

トモシンセシスによるパノラマ断層面再構成画像の MTF

瀬寄 雄介

明海大学大学院歯学研究科

歯学専攻

(指導：奥村 泰彦教授)

MTF Analysis on the Panoramic Tomographic Plane Reconstructed with  
Tomosynthesis

Yusuke SEZAKI

Meikai University Graduate School of Dentistry

(Mentor: Prof. Yasuhiko OKUMURA)

要旨：本研究は，トモシンセシス技術を応用したデジタルパノラマエックス線撮影装置の鮮鋭度の測定及び撮影部位の差異による変化と解析について検討することを目的とした。

まず直径 10 mm のアルミ製中空ファントムを用いて撮影して得られた歯列弓様をした生のボクセルデータを 1.0 mm 厚で 27 スライスに分割にした。ファントムのエッジが最も際立った部分の grey level (GL) から edge spread function (ESF) を求め，ESF を line spread function (LSF) に変換後，スライス毎に LSF をフーリエ変換して modulation transfer function (MTF) を求めた。以上を 前歯部，小臼歯部及び大臼歯部の各分割面で行い空間分解能解析を行った。その結果以下の結論を得た。

1. 前歯部断層面における空間分解能は 3.5 cycles/mm から 5.0 cycles/mm であった。また空間分解能は舌側から唇側にかけて上昇傾向を示していた。
2. 小臼歯部断層面における空間分解能は 2.5 cycles/mm から 4.5 cycles/mm であった。また空間分解能は前歯部と同様に舌側から唇側にかけて上昇傾向を示していた。
3. 大臼歯部断層面における空間分解能は 2.5 cycles/mm から 4.5 cycles/mm であった。また空間分解能は前歯部や小臼歯部と同様に舌側から唇側にかけて上昇傾向を示していた。

検索用語：トモシンセシス，デジタルパノラマ，MTF

Abstract : In this study, we set the aim to examine the sharpness and transition in the different positions on the digital panoramic device which the tomosynthesis that was applied between gynecology and orthopedics was used.

At first, row boxel-data in the shape of the arrangement of the teeth was taken with the use of piped phantom which is made of aluminium with a diameter of 10 mm. Then the data was divided into 27 slices per 1.0 mm thickness.

The conspicuous edge of the phantom was detected and its grey level was measured. By the deference of the grey level, edge spread function (ESF) was calculated. ESF was transformed into line spread function (LSF), then LSF was transformed into modulation transfer function (MTF) by Fourier transform.

They were taken in each part of incisor, premolar and molar positions and the spatial resolution was analyzed.

Results are as follows.

1. The spatial resolution appears 3.5 cycles/mm to 5.0 cycles/mm and tends to increase from lingual to labial side.
2. The spatial resolution appears 2.5 cycles/mm to 4.5 cycles/mm and tends to increase from lingual to labial side same to Incisor region.
3. The spatial resolution appears 2.5 cycles/mm to 4.5 cycles/mm and tends to increase from lingual to labial side same to Incisor region and premolar region.

Keywords: tomosynthesis, digital panoramic radiograph, MTF

## 緒 言

パノラマエックス線撮影装置は、エックス線源とフィルムが対向したアームにより、頭蓋の周囲を回転移動しながら撮影することで、顎骨の断層域内をパノラマ画像として撮影する装置である<sup>1-3)</sup>。近年、歯科領域の画像検査はフィルム法からデジタルシステムへと移行し、パノラマ撮影でも従来型のパノラマエックス線撮影装置に代わるデジタルパノラマエックス線撮影装置が開発され、現像処理の省略化など、撮影時間は大幅に短縮された。また、時間短縮に加えて装置のデジタル化に伴う高感度センサーと画像処理のシステム化は患者の被ばく線量低減をもたらした<sup>1)</sup>。しかし、いずれの装置においても断層域における画像の解像度低下についてはまだ解決されていないのが現状である。パノラマエックス線撮影は、X線管ヘッド部とセンサー部は回転移動を行い、その撮影条件などによって幾何学的modulation transfer function (MTF) 劣化が生じる。MTFとは空間分解能を表す解像特性であり変調伝達関数とも言われ、各空間周波数に対するレスポンスを表す関数である<sup>4)</sup>。パノラマエックス線撮影のスライス面におけるMTFの主な測定法として、エッジ法あるいはスリット法<sup>5-7)</sup>が挙げられる。エッジ法は、edge spread function (ESF) をline spread function (LSF) に変換する方法である<sup>8)</sup>。すなわちエッジを有するファントムを撮影し、そのプロファイルを計測し、ESFをLSFに変換してMTFを求める方法である。スリット法は、鉛の薄板を挟み、そこにスリットを設定し画像の形成を行う方法でregion of interest (ROI)内のプロファイルを測定して合成LSFを測定する。LSF測定後はいずれもフーリエ変換を行いMTFを算出する方法である。

撮影時の下顎の位置付けは、顎骨を薄い断層厚(前歯部5.0 mm, 小白歯部10 mm, 大白歯部15 mm)内に位置付ける必要があり<sup>9,10)</sup>, 画像のボケを少なくするために正確な位置づけが必須である。また、従来のパノラマエックス線撮影装置では、位置づけ後すぐに撮影を行ったのに対して、デジタル化により、初めにコンピュータに患者情報を登録することや、撮影に際してfield of view (FOV) の設定条件の選択やプリンターを操作しての画像処理を行うなど操作が複雑化され、むしろ一連の時間がかかることになり、撮影時の患者の体動に注意する必要性が生じてきた<sup>11)</sup>。

本実験に使用したデジタルパノラマエックス線撮影装置は、整形外科あるいは婦人科領域のエックス線撮影装置として開発されていたトモシンセシス技術を応用しており<sup>12)</sup>, 従来のパノラマエックス線撮影装置の断層厚, 前歯部 5.0 mm, 小白歯部 10 mm, 大白歯部 15 mm と比較し, 前歯部から大白歯部まで全ての部位において 27 mm 幅の歯列弓様断層域を有している。これは、従来型のパノラマエックス線撮影装置における断層厚と比較して大きくなっており, 断層域内ならば厳密な位置づけを行わない場合でも歯列弓が断層域から逸脱することが少なくなった。また, 撮影後は, 撮影されたフレームデータから, 自動的に解像特性の良い断層面を選択し, 画像構成が行われる機能になっている。得られた画像は, ボケや障害陰影が従来のフィルムによるパノラマエックス線写真と比較し, 遥かに減少している<sup>13)</sup>。したがって, 前歯部あるいは大白歯部隣接面の描出が難しいというパノラマ撮影法の弱点を回避することが可能となった。

本研究は, このトモシンセシス技術を応用したデジタルパノラマエックス線撮影装置で, 直径 10 mm の中空アルミニウム棒をファントム

として前歯部，小臼歯部および大臼歯部における撮影を行った．得られた断層像を唇舌方向あるいは頬舌方向に 1.0 mm 厚ごとに 27 分割し，各断層面におけるファントム像の MTF をエッジ法<sup>13,14)</sup>を使用して算出した．その結果からトモシンセシス画像再構成システムの基礎的性  
能評価を行い，臨床時の各種条件下における最適な画像の再構築を目的とした．

## 材料と方法

### 1. 材料

MTF解析を行うファントムとして、直径 10 mm、長さ 150 mm の中空アルミ棒を使用した。断層域すべてを撮影するために、ファントムの角度を水平面に対し 45°に設定した。歯列弓上の撮影部位の参考として、下顎歯列弓が描写されているアクリル板を使用し設置部位を確定し撮影を行った(Fig 1)。

### 2. 撮影装置と撮影条件

トモシンセシス技術を応用した歯科用デジタルパノラマエックス線撮影装置 QR-masterP(テレシステムズ, 大阪, Fig2)を使用した。撮影条件は管電圧 80 kV, 管電流 4 mA, 撮影時間は既定の 12 秒で行った。

### 3. 画像解析

データの解析は、付属の画像解析ソフト 3DPanoTool (テレシステムズ, 大阪) を使用した。ローデータから切り出した画像の解析には ImageJ (NIH, Bethesda) を使用した。

### 4. 方法

#### 1) 撮影法

本実験において使用するファントムは画像評価用として設置を行うため、実験時障害となるチンレストを取り外し、同部に歯列弓が描写されたアクリル板を設置した。アクリル板に描記されている歯列弓と、装置から照射されるビームをガイドとし撮影した。得られた画像を参考に、前歯部、小臼歯部、大臼歯部の撮影位置を決定し、各部位にて

ファントムの撮影を行った。

## 2) 解析方法

前歯部，小白歯部，大白歯部各部位から得られたファントムのフレームデータを唇側あるいは頬側から舌側に向け，各 1.0 mm 厚ごとに 27 分割した断層面を設定した。舌側を No1 とし頬側あるいは唇側を No27 とした。ファントムは断層域をすべて撮影するため 45°に傾けて撮影されているので，各分割面におけるファントムのフォーカスの合った部位は変化する。この各分割面におけるフォーカスの合った部位を選択し，エッジ法を行い ESF を用いてエッジ法にて MTF を算出した(Fig 3)。

MTF の測定は，各分割面上のファントムにおける，最適なフォーカスが得られる部位の ESF を求めた。

ESF を求める場合，ファントム像のエックス線減弱部分と，それに連続するエックス線透過部との gray level (GL) の変化を Image J (NIH, Bethesda) にて解析を行った。前歯部の解析を Fig 4 に示す。ファントムのエッジ部は両側に描出されるが本実験ではファントムから空間部分に移行する右側のエッジについて解析した。分割面ごとに最適なフォーカス部を特定し，各計測点における GL の変化量を求めて ESF を解析した(Fig 5)。得られた結果をグラフに計測点に対する GL 差から LSF を求め(Fig 6)，次に LSF から MTF を求めた(Fig 7)。同様の解析を片顎の小白歯部および大白歯部各 27 分割面について行った。

## 結 果

### 1. 前歯部断層面における空間分解能解析

前歯部の No1~No27 までの各スライスの MTF を Fig 8a~Fig 8c に示す。X 軸は空間分解能，Y 軸は MTF を示す。

27 分割を行った各スライスの MTF は，3.5 cycles/mm~5.0 cycles/mm であった。No1~No27 スライスまでの解像度の変化を Fig 9 に示す。

X 軸はスライス番号で，No1 は頬側あるいは唇側を示し，No27 は舌側である。縦軸(Y 軸)は空間分解能(cycles/mm)を示す。

空間分解能は舌側から唇側にかけて約 1.8 cycles/mm の上昇傾向を示していた。

### 2. 小臼歯部断層面における空間分解能

小臼歯部の No1~No27 までの各スライスの MTF を Fig 10a~Fig 10c に示す。27 分割を行った各スライドの MTF は，2.5 cycles/mm~4.5 cycles/mm であった。

スライスの分解能の変化を Fig 11 に示す。空間分解能は前歯部と同様に舌側から唇側にかけて約 2.0 cycles/mm の上昇傾向を示していた。

### 3. 大臼歯部断層面における空間分解能

大臼歯部の No1~No27 までの各スライスの MTF を Fig 12a~Fig 12c に示す。27 分割を行った各スライドの MTF は，2.5 cycles/mm~4.5 cycles/mm であった。

No1~No27 スライスまで空間分解能の変化を Fig 13 に示す。空間分解能は前歯部あるいは小臼歯部と同様に舌側から唇側にかけて約 1.2

cycles/mm の上昇傾向を示していた。

## 考 察

パノラマエックス線撮影装置の増感紙フィルム系やデジタル系について、あるいはデジタルパノラマエックス線撮影装置を利用したその空間分解能の評価について、MTF解析は数多くなされてきた<sup>12,13,15-21)</sup>。しかし、今回研究を行ったデジタルパノラマエックス線撮影装置は2012年に初めてトモシンセシス技術を歯科の撮影装置として初めて臨床応用されたもので、現在各種の研究や解析が進められている。トモシンセシスの原理は、1930年代に Ziedses des Plantes<sup>22)</sup>が発表し、その後1971年に Miller<sup>23)</sup>により臨床への応用が発表された。1989年に日立製作所と信州大学医学部放射線学教室が中心となり、国産のデジタルトモシンセシス第一号が発表された<sup>16,17,24,25)</sup>。その後、島津製作所が装置の開発を行い2000年に入り flat panel detector (FPD)<sup>26)</sup>が開発されると、大幅な被ばく線量の低下や、高い解像度による精細な画像形成が可能となった<sup>24)</sup>。2010年代に歯科領域にトモシンセシス技術が応用される様になり<sup>17)</sup>、従来の画像形成アルゴリズムとは異なった方法で画像化が可能になった。本装置は一回の撮影で、仮想咬合平面を中心に頬舌側へ、歯列弓形態の断層厚 27 mm のフレームデータが得られる。従来のパノラマエックス線撮影装置の断層厚は前歯部 5.0 mm、小臼歯部 10 mm、大臼歯部 15 mm とされている<sup>27)</sup>。前歯部では 5.0 mm 内の断層域内に被写体を位置付けるのが難しい。しかし、本装置の断層厚は 27 mm であり、前歯部の前後位置設定を通法通りの位置で撮影を行うと、ほとんどの上下顎は断層域内に位置付けされる。27 mm の断層厚が本装置の画像形成領域であるが、任意の幅にフレームデータの送り速度により変更可能であるが、実際に断層幅を拡げて撮

影した場合，27 mm を超えた部分ではボケが確認されたので，今回は27 mm での規定値で実験を行った．

本研究は，トモシンセシス技術を応用したデジタルパノラマエックス線撮影装置の分解能について MTF を用いて評価することを目的にした．その結果について考察を加える．

