

CMOS センサによるアクティブ断層とオートフォーカス機能および
DEMOT 法を用いたパノラマエックス線装置の高解像度化に関する研究

高橋 信生

明海大学大学院 歯学研究科

歯学専攻

(指導： 鬼頭 慎司 教授)

A Study on Active Tomography and Autofocus Function Using CMOS Sensor
and a High-Resolution Panoramic X-ray System Using the DEMOT Method

Nobuo TAKAHASHI

Meikai University Graduate School of Dentistry

(Mentor: Prof. Shinji KITO)

本論文は、下記の二編の既発表論文に基づき、追加データを加えて作成したテークス論文である。

1. 高橋 信生：CMOS センサを用いたパノラマ装置 アクティブ断層とオートフォーカス機能. 歯機器誌 17(1), 37-39, 2012
2. 高橋 信生, 小澤 智宣, 高橋 伸年, 小松 真, 鬼頭 慎司, 奥村 泰彦：DEMOT法を用いたパノラマ X 線画像での焦点サイズと拡大率の影響. 歯科放射線 59(2), 75-83, 2019

Abstract

We conducted research focused on new functions for a panoramic X-ray imaging device, which is widely used in the field of dentistry, toward development of a next-generation digital diagnostic device. The objective is to be able to provide products that have functions that contribute to image interpretation but with less of a burden on patients.

An autofocus algorithm was executed on a urethane-enclosed skull phantom as a subject to visually confirm its panoramic X-ray image.

In addition, we conducted a simulation experiment to explore the relationship between the frame rate at which sufficient super-resolution effects of the detector moving and frame additional technique (DEMOT) can be obtained, as well as the focus size of the X-ray tube for obtaining super-resolution effects at practical magnifications. We verified the effects using the panoramic X-ray imaging device with the following results.

The autofocus algorithm processing allowed us to reconstruct panoramic X-ray images at optimal tomographic layers without re-imaging.

Dividing a memory into four or more sections was the best way to obtain super-resolution by the DEMOT method. In addition, the focus size of the X-ray tubes at 0.2 mm or less was found to allow the acquisition of the appropriate super-resolution effects when using general panoramic X-ray imaging devices with magnification ratios ranging from approximately 1.2 to 1.3 times.

Key words: Digital radiography, Autofocus, Super resolution technology, MTF, Resolution improvement

要 旨

次世代デジタル診断装置として、より患者への負担が少なく、より読影に寄与する機能を持った製品の実現化を目指し、歯科医療領域で広く一般的に用いられるパノラマエックス線撮影装置の新機能の研究開発を行った。

ウレタン封入頭蓋骨ファントムを被写体とし、オートフォーカスのアルゴリズムを実行し、パノラマエックス線画像を視覚的に確認した。

また、DEMOT法による超解像の効果が十分に得られるフレームレートと、実用的な拡大率で超解像の効果を得るためのエックス線管球の焦点サイズの関係とのシミュレーション実験を行い、実際のパノラマエックス線撮影装置でその効果を確認し、以下の結果を得た。

オートフォーカスアルゴリズム処理により、再撮影を行わずに最適な断層でのパノラマエックス線画像を再構成することができた。

また、DEMOT法による超解像を実現するためには、メモリを4分割以上にすることが最適であった。また、エックス線管の焦点サイズは、一般的な拡大率1.2~1.3程度のパノラマエックス線撮影装置であれば、0.2 mm以下のものを用いることにより適切な超解像の効果が得られることが明らかとなった。

Key words: デジタルエックス線撮影, オートフォーカス, 超解像, MTF, 解像度向上

緒 言

近年、エックス線撮影系のデジタル化が進み、Hospital Information System (HIS), Radiology Information System (RIS), Picture Archiving and Communication System (PACS) などネットワークとリンクしたシステムが主流となっている。これにより病院機能であるカルテシステム, レセプトシステム, 臨床検査システム, オーダリングシステムなどすべてのデータがネットワークで共用されており放射線領域の画像診断もデジタル化されている¹⁻⁷⁾。撮影系のモダリティーもデジタル化され, その代表的撮影装置は Computed Tomography (CT) であり, Detector からの電気信号をデジタル化し画像を再構成している⁸⁻⁹⁾。

