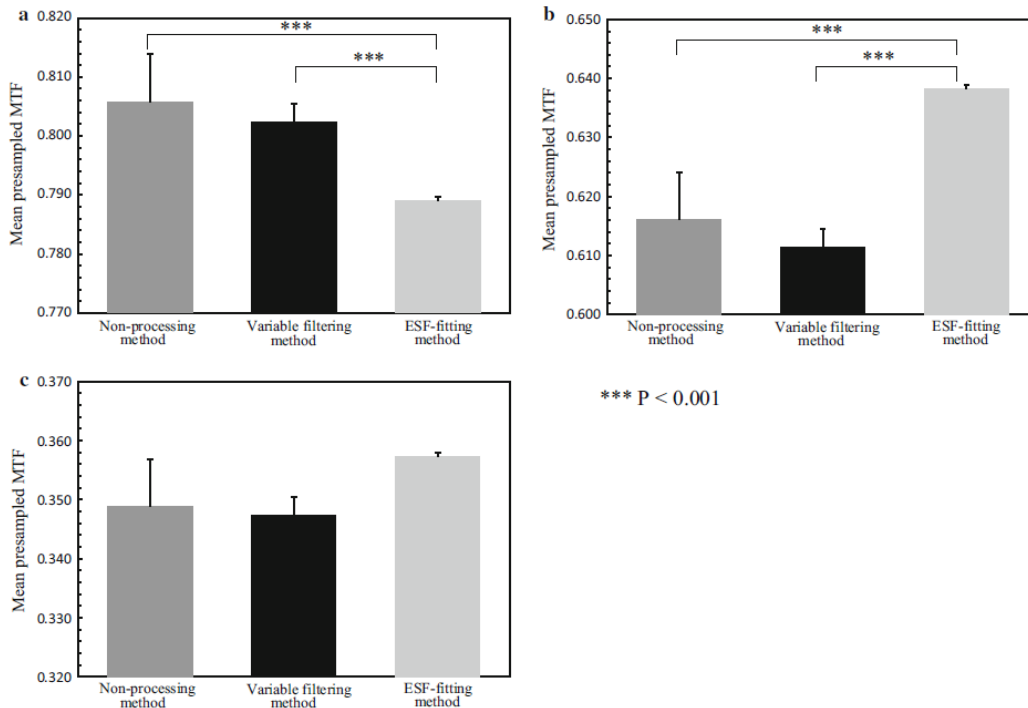


Fig. 13

考察

Variable filtering 法は、非常に低いカットオフ周波数を有する強いフィルタを LSF 尾部に適用できるため、特に LSF 尾部のフィルタ性能を改善した。しかしながら、LSF におけるノイズの影響を排除することはできなかった。したがって、ESF-fitting 法が成功したフィッティングを提供できれば、ESF-fitting 法は variable filtering 法より優れているであろうと予測した。我々の予測とは対照的に、ESF-fitting 法はシミュレートした CR 調の ESF を除き、成功したフィッティングを実行することができなかった。ESF-fitting 法を記述する論文では、この方法のフィッティング係数は多くのイメージングシステムのより広い範囲のグレア現象特性を表し、グレア部分の絶対測定に対して不十分な安定性を意味すると著者は述べた。けれども、この方法は LFD (グレア部分) だけでなく MTF 形状全体の再現に対しても、シミュレートした FPD 調の ESF のフィッティングに失敗した。この方法は、我々が使用したすべての臨床システム (CR, 間接変換型 FPD および直接変換型 FPD) のフィッティングにも失敗し、間接変換型 FPD と直接変換型 FPD の MTF の LFD だけが正確に再現された。その結果、我々の結果は ESF-fitting 法の安定性が低いことを示した。したがって、この方法のさらなる改良が求められている。しかしながら、我々の結果で示されているように臨床

システムは様々な presampled MTF 形状を有するので、すべての臨床システムに適用可能である完璧なフィッティング法を開発することはおそらく困難であろう。