## 1. 空間分解能評価

前歯部，小臼歯部および大臼歯部では，いずれの部位でも唇側あるいは頬側に近接するほどに空間分解能の上昇が確認された．従来のパノラマエックス線撮影装置の場合，線源に近い被写体ほど散乱線の影響を受けにくいことや，距離の逆二乗則で検出器が線源から離れる被写体ほど放射線量は減少することから，分解能も被写体間距離によって同時に変化していた．しかし，本研究に使用したトモシンセシス技術は，断層域内被写体コントラストをボクセルデータとしてハードディスクに記録しており，3 次元的にフレームデータが得られる．このフレームデータからコンピュータにより画像再構成を行っているため，分解能の変化は焦点・被写体間距離に影響されることに加え，各フレームデータから断層面画像再構成を行い，最も鮮鋭度の高い画像の合成であることが MTF に影響を与えていると思われた．しかし，コンピュータでの処理過程が不明である．本実験において材質の構造が一定の被写体を撮影し，更に周囲に散乱線を発生する可能性がある構造物が無いことに加え，No1~No27 スライス of MTF は頬側あるいは唇側方向に向上している結果から，センサーに近い構造物の解像度が向上したと考えられる．また，トモシンセシスによる撮影アルゴリズムはシフト加算法で行われており，エックス線の照射角度をずらす，つまりシフトしながら秒間 300~900 フレーム撮影されている<sup>16)</sup>．シフト量の

変化によって解像度の最も良い部位の移動が可能となっている。従来の断層画像は、エックス線管とフィルムあるいはデジタルセンサーが移動して断層域部分が画像形成され、断層域から離れた部位はボケ像となり描出したい部位の画像を形成する方法であり、断層厚は管球のふり幅と回転半径により決定される<sup>25)</sup>。トモシンセシスアルゴリズムは被写体を通過したエックス線がフレームのデータとしてコンピュータのメモリーに記録される。得られたフレームデータのそれぞれをシフトさせることにより画像再構成ソフト処理後、画像が表示される。シフト量を変化させることにより各断層でのスライス画像を得ることが可能である。したがって、各スライスの最もMTFの良い画像を暫時抽出し、パノラマ画像を描出している。本実験により得られた各スライス画像はセンサーに近い部位のMTFが高い値を示していることから、各スライス面での画像は頬側もしくは唇側に近い部位が画像化されていると考えられる<sup>28,29)</sup>。

## 2. 空間周波数の変化

従来のフィルムを用いたパノラマエックス線画像の空間周波数は平均 2.5 cycles/mm~3.0 cycles/mm<sup>25)</sup>である。しかし、本装置は 2.5 cycles/mm~5.0 cycles/mm と MTF が向上している。その理由として、従来のスクリーンフィルム装置は断層厚の被写体の画像形成法であるのに対し、本装置はフレームデータを画像再構成する方法であり、任意の一面が、ボクセル形式のフレームデータから任意の面を抽出することが可能であり、任意の断層面における最適面を選択できることが寄与していると考えられる。更に検出器側に近づくとともに空間分解能も上昇する傾向が認められたことが影響したものと思われる。

## 3. 各スライスの空間周波数の変化

全体的な傾向として、前歯部、小白歯部および大白歯部のいずれの部位においても、舌側から唇側に向かって空間周波数の上昇が認められた。しかし、スライスごとの空間周波数の値を比較すると、最小二乗法による近似曲線では前歯部、小白歯部および大白歯部全ての部位で上昇する傾向にあるものの、空間周波数のバラつきが確認された。この原因は、ローデータから得られるファントム画像により ESF 測定時、エッジが最もシャープに見える部位および MTF が 0 になる部分の特定を目視によって行っていることによる影響と考えられる。機械的に最も適した部位を特定するアルゴリズムが確立されておらず、画像をピクセルレベルまで拡大して目視により最も鮮鋭度の良い部分を特定しているが、結果として目視と手動による誤差が生じていると思われる。

#### 4. ディスプレイについて

今回算出された MTF は、前歯部で約 3.0 cycles/mm~5.0 cycles/mm, 小白歯部では約 2.5 cycles/mm~4.5 cycles/mm, 大白歯部では 3.0 cycles/mm~4.5 cycles/mm であった。実際の臨床での画像診断に求められる分解能は 6.0 cycles/mm と言われており、トモシンセシスを応用したパノラマ画像にはボケの発生が示唆された。本撮影装置に設置されているディスプレイは I/O データ社製(LCD-AD221FB-T)で解像度 1,920 × 1,080 画像ピッチ 0.248 mm × 0.248 mm の特性であり 1 ピクセルあたり約 250 μm とすると 2.0 cycles/mm であり、モニター上では 250 μm が最小の解像度になる。これは医療画像診断用に特化した製品ではなく、ごく一般に普及しているコンピュータのディスプレイと変わらない性能である。したがって今回の内部処理を行った後に表示される最終画像はディスプレイの性能に影響されるため、より解像度の優れた

ディスプレイの使用は必須の条件といえる．本研究はモニタを含めた実験をしていないため，画像再構成，画像表示系の総合 MTF の解析は今後の課題としたい<sup>30-32)</sup>．

## 5. 医科と歯科のトモシンセシスについて

医科におけるトモシンセシス技術は，従来の断層撮影装置のフィルム部を FPD センサーに置き換えることでデジタル化が可能であった．しかし，歯科で使われるパノラマ撮影装置は曲面断層法を応用したもので 2 次スリット(スリット巾 8 mm)の範囲内での振り角となる．したがってシフト距離が短いため U 字状をなす下顎骨のスライス面を順次再構成することが困難となっていた．トモシンセシス技術を導入したパノラマ撮影法の画像断層は画像形成アルゴリズムを理解し，表示される画像のスライス面位置を認識することが重要である．

## 結 論

トモシンセシス技術は医科領域から始まり，歯科領域に応用されてきた．今回，トモシンセシス技術を応用したデジタルパノラマエックス線撮影装置を MTF を用いて性能評価を行い，以下の結論を得た．

1. 空間分解能は舌側から唇側あるいは頬側方向に上昇傾向を示した．
2. 空間分解能の変化は，前歯部，小臼歯部および大臼歯部のいずれの場所においても，舌側から唇側や頬側に向けて空間分解能が上昇する，同じ傾向が確認された．
3. 空間分解能の変化は，前歯部では約 3.0 cycles/mm~5.0 cycles/mm，小臼歯部では約 2.5 cycles/mm~4.5 cycles/mm，大臼歯部では 3.0 cycles/mm~4.5 cycles/mm であった．歯科で診断に必要な分解能は 6.0 cycles/mm と言われており，その数値と比較すると低い値であった．
4. 前歯部，小臼歯部および大臼歯部において，前歯部の唇側の分解能が最も高いことから，被写体・センサー間距離の関与が示唆された．
5. トモシンセシスによるデジタルパノラマエックス線解析法による画像再構成画像は得られたボクセルデータの唇頬側をメインに再構成されていることがわかった．
6. 唇側および頬側のデータが使用されているので，実際の患者撮影には，唇頬側から舌側に至る病変において，舌側の描出が低くなる可能性が考えられた．

## 謝 辞

本稿を終えるにあたり，本研究に御理解，またご指導を賜りました明海大学大学院歯学研究科 再生再建医療系 歯科放射線学 奥村泰彦教授に深甚なる謝意を表します．また御校閲を賜りました機能発達医療系 小児歯科学 渡部 茂教授，再生再建医療系 歯科補綴学 藤澤 政紀教授，機能系 口腔生理学 村本 和世教授に深く感謝致します．

最後に本研究を行うにあたり，種々の御援助，御協力を頂きました歯科放射線学の諸先生方に厚く御礼申し上げます．

## 引用文献

- 1) 神田重信：放射線 パノラマ X 線撮影法 (最近の歯学). 口腔病学会雑誌 **37**, 462, 1970
- 2) 新井嘉則：歯科におけるデジタル X 線画像診断システム デジタルパノラマ装置. 映像情報 **32**, 345-348, 2000
- 3) 新井嘉則：デジタルパノラマ装置. 映像情報 Medical **31**, 345-348, 2000
- 4) 川畑 政勝：MTF の測定と応用. 日放線技会誌 **50**, 1872-1887, 1994
- 5) 石田隆行, 山下一也, 滝川 厚：デジタル画像データを用いた変調伝達関数 (MTF) の計測. 日放線技会誌 **46**, 22-28, 1990
- 6) 山田英彦, 中浜久則, 佐藤昭弘, 保刈成志, 井上 浩, 井上信行, 石井憲一, 高橋伸年, 奥村泰彦：パノラマ断層撮影法における断層域の MTF. 歯科放射線 **40**, 102, 2000
- 7) 本田道隆：エッジ傾斜の有理化近似を用いたプリサンプルド MTF の計測手法. 日本放射線技術学会雑誌 **70**, 346-358, 2014
- 8) 佐藤順一, 窪田 誠：エッジ法による M. T. F 測定. 旭川放射線技師会会誌 **9**, 25-27, 1987
- 9) 奥村泰彦, 山田英彦：デジタルオルソパントモグラフィ「デジパン」について. 日本歯科評論 **685**, 5-8, 1999
- 10) Farman TF, Kelly MS and Farman AG : The OP 100 Digipan : Evaluation of the image layer, magnification factors, and dosimetry. Oral Surg Oral Med Oral Pathol **83**, 281-287, 1997
- 11) 松本義之, 林 靖久, 四井資隆, 板垣恵輔, 川崎靖典, 古跡孝和,

- 古跡養之眞：CCD デジタルパノラマ X 線画像システムの至適撮影条件について．歯科医学 **63**，33-37，2000
- 12) Farman AG, Scarfe WC, Schick DB and Rumack PM : Computed dental radiology : Evaluation of a new charge-coupled device-based intraoral radiographic system. Quintessence Int **26**, 399-404, 199-204, 1995
- 13) 倉林 亨：歯科 X 線検査による被曝のリスクおよびデジタル X 線撮影の有用性(わだい)．日歯理工会誌 **29**，21-24，2010
- 14) 東出 了，市川勝弘，國友博史，大橋一也，川野 誠：角度計測誤差が presampled MTF へ及ぼす影響の検証と角度計測の最適手法の提案．日放線技会誌 **65**，245-253，2009
- 15) McDavid WD, Dove SB Welander U and Tronje G : Electric system for digital-acquisition of rotational panoramic radiographs. Oral Surg Oral Med Oral Pathol **71**，499-502，1992
- 16) 石塚真澄，大石幹雄，佐々木正臣：歯科口腔内撮影用フィルムの物理的特性 特性曲線と MTF およびオルソタイプフィルムとの比較．東北大医療技短大紀 **12**，121-130，2003
- 17) 金谷茂彦，中浜久則：口内法デジタル X 線撮影系における Modulation Transfer Function の測定に関する研究．明海大歯誌 **33**，26-35，2004
- 18) 西川慶一：デジタル X 線撮影．In：歯科放射線学．古本啓一，岡野友宏，小林 馨編，第 4 版，医歯薬出版，東京，pp101-102，2006
- 19) 池真樹子，花輪浩司，渡部正佳，奥村泰彦：デジタルエックス線撮影系に応用する超解像理論と画像再構築アルゴリズム．明海大歯誌，**38**，91-105，2009

- 20) 勝又明敏：パノラマ X 線撮影のルネサンスをめざして．岐阜歯科学会雑誌 **38**， 117-128， 2012
- 21) 横井みどり，勝又明敏，内藤宗孝，後藤賢一，蛭川亜紀子，松尾綾江，奥村信次，有地榮一郎：パノラマ X 線撮影の水平的 X 線入射方向に関する再検討．歯科放射線 **52**， 9-14， 2012
- 22) Ziedses des Plantes BG. Serieskopie. Eine rontgenographische Methode, welche ermöglicht, mit Hilfe einiger Aufnahmen eine unendliche reihe paralleler Ebenen in Reihenfolge gesondert zu betrachten. Fortschr Rontgenstr **57**, 605-616, 1938
- 23) Miller ER, McCurry EM, Hruska B. An infinite number of laminagrams from a finite number of radiographs. Radiology **98**, 249-255, 1971
- 24) 平野浩志：甦るトモシンセシス トモシンセシス開発から臨床応用に至るまでの歩み．INNERVISION **26**， 1-7， 2011
- 25) 町田治彦，油原俊之，上野恵子：多領域におけるトモシンセシス一般撮影の臨床応用．INNERVISION **26**， 30-33， 2011
- 26) 塩見 剛：トモシンセシスの原理と応用 ～FPD が生み出した新技術～．医用画像情報会誌 **24**， 22-27， 2007
- 27) 山本勝之：短時間撮影型パノラマ X 線装置における断層厚さに関する研究．鶴見歯学 **28**， 1-12， 2002
- 28) 東出 了，市川勝弘，國友博史，大橋一也，川野 誠：角度計測誤差が presampled MTF へ及ぼす影響の検証と角度計測の最適手法の提案．日放線技会誌 **65**， 245-253， 2009
- 29) 安部俊二：フィルムースクリーン系の画質評価．千葉放射線技術誌 **14**， 62-69， 1990
- 30) 内田啓一，滝澤正臣，人見昌明，長内 剛，塩島 勝：歯科用液晶読影システム開発のための研究：断層方式パノラマ X 線画像

の比較評価．日口診断会誌 **14**，23-28，2001

- 31) 人見昌明，滝澤正臣，内田啓一，長内 剛，塩島 勝：無線 LAN とタッチパネルスクリーンによる画像診断システム．日本口腔診断学会雑誌 **14**，309-315，2001
- 32) 藤田広志：画像のデジタル化と画質．In：デジタル放射線画像．藤田広志，小寺吉衛，オーム社，東京，pp89-97，2002

## Fig の説明

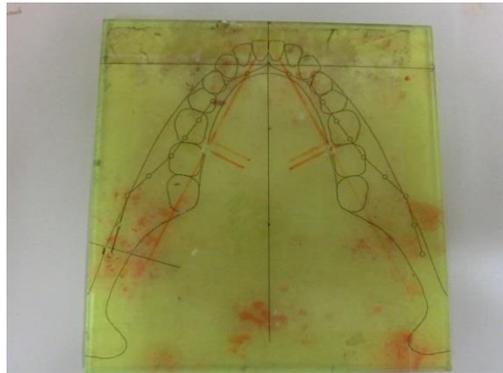
- Fig 1 MTF analysis phantom (a), measurement position (b) and placement (c)
- Fig 2 Experimental Device (QR-masterP)
- Fig 3 Flame data in the shape of the arrangement of the teeth
- Fig 4 X-ray tomographic image of the MTF phantom of the Incisor plane
- Fig 5 ESF of the Incisor position
- Fig 6 LSF of the Incisor position
- Fig 7 MTF of the Incisor position
- Fig 8a MTF of the Incisor position Slice No. 1 to 9
- Fig 8b MTF of the Incisor position Slice No. 10 to 18
- Fig 8c MTF of the Incisor position Slice No. 19 to 27
- Fig 9 Transition of MTF in Incisor position  
Blue line: Tracing the spatial frequency of each slices  
Black line: Approximate curve of the special frequency of each slices
- Fig 10a MTF of the Premolar position Slice No. 1 to 9
- Fig 10b MTF of the Premolar position Slice No. 10 to 18
- Fig 10c MTF of the Premolar position Slice No. 19 to 27
- Fig 11 Transition of MTF in Premolar position  
Blue line: Tracing the spatial frequency of each slices  
Black line: Approximate curve of the special frequency of each slices
- Fig 12a MTF of the Molar position Slice No. 1 to 9
- Fig 12b MTF of the Molar position Slice No. 10 to 18
- Fig 12c MTF of the Molar position Slice No. 19 to 27
- Fig 13 Transition of MTF in Molar position  
Blue line: Tracing the spatial frequency of each slices  
Black line: Approximate curve of the special frequency of each slices