歯科医療ではアナログ系であるフィルムタイプに代わりデジタルタイプのパノラマエックス線撮影装置が広く用いられている。現像機が不要になることによる運用コストの軽減, 撮影から読影までの時間の短縮, 画像処理による視認性の改善など, フィルムタイプに比べて多くの利便性が得られている¹⁰⁻¹¹⁾。

しかし, パノラマエックス線撮影装置には次の問題点がある。第一にパノラマエックス線撮影は, 1回の撮影で1断層面しか撮影が出来ない。従って, 適切な断層領域に患者を位置づけしないと最適な画像が得られず画像ボケを起し易い特徴があり, デジタルタイプの装置でも同じ課題が未解決になっている。第二にフィルムをデジタルのエックス線画像センサに置き換えることにより, センサ固有の画素サイズに起因する画像解像度の限界が発生するという新たな課題も有することとなった。

これらの課題を解決するため, 次世代デジタル診断装置として, より患者への負担が少なく, より読影に寄与する機能を持った装置の開発を目指し, 歯科医療領域で広く一般的に用いられるパノラマエックス線撮影装置の新機能の研究開発を行った。

まず, エックス線撮影において一つの断層域の撮影しかできないという課題の解決について検討を行った。

パノラマエックス線撮影は適切な撮影位置に患者を位置付けする必要がある。断層撮影エリアから患者の歯列がずれると撮影対象の歯の画像が大きくぼけてしまい¹²⁾, 位置づけの困難さは, 再撮影による被曝増加リスクにも繋がる。

従来のパノラマエックス線撮影装置では, 術者の作業を容易にするため, 断層面に対し患者の正中矢状面, フランクフルト平面, 前歯部断層域を合わせるためのビーム光を患者に投影する機能や¹³⁻¹⁴⁾, 機械から患者までの距離を光学的に測定して患者の前後方向を機械的に移動することにより, 前歯部断層域を自動で調整する機能など¹⁵⁾, 機械構造的な機能によって位置づけの補助を行う機能を有するのが一般的であった。

それらはいずれにおいても, 視覚的に位置のわからないパノラマエックス線撮影

装置固有の断層面に対して、患者の歯列を相対的に合わせる手法であり、術者の負担は軽減されるものの、歯の根尖部など、目視できない撮影目標への直接的な正確な位置合わせを行うことは困難なままであった。特に前歯部の断層域は狭いため、上下顎切歯部の位置づけには注意を要していた。

さらに、従来広く利用されてきた Charge Coupled Device (CCD) センサ方式を用いたパノラマエックス線撮影装置では¹⁶⁻¹⁷⁾、原理上センサ上で断層撮影が行われるため、適切な位置づけによるパノラマエックス線撮影ができたかどうかは、撮影後の画像で確認することとなる。そのため、適切な断層から逸脱した場合には再撮影するしか手段がなかった。円滑な撮影や、被曝低減の観点からも、撮影後に装置側で位置づけを修正する機能の開発が重要である。

そこで本研究では、位置づけを容易にして鮮明な画像を得られながら、同時に再撮影のリスクを低減するオートフォーカス機能について研究を行った。

次に、画像解像度の限界について解決するため、Detector Moving And Frame Additional Technique (DEMOT 法)を用いたパノラマエックス線画像での焦点サイズと拡大率の影響について研究を行った。

通常、エックス線画像の解像度を向上させるためには、エックス線コントラストの画像化を行うセンサの解像度を高くする、あるいは焦点サイズの小さなエックス線管を用いることが考えられる。現在、エックス線画像センサには、CCD センサ、Complementary Metal-oxide-semiconductor (CMOS) センサあるいは Imaging Plate (IP) などのデジタルセンサが広く用いられている^{10,18)}。いずれの場合も、画素 (ピクセル) の大きさは技術的に無限小のものを製造することは不可能であり、ある程度の大きさを有している。また、エックス線発生源である焦点のサイズに起因する画像のボケ、あるいは焦点・被写体・エックス線センサの幾何学的配置による要因によってその撮影装置の画像解像度限界が決定される¹⁹⁾。