対照的に、variable filtering 法は、2つのタイプのノイズありのシミュレートした ESF と同様に、臨床で用いる CR、間接変換型 FPD および直接変換型 FPD システム画像に関してかなり強かった。Variable フィルタは基本的に組み合わせたガウスフィルタのセットであるため、LSF ノイズを完全に除去することはできない。しかしながら、この方法のフィルタリング能力は、特に LSF 尾部のより離れた領域において非常に強くなり、MTF 値の変動に対して顕著な抑制に貢献した。

ノイズなしの CR 調と FPD 調の ESF に対して variable filtering 法で得られたわずかに低い MTF (CR 調と FPD 調の ESF に対してそれぞれの最大偏差が 0.0027 および 0.0077) は、境界周波数 b にて 0.97 の周波数レスポンスから起因する。しかし、 b のレスポンス値の増加に伴ってノイズ低減効果は必然的に減少する。IEC 62220-1 と 62220-1-2 (Δ DQE が ± 0.06 以内、または Δ DQE / DQE が ± 0.1 以内) で推奨されている検出量子効率 (detective quantum efficiency: DQE) 測定の不確かさを考えると、本研究で設定した b で 0.97 のレスポンス値の効果は十分に小さいと判定することができた。したがって、レスポンス値は presampled MTF を得るために適度であり、DQE 測定の不確かさがより小さくなった。ノイズありのシミュレートした ESF に対して、提案した方法のノイズ低減能力を調べるために、臨床システムで観測されるノイズよりもはるかに強いノイズを設定した。結果には若干の振動が残ったが、強いノイズに関して十分な低減能力が確認された。ノイズを有する ESF の結果において CR 調の ESF 10 本における最大偏差は 0.0181 であり、FPD 調の ESF 10 本における最大偏差は 0.0142 となり、上記の DQE の不確かさに対して十分に小さいと考えられた。しかし、我々の提案手法では、ノイズ低減効果と MTF 低下とのトレードオフの関係からフィルタの最適化が難しいという制約がある。

結果として、variable filtering 法は non-processing 法と比べて十分なノイズ低減効果と高い再現性を示した。したがって、variable filtering 法は、presampled MTF の精度を改善するために必要とされた ESF の平均化または MTF の平均化に対する測定回数を減らすことに貢献できた。

Friedman と Cunningham は、狭い ESF (1cm 幅) の使用を可能にする open-field normalization を組み込んだ方法を提案した。この方法をグレアのある検出器に適用することができれば、LSF 尾部の強調されたノイズを除去することができる。しかしながら、論文でのシミュレーション結果によって示された無視できない誤差は問題であり、この方法の有効性は様々なタイプの検出器に対して検証されていない。

Variable フィルタリングにはガウシアンフィルタのみを使用したが、ノイズ低減効果を高めるために他のタイプのフィルタを調べる必要がある。1 つのフーリエ変換と 4096 (Senographe 2000D の場合は 8192) のデータポイントを使用した 4096 (Senography 2000D の場合は 8192) の逆フーリエ変換計算は、variable フィルタ処理内で実行する必要がある。

この計算負荷は Core i7 の中央処理装置 (Intel Corporation, Santa Clara, CA, USA) と 3.1GHz のクロック周波数を備えたパーソナルコンピュータでは少し重くなったが, 所要の計算時間は長くなかった (4096 と 8192 のデータポイントに対して, おおよそ 5 秒と 10 秒).

結語

我々は, presampled MTF 測定において LSF のノイズを効果的に低減するための variable filtering 法を開発した. このフィルタは, 位置に依存するフィルタレスポンスを有するガウシアンフィルタで構成され, 強力な LSF のノイズ低減を可能にした. 本方法の優れたノイズ低減能力は, ノイズなしとありのシミュレートした ESF, そして臨床における CR, 間接変換型 FPD および直接変換型 FPD システムからのエッジ画像に対して得られた結果によって実証された. この variable filtering 法は, DR システムにおける presampled MTF 測定の精度を改善すると考えられる.