付図

Fig 1  
瀬寄雄介



a



b



c

Fig 2  
瀬寄雄介



Fig 3  
瀬寄雄介

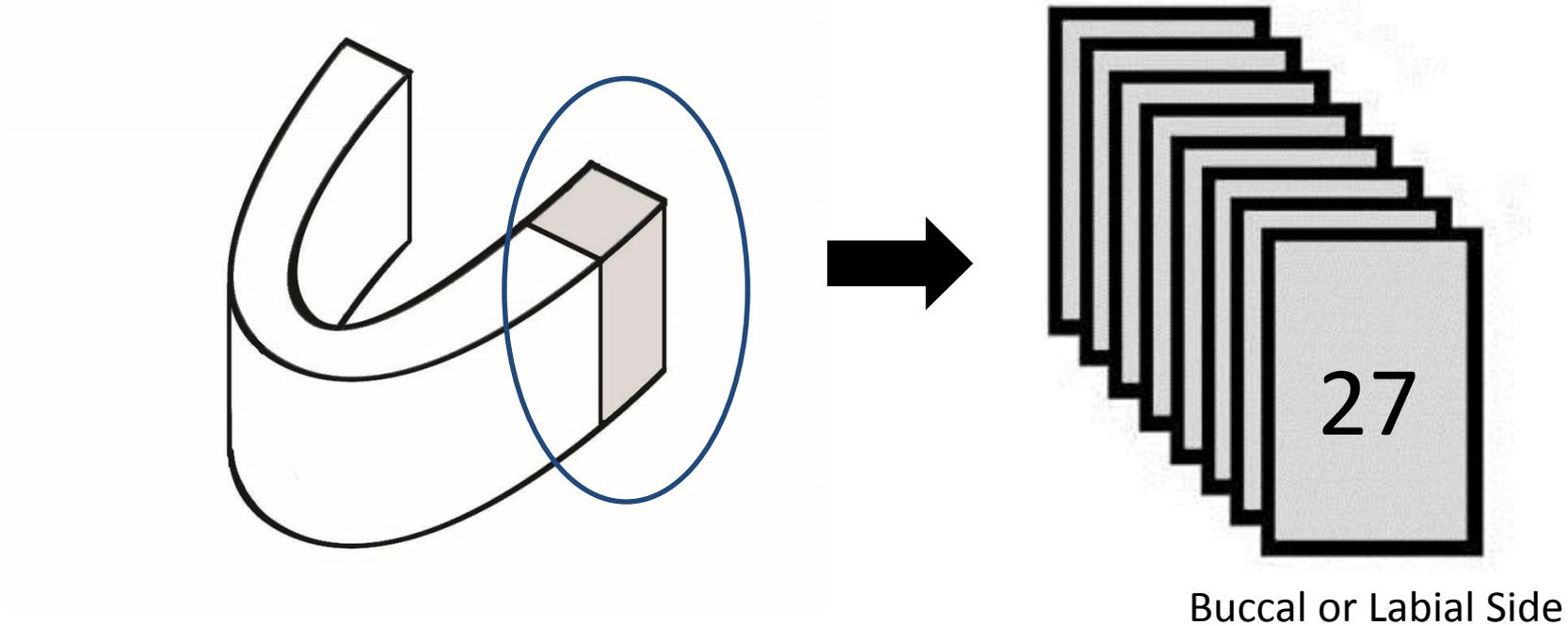


Fig 4  
瀬寄雄介

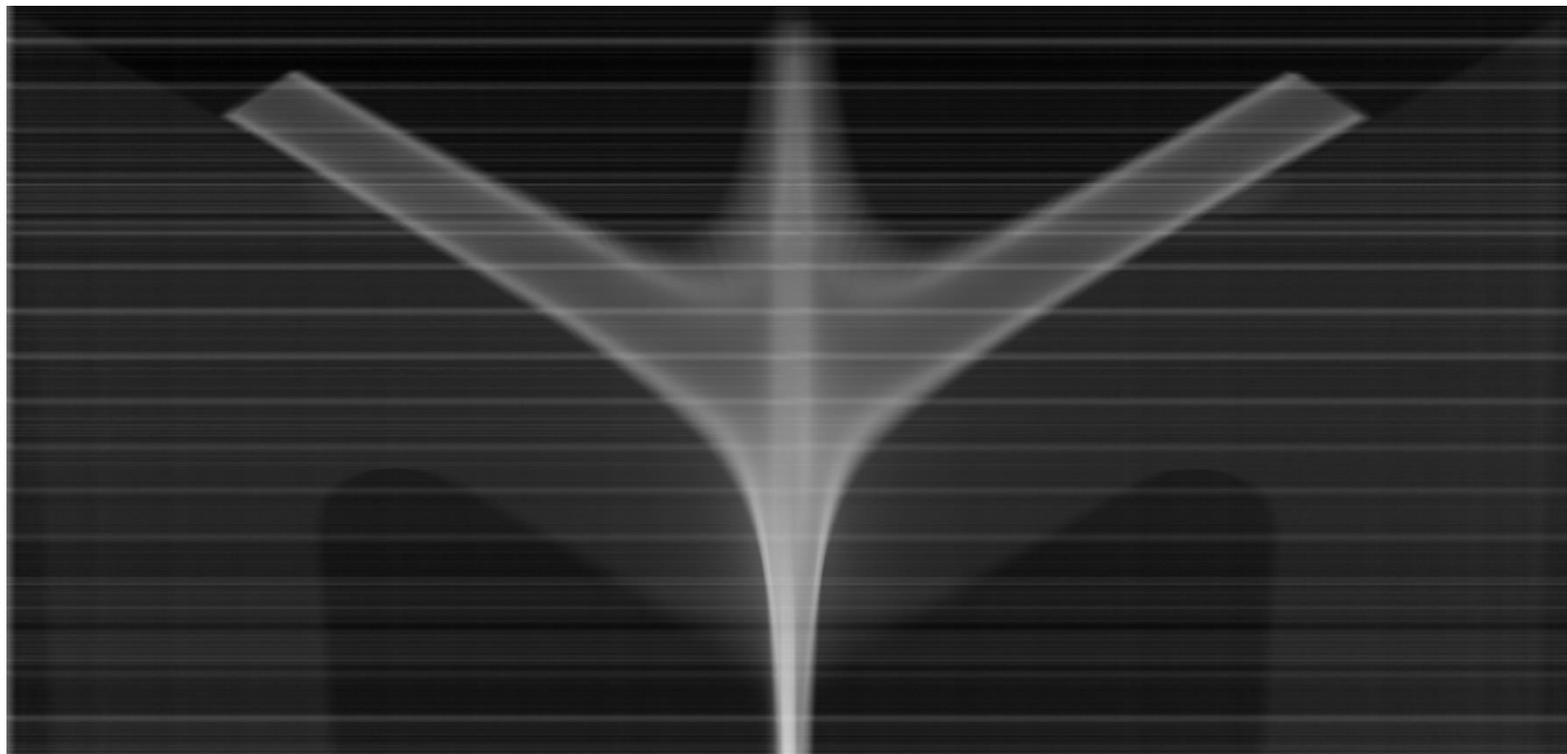


Fig 5  
瀬寄雄介

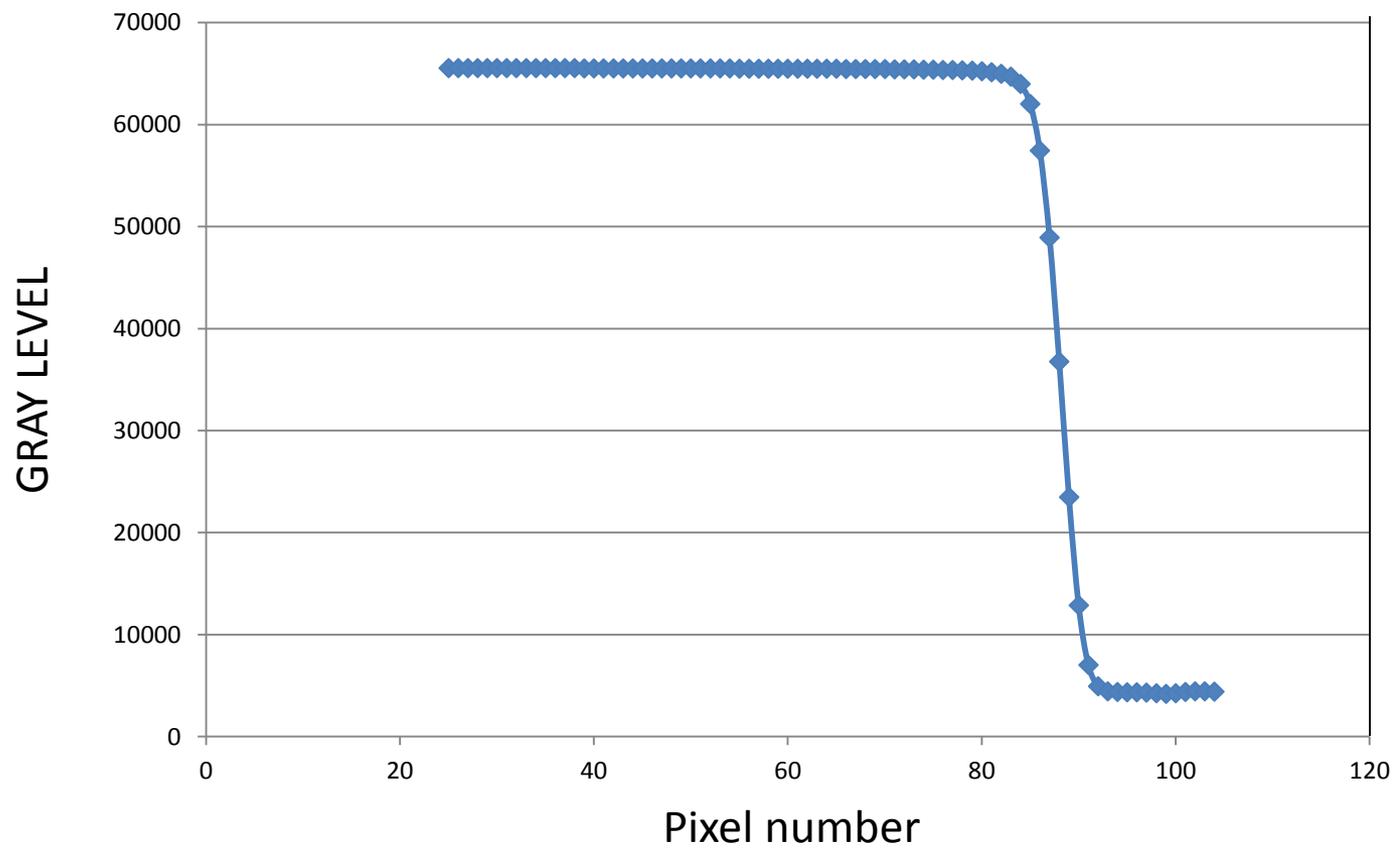


Fig 6  
瀬寄雄介

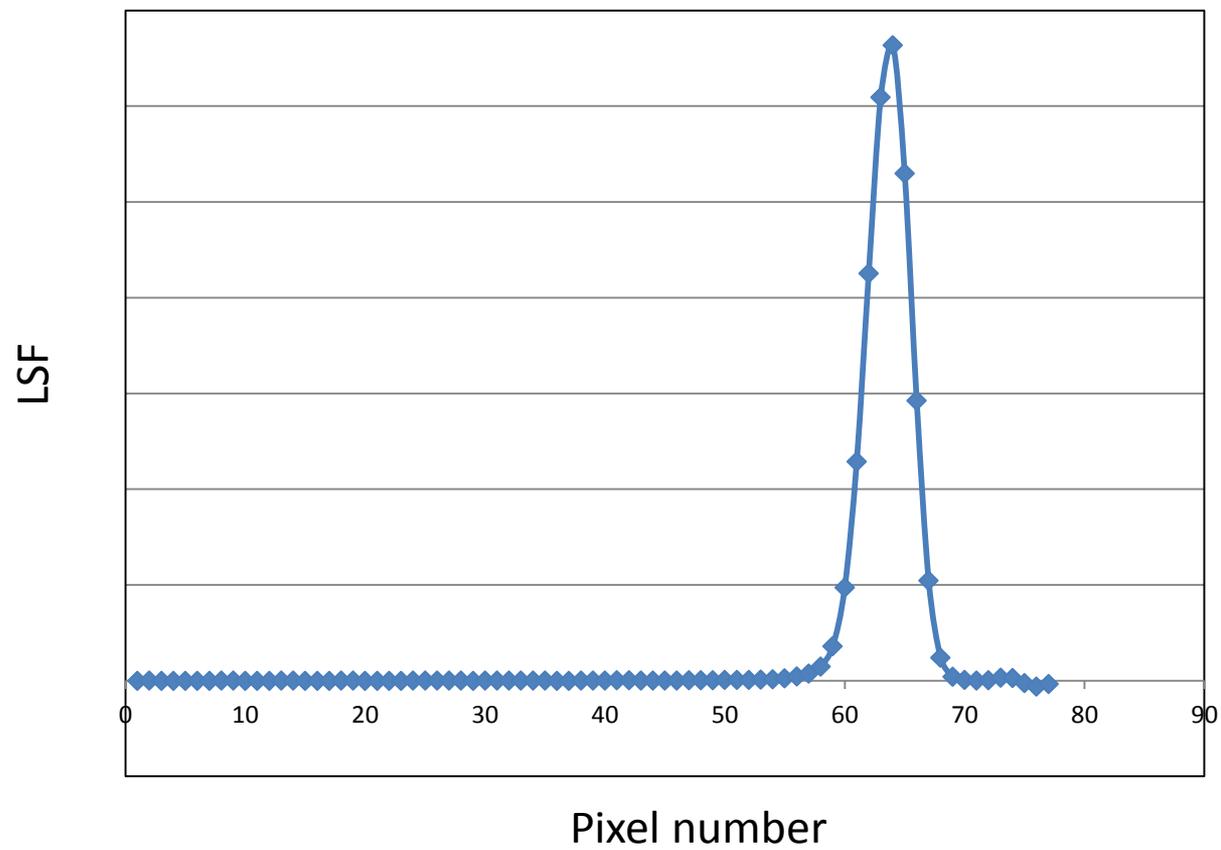


Fig 7  
瀬寄雄介

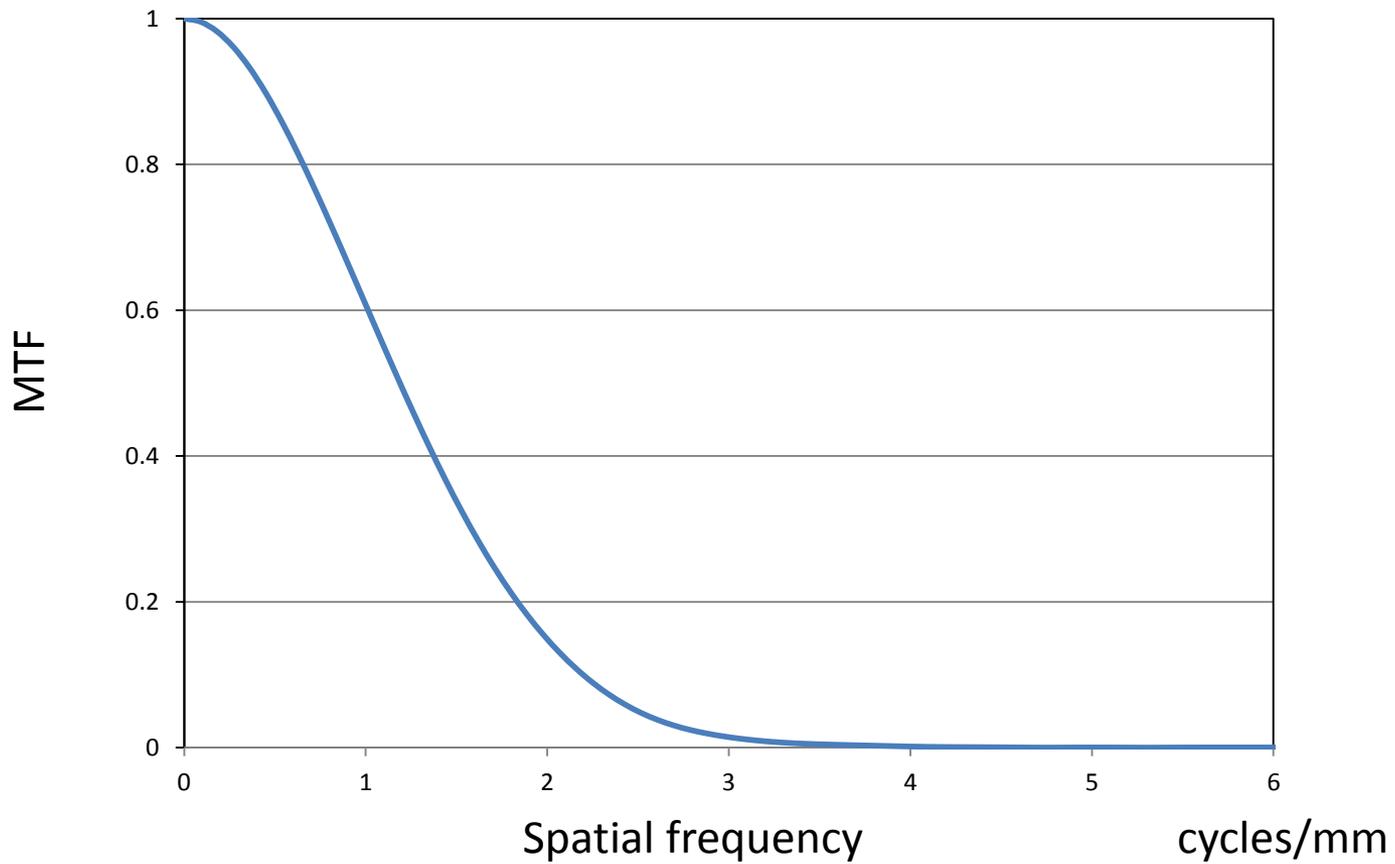
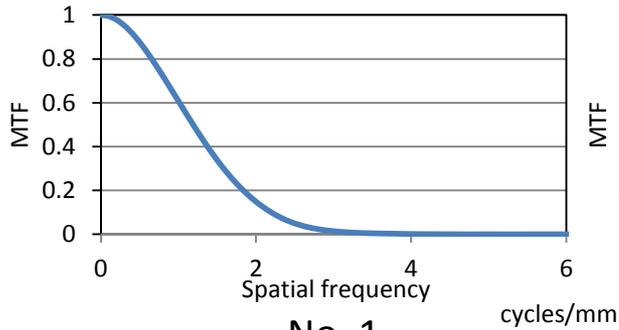
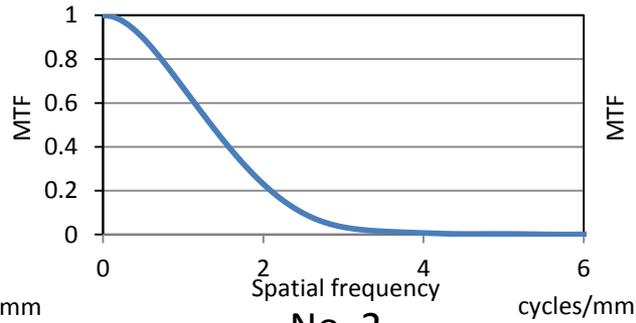