超解像理論とは、各種撮影装置の性能に起因する解像度の限界であるカットオフ周波数を超えて、高解像度な画像を得るための画像形成理論である。Lukosz²⁰⁾らは、波長の異なる光の干渉を利用し、2段階の処理を行うことによって超解像画像を得る光ヘテロダイン干渉法を1963年に報告した。医療用エックス線画像への超解像技術応用では、2003年に白井ら²¹⁾が回転パノラマエックス線撮影系において解像度を1.8倍に向上させたことを報告している。2009年に池ら²²⁾はエックス線画像センサを撮影中に移動させ、画像データを取得しそのデータ処理から超解像画像を再構成する、DEMOT法を発表し、従来エックス線画像センサの画素サイズに起因するカットオフ周波数を超えて、約2倍の解像度限界の向上を可能とした理論を報告している。2014年に佐藤ら²³⁾は従来1次元方向でしか実現してなかったDEMOT法を応用し、2次元方向での画像再構成を実現させている。この方法は、センサを45°に回転させた状態で移動させながら撮影し、移動方向は1次元としながら2次元方向のデータを採取し解像度を同時に向上させるという特徴を持っている。その結果、2次元方向

それぞれが2倍に向上すると報告している。さらに、前述したカットオフ周波数をさらに2倍以上に向上される超解像理論についての応用についても、2017年に齊藤ら²⁴⁾によって報告されており、パノラマエックス線撮影系への超解像理論の実現を行い、回転断層撮影実験系において超解像理論導入により2次元超解像の効果が成立することを明らかにしている。

本研究は、齊藤らの技術を発展させ、パノラマエックス線撮影装置の焦点サイズと拡大率の影響を考慮し、臨床で実用可能な超解像理論の成立条件を明らかにする目的で研究を行った。

材料と方法

1. 材 料

1) パノラマエックス線撮影のオートフォーカス機能

パノラマエックス線撮影装置には、X-ERA SMART (ヨシダ, 東京) を用い、撮影条件は管電圧 73 kV, 管電流 4.0 mA とした。

従来の間接変換方式の CCD センサに代えて、画素サイズ 100 μm ×100 μm , 画素数 64×1,510, フレームレート 300 FPS の CdTe CMOS センサ SNAP225 (Ajat, Tekniikantie, Finland) を使用した。

オートフォーカスの効果の確認には、ウレタン封入頭蓋骨ファントム (京都科学, 京都, **Fig 1**) を利用した。

2) DEMOT 法を用いたパノラマエックス線画像での焦点サイズと拡大率の影響

(1) デジタルシミュレーション

被写体が Flat Panel Detector (FPD) 面の 1 画素を移動する間にメモリに記録する頻度を十分に高く保つことによって得られる超解像効果と、拡大撮影によって得られる解像度の向上, また半影によるボケの影響とのバランスを, それぞれパラメータとしてプログラム上から算出するための実験系を製作した。

プログラムの制作には, Visual Studio 2015 (Microsoft, Redmond, WA, USA), プログラム言語には C++ (ISO/IEC 14882:2011) と Boost ライブラリ (Version 1.60, <https://www.boost.org/>) を利用した。コンピュータは Windows 7, Windows 10 (Microsoft, Redmond, WA, USA) を使用した。

(2) 超解像パノラマエックス線実験装置

実験には, パノラマエックス線撮影装置 X-ERA MF (ヨシダ, 東京), および, パノラ A1 (ヨシダ, 東京) の筐体を利用した。装置に搭載されている実効焦点サイズが 0.2 mm×0.2 mm のエックス線管 (キヤノン電子管デバイス, 栃木) を利用し, 撮影条件は管電圧 90 kV, 管電流 4.0 mA とした。