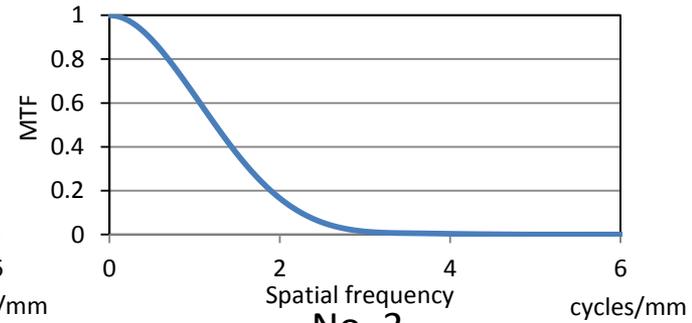
Fig 8a  
瀬寄雄介



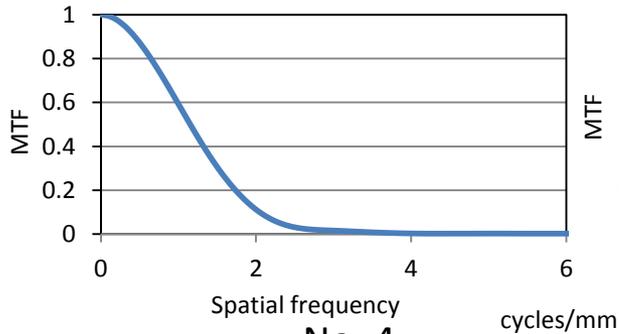
No. 1



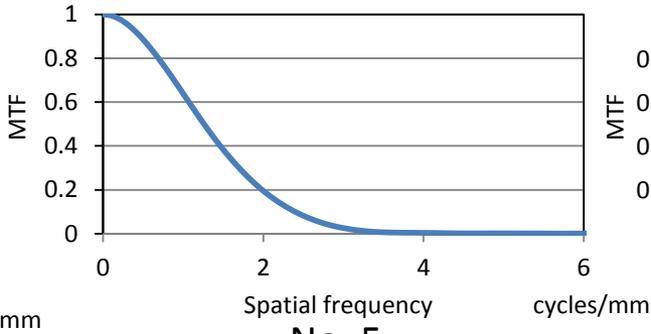
No. 2



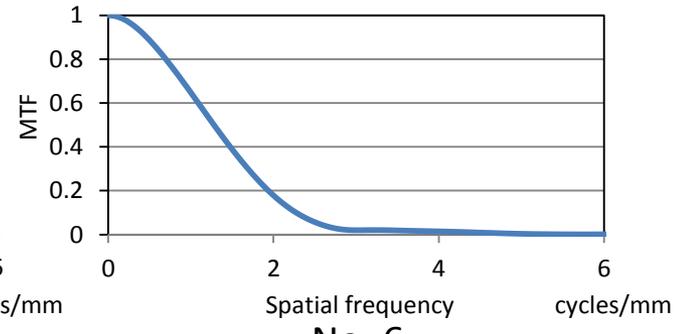
No. 3



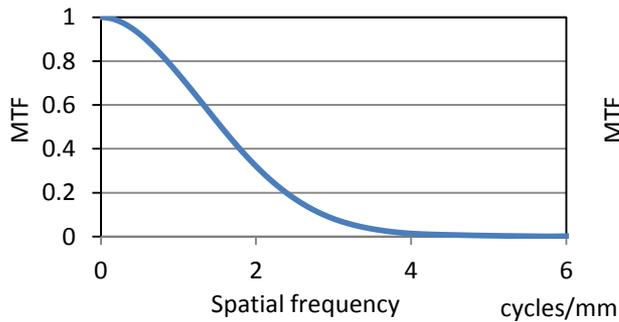
No. 4



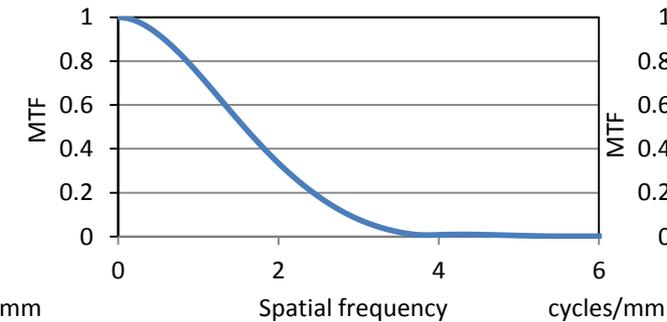
No. 5



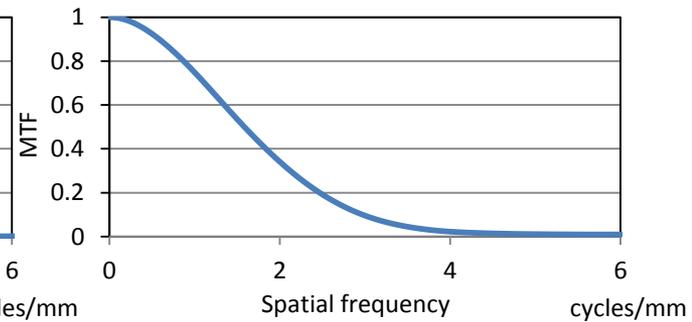
No. 6



No. 7

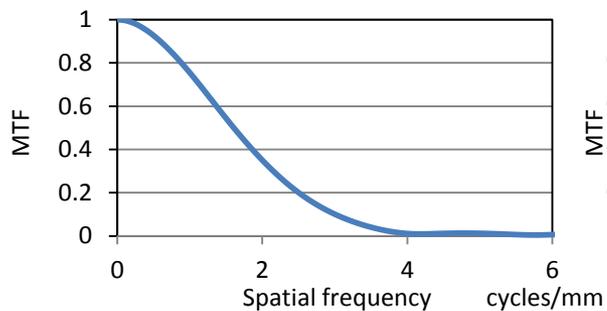


No. 8

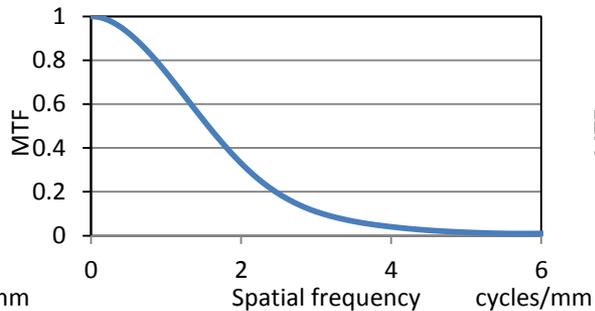


No. 9

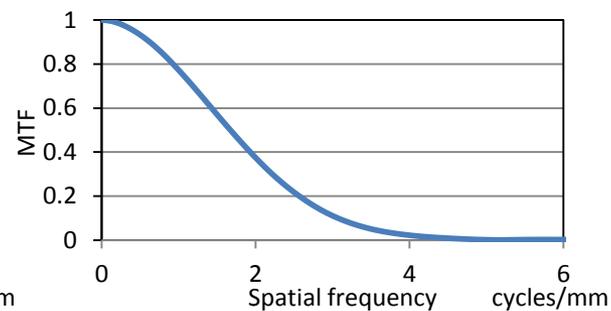
Fig 8b  
瀬寄雄介



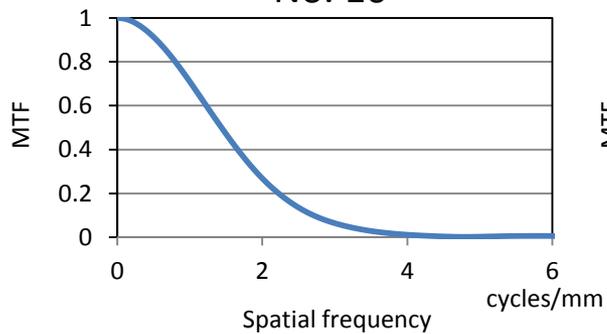
No. 10



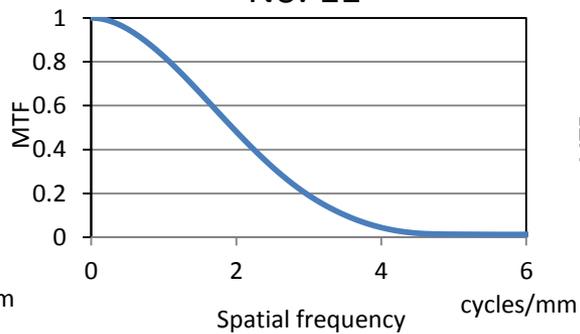
No. 11



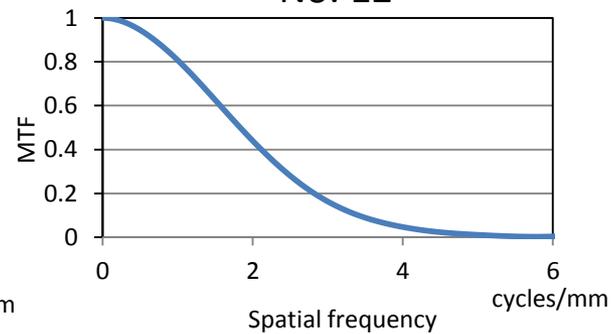
No. 12



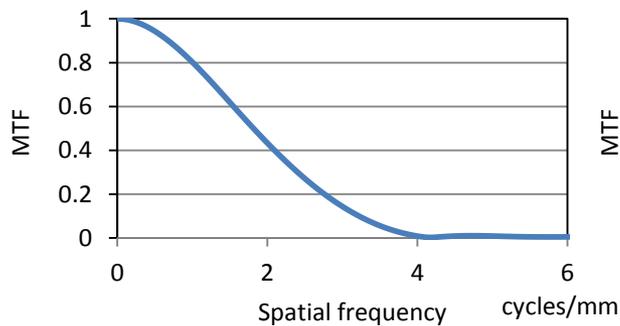
No. 13



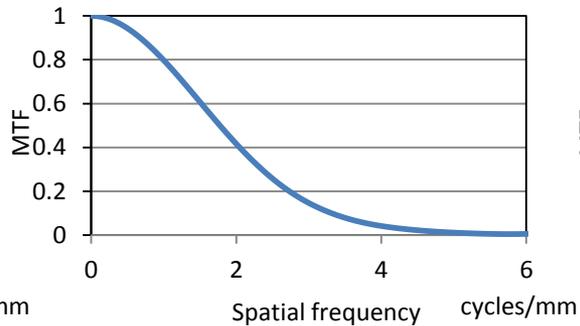
No. 14



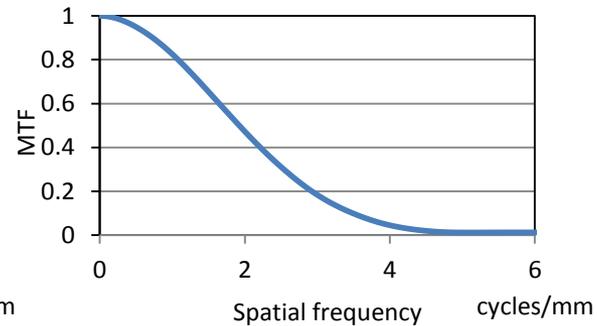
No. 15



No. 16

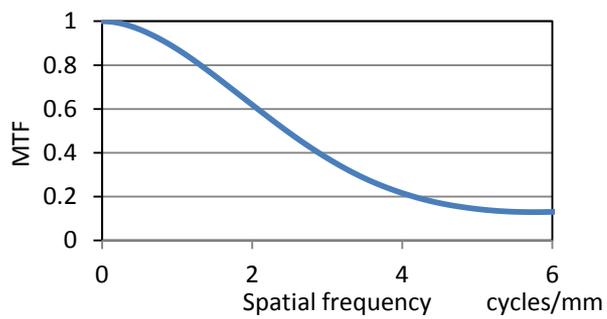


No. 17

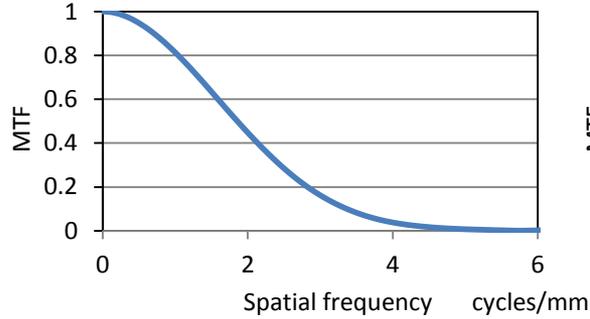


No. 18

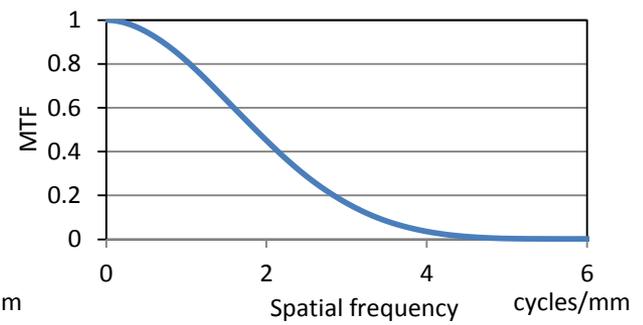
Fig 8c  
瀬寄雄介



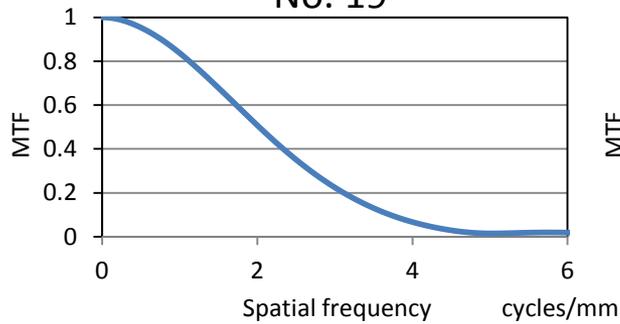
No. 19



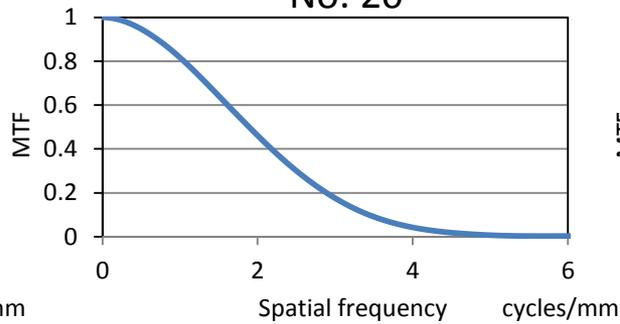
No. 20



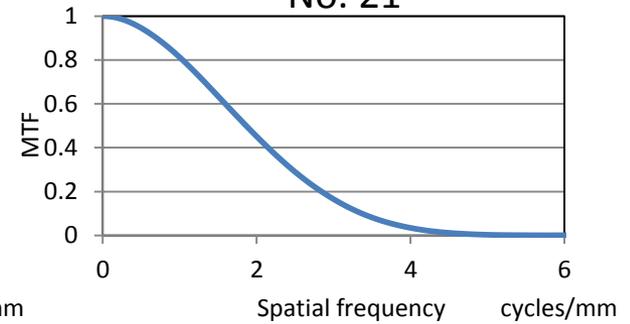
No. 21



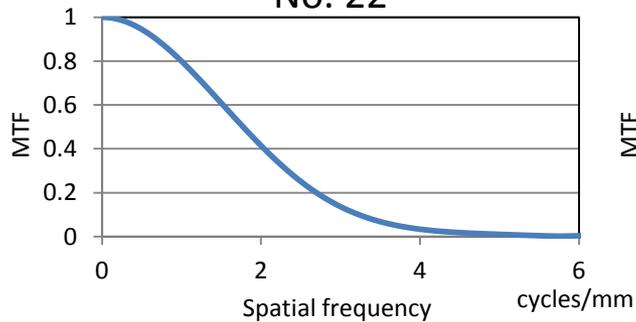
No. 22



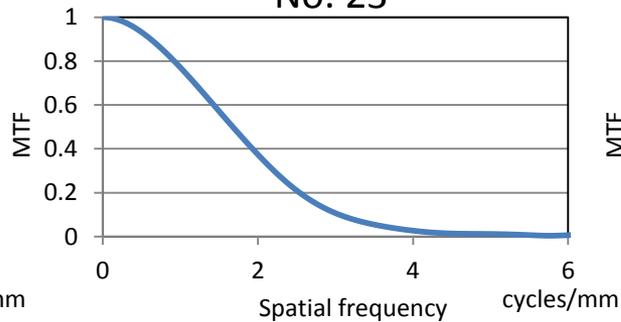
No. 23



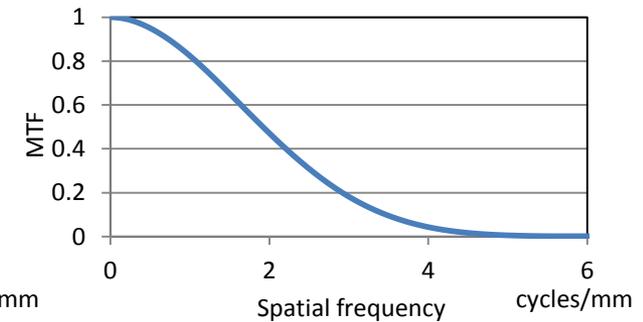
No. 24



No. 25



No. 26



No. 27

Fig 9  
瀬寄雄介

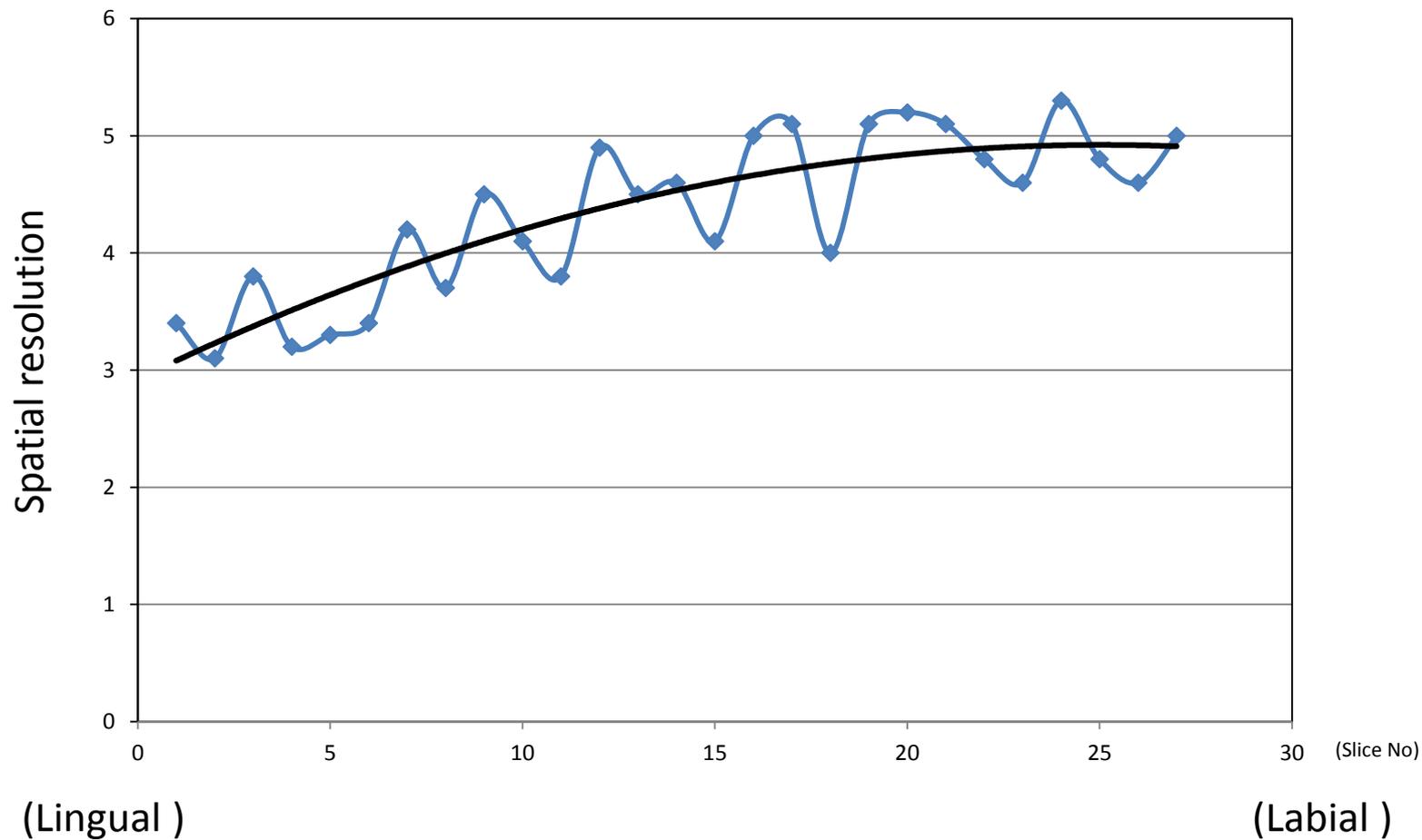
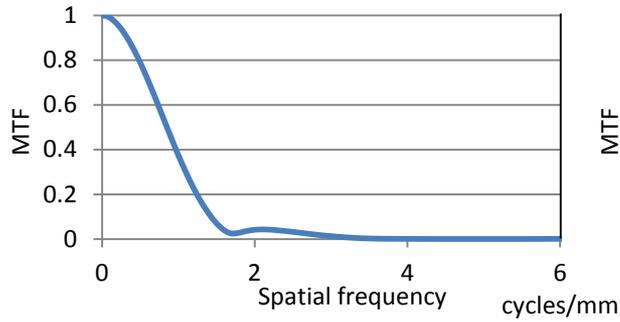
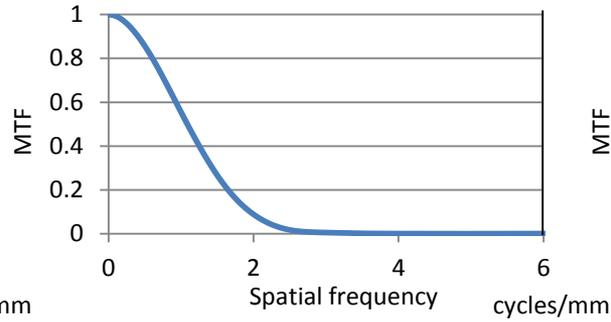