エックス線センサは, 同様に装置に搭載されている画素サイズ 100 μm ×100 μm , 画素数 64×1,510, フレームレート 300 FPS の直接変換方式 CdTe CMOS センサ SNAP225 (Ajat, Tekniikantie, Finland), および, 画素サイズ 120 μm ×120 μm , 画素数 50×1,200, 間接変換方式 CMOS センサ C12902D-40 (浜松ホトニクス, 静岡) をフレームレート 300 FPS で使用した。また, エックス線センサは傾斜させず垂直に配置されている。

A) 解像度物理評価用ファントム

解像度の定量評価用として, タングステン板 (**Fig 2**) を製作し, MTF 解析を行った。

B) 解像度視覚評価用ファントム

パノラマエックス線画像の実際の視認性の評価のため，ウレタン封入頭蓋骨ファントム（京都科学，京都，**Fig 1**）を使用した。

2. 方法

1) パノラマエックス線撮影のオートフォーカス機能

(1) パノラマエックス線画像の可変断層アルゴリズム

従来の CCD センサは TDI 転送方式を用いてセンサ上でパノラマエックス線画像を構成していたが，本実験装置の CMOS センサでは，センサから 1 秒間に 300 枚転送されてくるフレーム画像をずらし重ねることによって，コンピュータ上でパノラマエックス線画像の再構成を行った (**Fig 3**)。

この方式では，パノラマエックス線撮影装置のアームの回転角速度やアーム自身の水平移動量を考慮して，フレーム画像をずらし重ねる距離を可変させることにより，任意の断層位置でのパノラマエックス線画像を生成することが可能となる。これにより，一度の撮影で得られたフレーム画像群のデータから，任意の断層位置のパノラマ画像をコンピュータ上のプログラムにて画像再構成を行った (**Fig 4**)。

(2) オートフォーカスのアルゴリズム

任意の断層でパノラマエックス線画像を生成するプログラムを利用し，頬舌側方向に断層の奥行き位置を変えたパノラマエックス線画像を生成する。基本となる断層位置を 0 mm，頬側方向を+，舌側方向を-として，-10~+10 mm の範囲で 1 mm ごとに合計 21 枚画像再構成を行った (**Fig 5**)。

再構成を行った断層の画像それぞれについて周波数成分の分析を行い，根管や歯槽硬線などの縦線状の構造がもっとも先鋭に描出されている断層がどれか解析を行った。次に解析した断層に合わせてパノラマエックス線画像を再構成し直すことによって，オートフォーカス画像を実現した (**Fig 6**)。

ウレタン封入頭蓋骨ファントムを被写体とし，適切な位置づけ位置から前後方向にずらして撮影した後に，前歯部を関心領域としたオートフォーカスのアルゴリズムを実行し，パノラマエックス線画像を視覚的に確認した。

2) DEMOT 法を用いたパノラマエックス線画像での焦点サイズと拡大率の影響

(1) 適切フレームレート検証

エックス線透過部の濃度値を 0，エックス線不透過部を 1 とした仮想的なエッジデータをメモリ A に展開する (**Fig 7**)。エッジデータをコピーする先のメモリ B は超解像理論に則り 10 倍に拡大したメモリ空間とした。メモリ A は，仮想

FPD から出力されたエッジデータの画素サイズを $100\ \mu\text{m}$ として想定し、メモリ B は、ひとつのアドレスを $10\ \mu\text{m}$ 相当として取り扱う。メモリ A のエッジデータをメモリ B にアドレスを移動させながら加算していき、このアドレス移動距離を $10\ \mu\text{m}\sim 100\ \mu\text{m}$ と制御することにより、1画素サイズをエッジが移動する間に、1~10回の加算を行った (Fig 8)。加算後のメモリ B データについて微分処理後に空間周波数の解析を行う事によって、フレームレート毎の解析を行った。

加算先のメモリ分割数の数によって Edge Spread Function (ESF) の形状が変わり、最終的な MTF の解析時に超解像効果の差になるため (Fig 9)、加算先のメモリ分割数は、可変パラメータとし、得られた ESF を微分して Line Spread Function (LSF) を算出した後に、フーリエ変換し Optical Transfer Function (OTF) の絶対値から MTF 解析を行った。