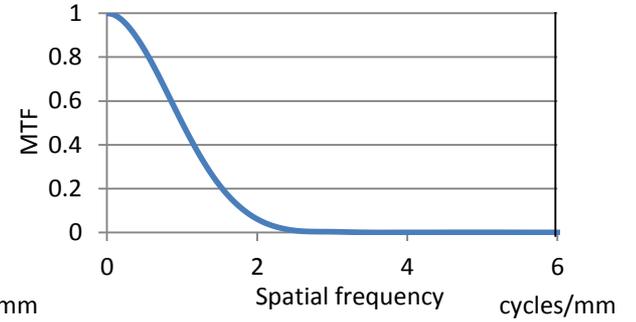
Fig 10a  
瀬寄雄介



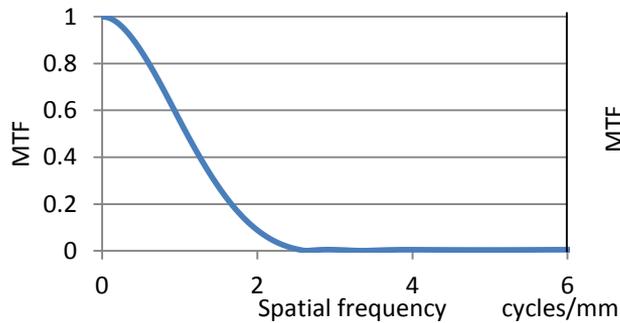
No. 1



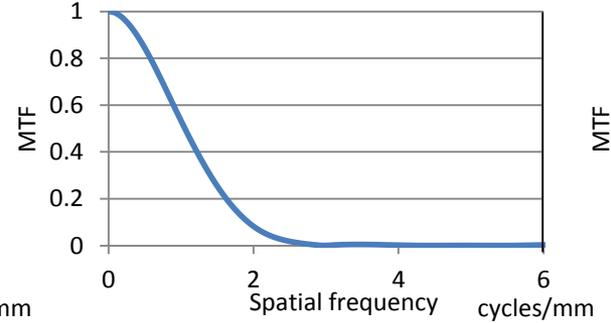
No. 2



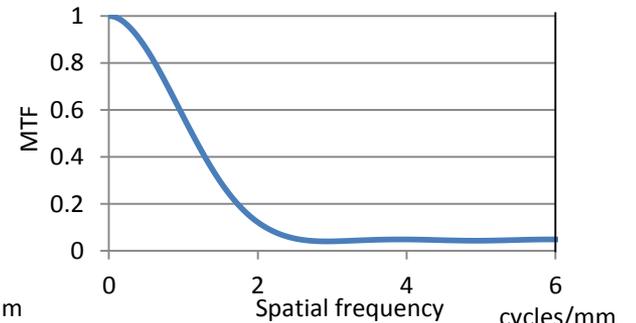
No. 3



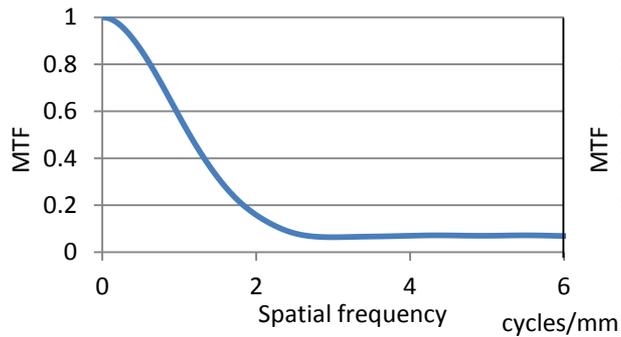
No. 4



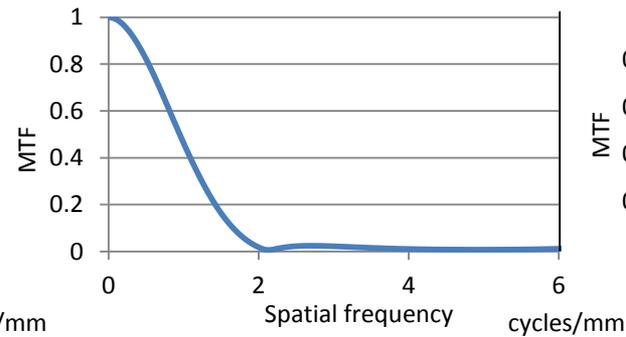
No. 5



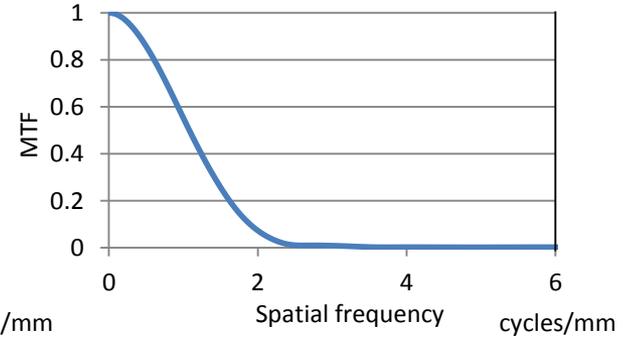
No. 6



No. 7

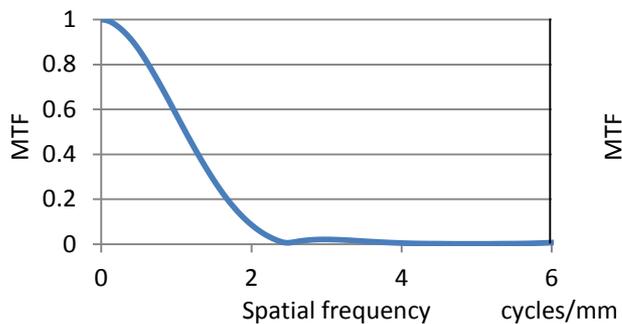


No. 8

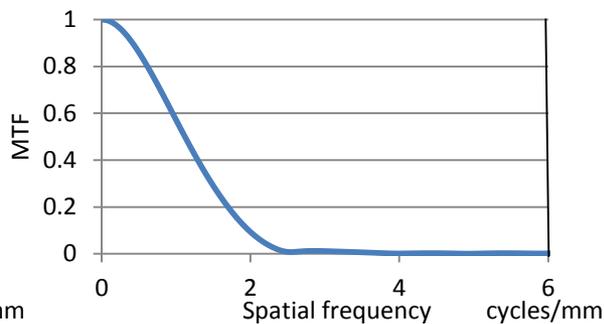


No. 9

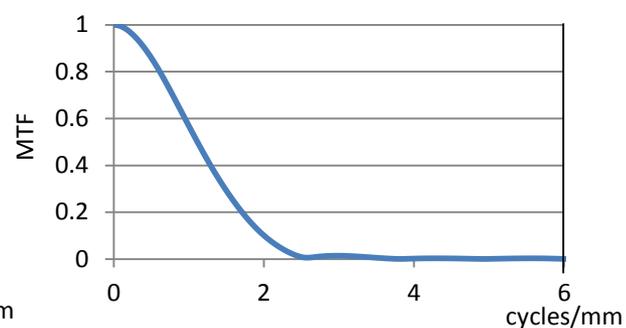
Fig 10b  
瀬寄雄介



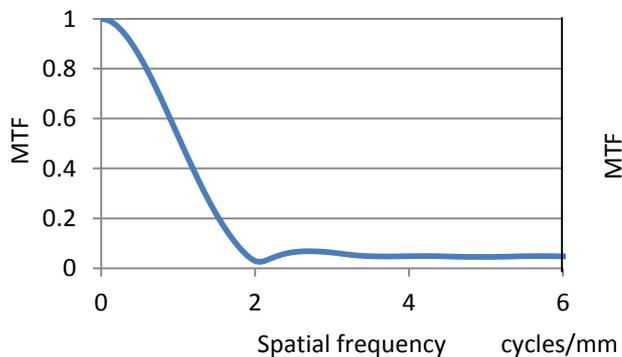
No. 10



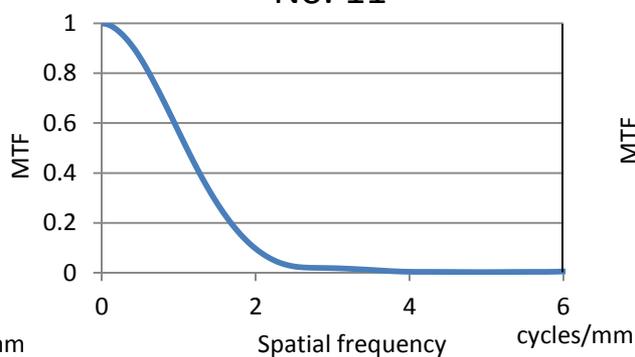
No. 11



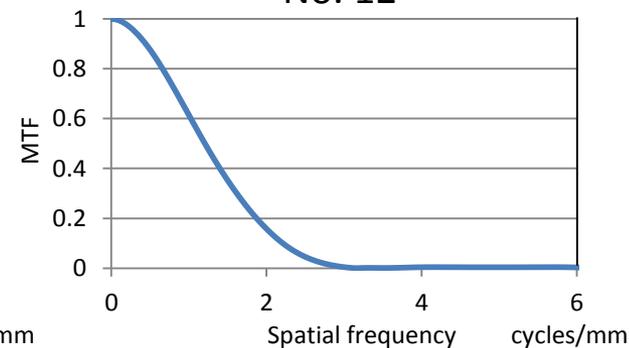
No. 12



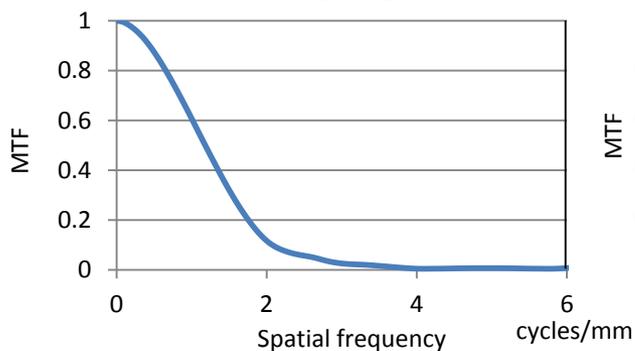
No. 13



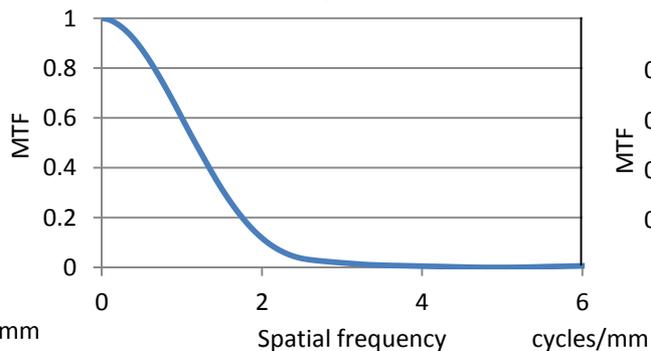
No. 14



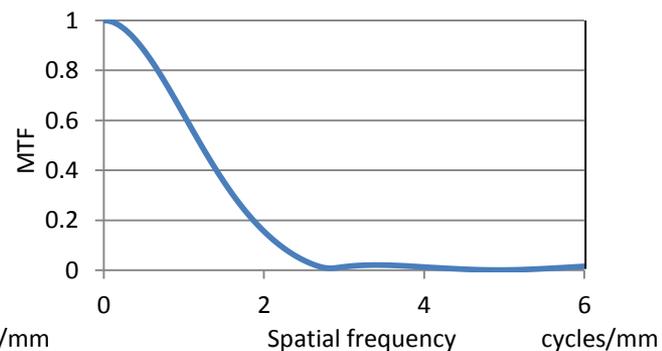
No. 15



No. 16

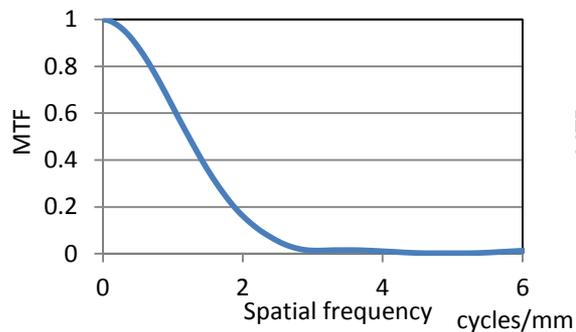


No. 17

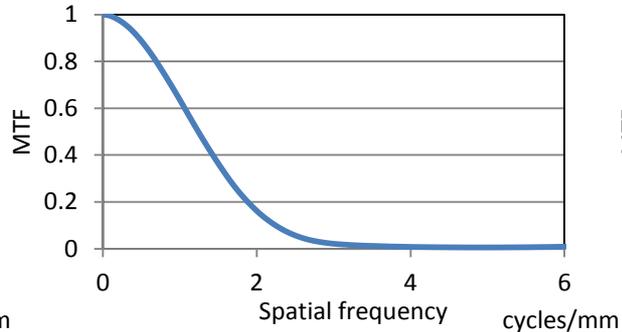


No. 18

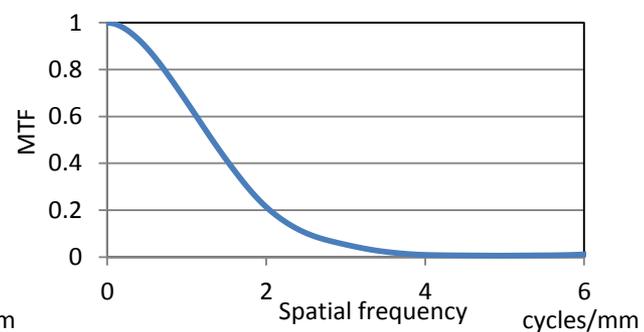
Fig 10c  
瀬寄雄介



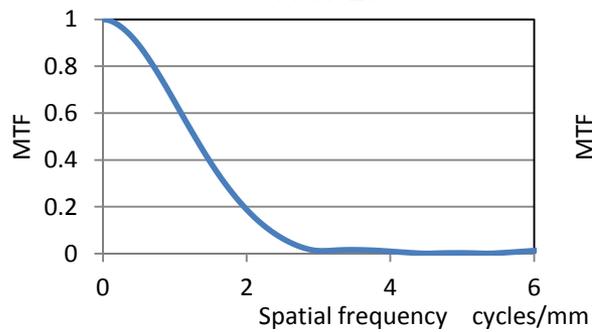
No. 19



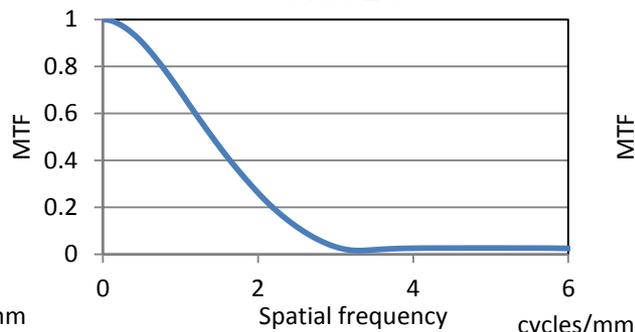
No. 20



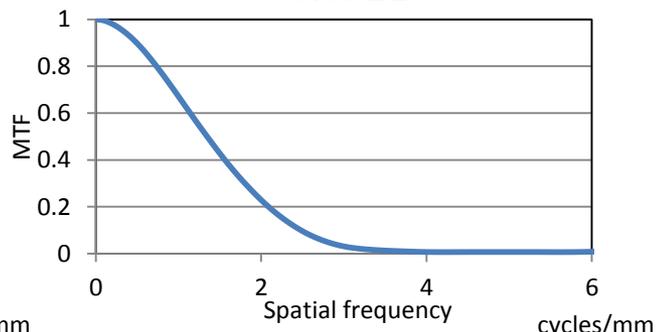
No. 21



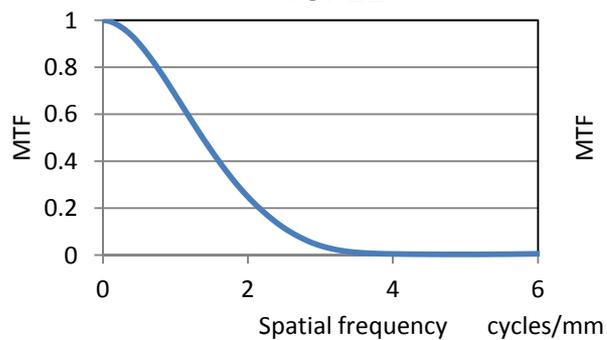
No. 22



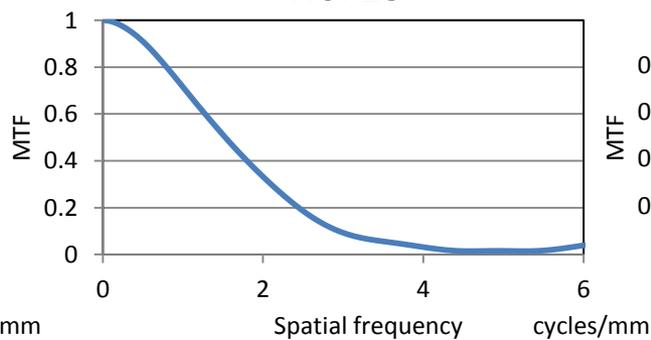
No. 23



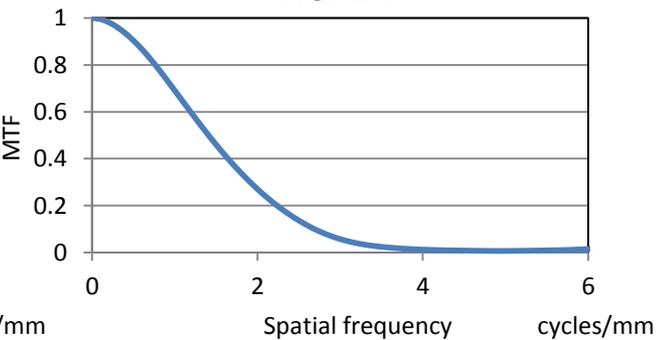
No. 24



No. 25



No. 26



No. 27

Fig 11  
瀬寄雄介

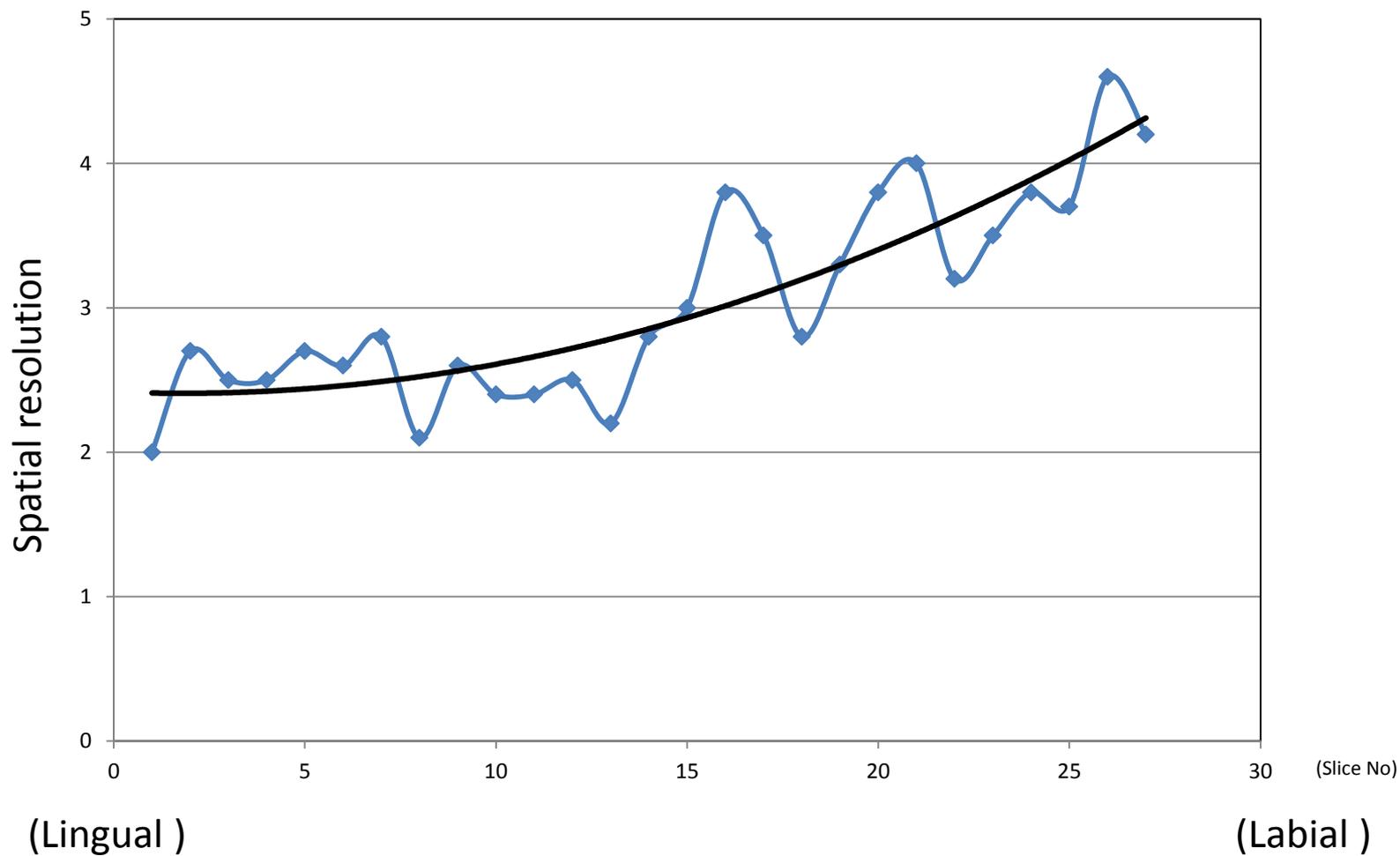
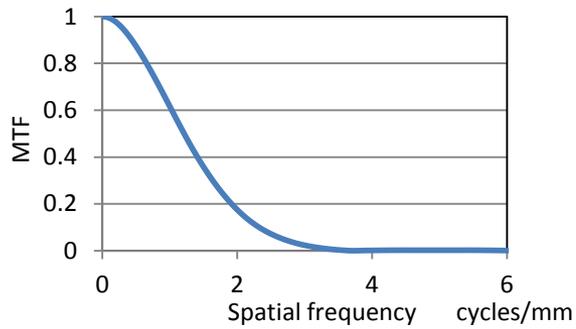
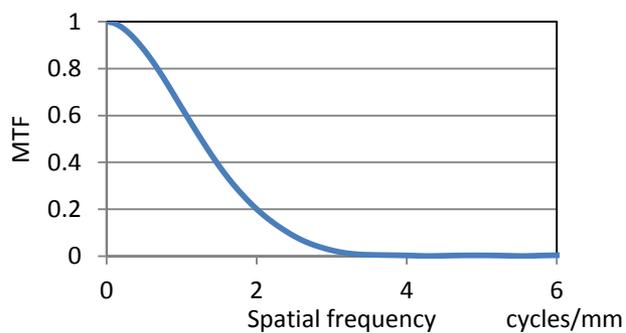