(2) 適切拡大率の検証

エックス線透過部の濃度値を 0、エックス線不透過部を 1 とした仮想的なエッジデータをメモリ A に展開し (Fig 7)、エッジデータをコピーする先のメモリ B は上記実験と同様に 10 倍に拡大したメモリ空間とし、仮想 FPD の画素サイズを $100\ \mu\text{m}$ 、1つのアドレスは $10\ \mu\text{m}$ 相当として取り扱った。次にメモリ A のエッジデータを $10\ \mu\text{m}$ 幅で移動させながら加算を行った。

ここで、半影ボケの要素をシミュレーションに加えた。仮想エックス線焦点形状を方形波のボケとし、拡大率に合わせて方形波の大きさを変え、メモリ A のエッジデータに事前にコンボリューションしてから加算を行った (Fig 10)。ボケ関数の大きさは、対象となる被写体からエックス線管焦点・FPD 間距離の比率によって計算し、具体的には拡大率から 1.0 を減算した値と焦点サイズとを乗算した。

加算後のメモリ B のデータについては微分処理後に空間周波数の解析を行った。拡大撮影によってメモリ B のアドレス1つの大きさは $10\ \mu\text{m}$ から拡大率を除算した大きさを含め解析を行った。

プログラムによるシミュレーション計算する拡大率は、エックス線焦点形状によるボケが発生しない密着状態の 1.0 から、パノラマエックス線撮影装置構成上現実的に考えうる大きさの上限として 1.5 までの範囲とした。

エックス線焦点形状の大きさ (焦点サイズ) については一般的なパノラマエックス線撮影に用いられる $0.50\ \text{mm}$ 、理論的傾向を確認するための最小値 $0.10\ \text{mm}$ 、パノラマエックス線撮影装置にて実現し得る最小の $0.20\ \text{mm}$ 、中間の傾向を確認するため $0.15\ \text{mm}$ 、および $0.30\ \text{mm}$ とした。

(3) パノラマエックス線断層装置による撮影実験

A) 解像度物理評価用ファントム

前述した適切な拡大率を基準とし、パノラマエックス線撮影装置のジオメトリを考慮し、解像力の物理的定量評価のためタングステン板を撮影した。

従来の超解像理論を適用しないパノラマエックス線画像と、本研究によるパノラマエックス線画像とを比較し、presampled MTFの手法を用いて解析を行った。なお、エックス線センサを垂直配置した1次元超解像装置を用いているため水平方向の解析を行っている。

B) 解像度視覚評価用ファントム

上記物理評価と同様に、前述した適切な拡大率を基準とし、パノラマエックス線撮影装置のジオメトリを考慮し、視覚的な解像度の評価のため、ウレタン封入頭蓋骨ファントムを撮影した。

従来の超解像理論を適用しないパノラマエックス線画像と、本研究によるパノラマエックス線画像とを比較し、超解像によって見えるようになった構造があるか視覚的に確認を行った。

結 果

1) パノラマエックス線撮影のオートフォーカス機能

(1) パノラマエックス線画像の可変断層アルゴリズム

頭部撮影用ウレタン封入頭蓋骨ファントムを適切な位置からずらして撮影した後に、再撮影を行わず、ソフトウェア処理のみで断層を変更した。実験結果の画像では、下顎前歯部が適切な断層域上に再構成され、根管、および歯根膜腔が明瞭に描出されることを視覚的に確認した (**Fig 11**)。

(2) オートフォーカスのアルゴリズム

ウレタン封入頭蓋骨ファントムを適切な位置からずらして撮影し、ピントを合わせた心領域を下顎前歯部の根尖付近に設定してオートフォーカスアルゴリズムを実行した。通常撮影時には描出されていなかった根管、および歯根膜腔が、再構成後の画像では描出されることを視覚的に確認した (**Fig 12**)。

2) DEMOT 法を用いたパノラマエックス線画像での焦点サイズと拡大率の影響

(1) 適切フレームレート検証

仮想 FPD の画素サイズが $100 \mu\text{m}$ として DEMOT 法を実施する際、メモリを 10 分割した場合と、分割しない場合とのシミュレーション結果を **Fig 13** に示す。10 分割した場合は ESF が詳細になり LSF の裾野が縮小され、解像度の向上がみられた。