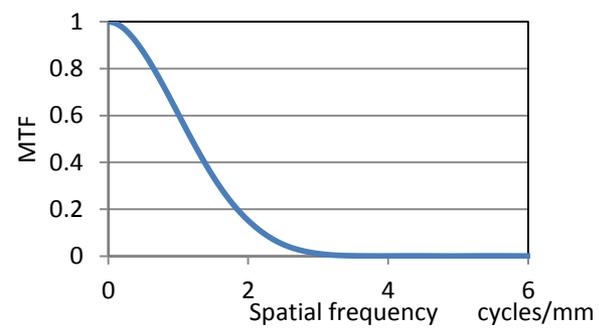
Fig 12a  
瀬寄雄介



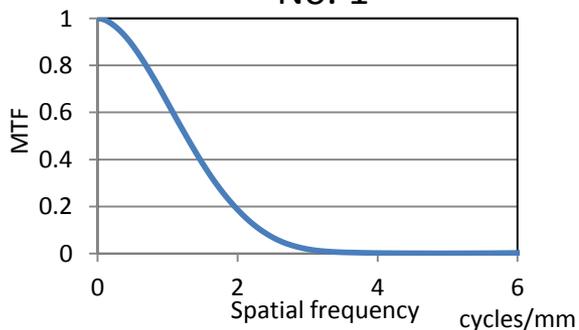
No. 1



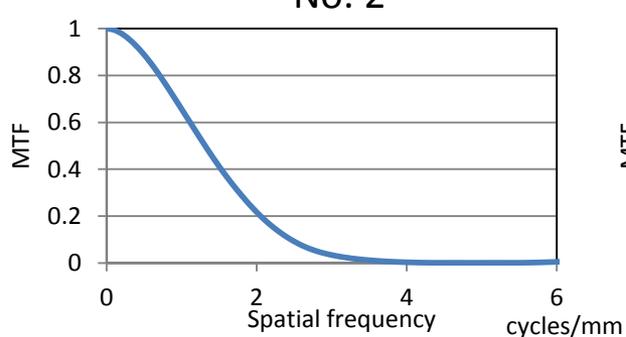
No. 2



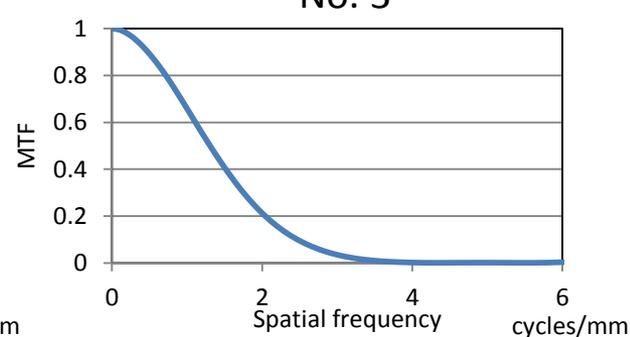
No. 3



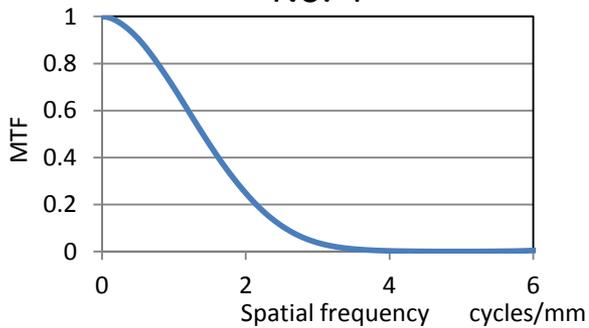
No. 4



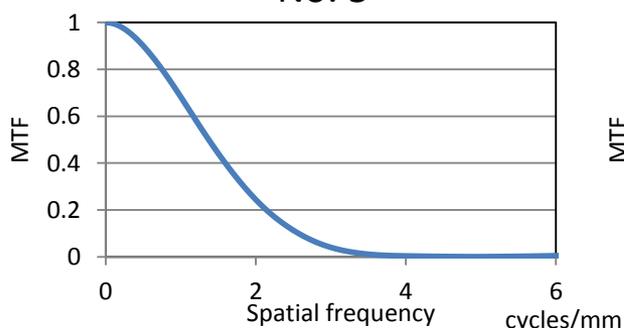
No. 5



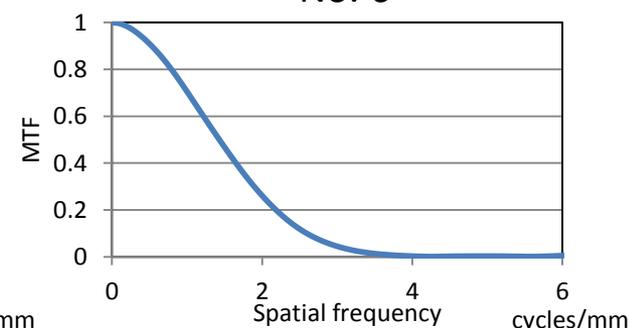
No. 6



No. 7



No. 8



No. 9

Fig 12b  
瀬寄雄介

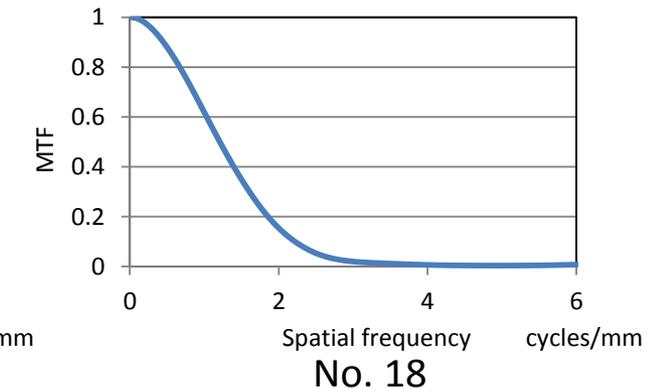
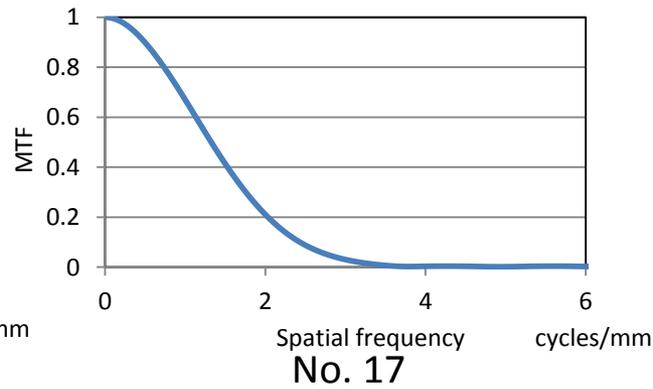
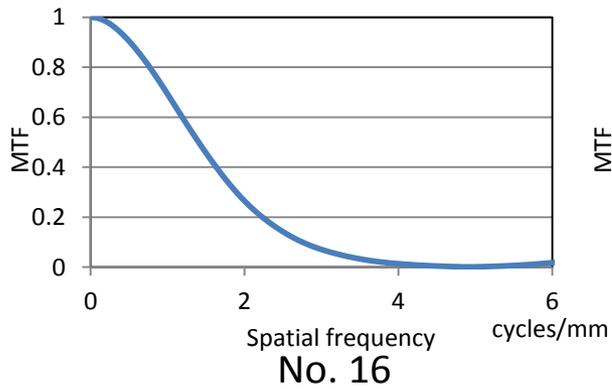
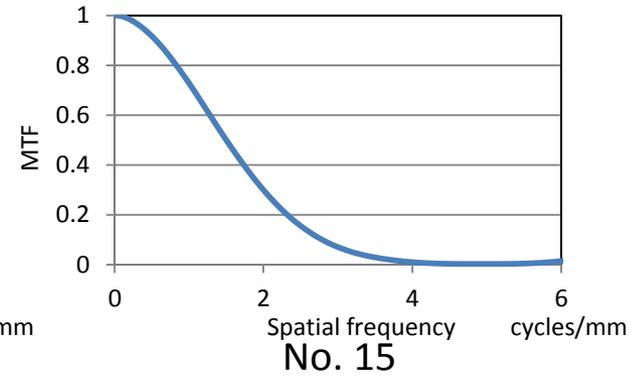
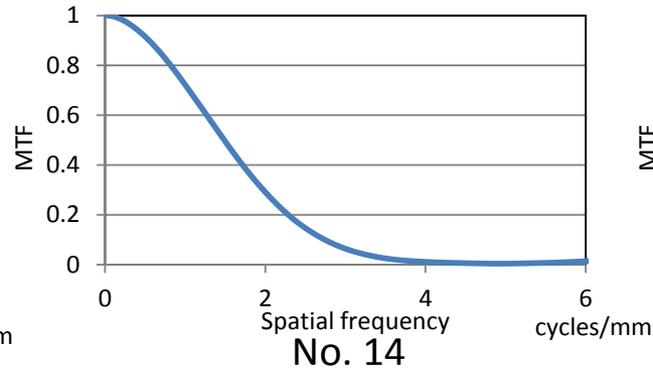
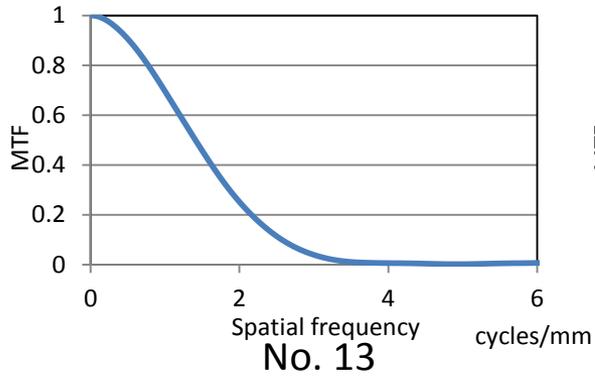
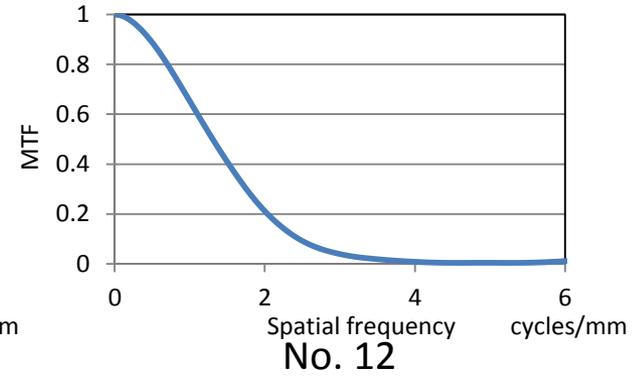
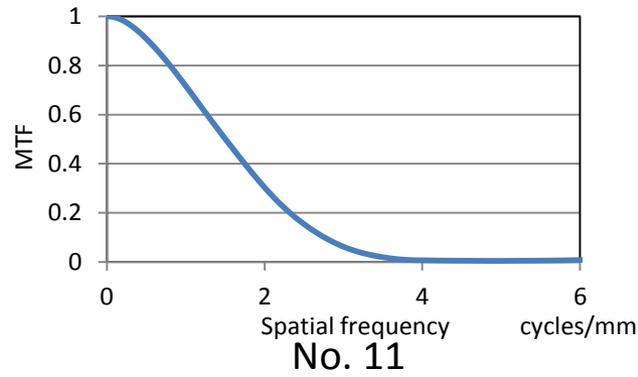
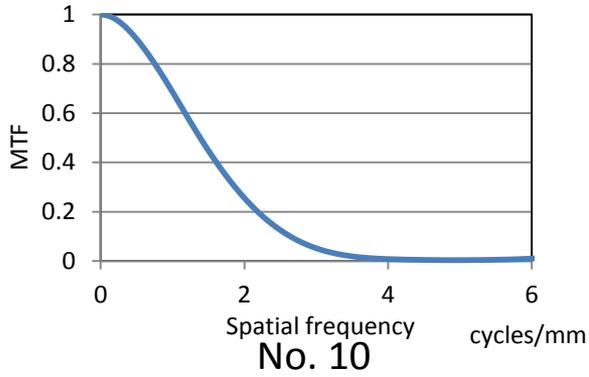
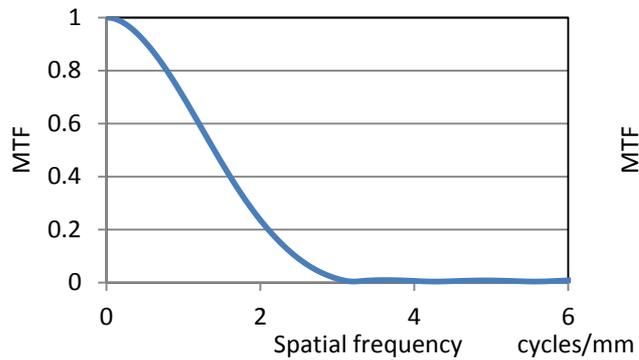
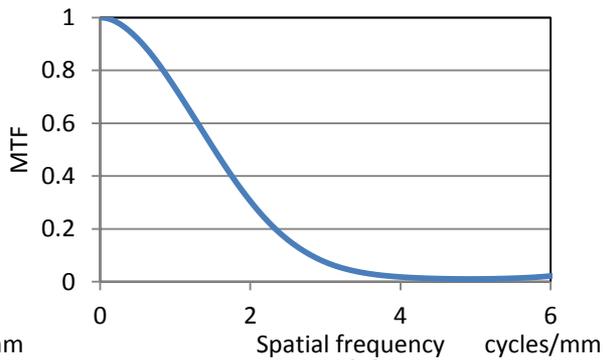


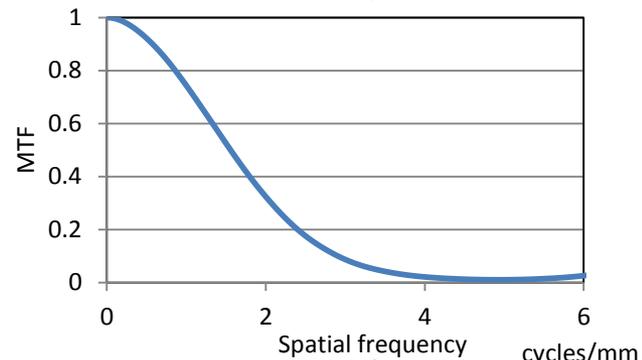
Fig 12c  
瀬寄雄介



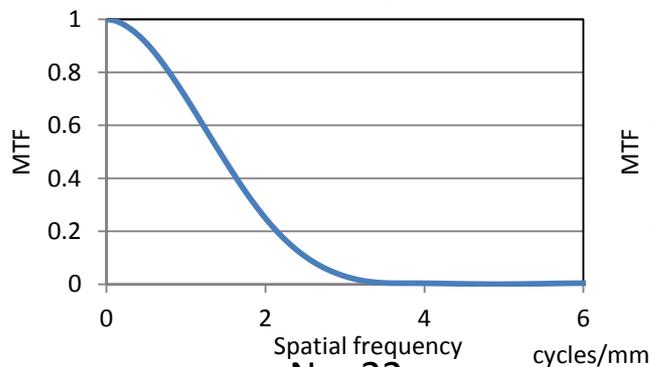
No. 19



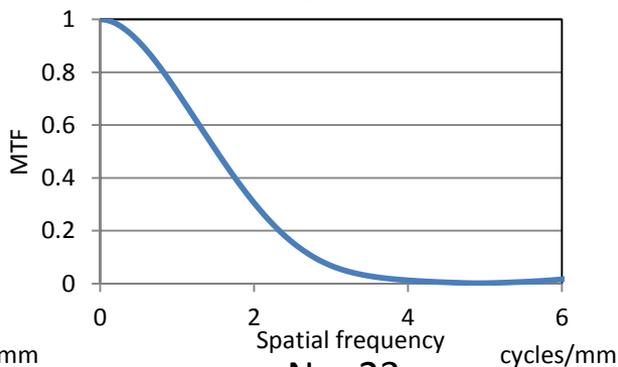
No. 20



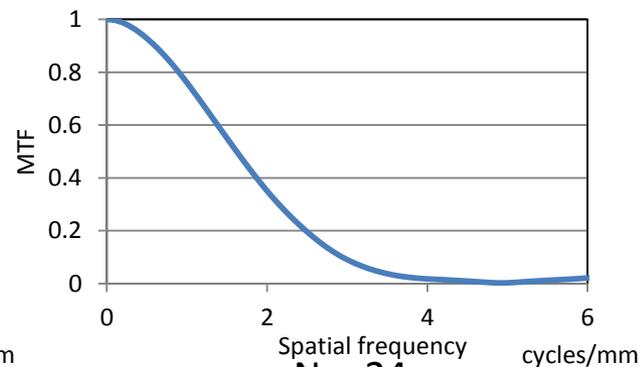
No. 21



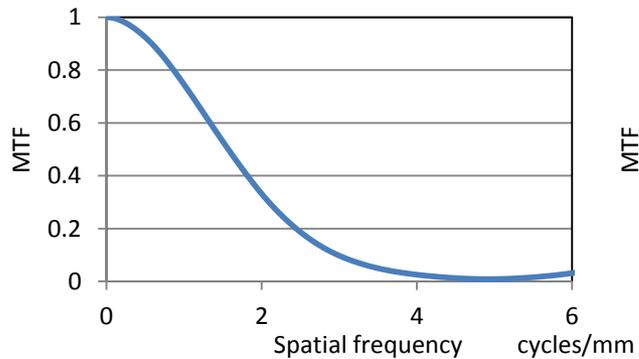
No. 22



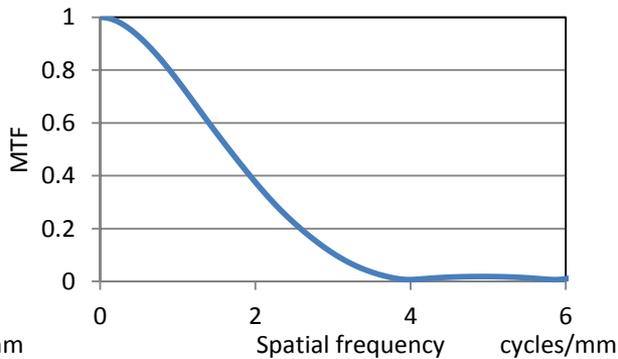
No. 23



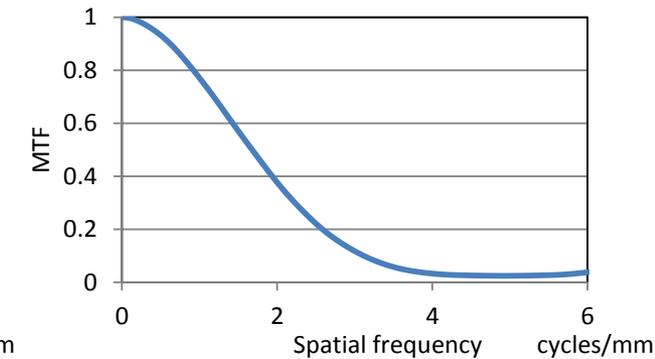
No. 24



No. 25



No. 26



No. 27

Fig 13  
瀬寄雄介