Fig 14 に LSF のフーリエ変換結果から得られた MTF 曲線を示す。分割がない場合には解像限界が 5.0 cycles/mm となり、分割数を増やすにしたがって各周波数帯での MTF 値の上昇が認められた。

(2) 適切拡大率の検証

プログラムによるシミュレーションの結果は以下の通りであった。

焦点サイズが 0.10 mm である場合、拡大率が大きいほどその撮影装置の解像度の向上が認められ、拡大率 1.20 で 8.8 cycles/mm (10%MTF)、拡大率 1.30 で 9.4 cycles/mm (10%MTF)、拡大率 1.40 で 10.1 cycles/mm (10%MTF)、拡大率 1.50 で 10.7 cycles/mm (10%MTF) となっており、拡大率と MTF 値がほぼ比例して上昇している関係性が認められた (**Fig 15**)。

焦点サイズ 0.15 mm では、拡大率 1.20 で 8.7 cycles/mm (10%MTF)、拡大率 1.30 で 9.3 cycles/mm (10%MTF)、拡大率 1.40 で 9.7 cycles/mm (10%MTF)、拡大率 1.50 で 10.1 cycles/mm (10%MTF) となっており、焦点サイズ 0.10 mm の結果と比較して高い拡大率の MTF 値がやや低くなっているが、拡大率が高くなるほど MTF 値が高くなっていく関係性は維持されていた (**Fig 16**)。

焦点サイズ 0.20 mm では、拡大率 1.20 で 8.6 cycles/mm (10%MTF), 拡大率 1.30 で 9.0 cycles/mm (10%MTF), 拡大率 1.40 で 9.3 cycles/mm (10%MTF), 拡大率 1.50 で 9.5 cycles/mm (10%MTF) となっており、拡大率 1.50 の MTF 値が、拡大率 1.45 の 9.4 cycles/mm (10%MTF) と同等まで下がってしまっているが、拡大率の上昇に従って解像度も上昇していく関係性は維持されていた (Fig 17).

焦点サイズが 0.30 mm になると、拡大率 1.20 で 8.3 cycles/mm (10%MTF), 拡大率 1.30 で 8.4 cycles/mm (10%MTF), 拡大率 1.40 で 8.2 cycles/mm (10%MTF), 拡大率 1.50 で 7.7 cycles/mm (10%MTF) となっており、MTF 値が最大となる最適拡大率は 1.25 と 1.30 との 8.4 cycles/mm (10%MTF) になり、それ以上の拡大率では逆に MTF 値が低くなっていた (Fig 18).

焦点サイズ 0.50 mm では、拡大率 1.20 で 7.6 cycles/mm (10%MTF), 拡大率 1.30 で 6.7 cycles/mm (10%MTF), 拡大率 1.40 で 5.8 cycles/mm (10%MTF), 拡大率 1.50 で 5.1 cycles/mm (10%MTF) となっており、最適拡大率が 1.10 と 1.15 との 7.8 cycles/mm (10%MTF) になり、それ以上の拡大率では MTF 値が低くなるという結果となった (Fig 19).

焦点サイズ 0.10 mm から 0.15 mm の場合の実験結果では、拡大率の上昇に従ってカットオフ周波数も向上しており、拡大率を大きくするほど解像度を高くする効果が得られた。

焦点サイズ 0.20 mm では拡大率の上昇によって得られる解像度向上の効果が小さくなっており、1.45~1.50 倍の拡大率ではほぼ同一の解像度になるものと考えられた。

焦点サイズ 0.30 mm では拡大率 1.25~1.30 倍が、焦点サイズ 0.50 mm では拡大率 1.10~1.15 倍が最も高い解像度を得られる結果となった。拡大撮影と超解像とによる解像度上昇よりも半影によるボケの影響が、解像度低下の原因となっていた。

(3) パノラマエックス線断層装置による撮影実験

A) 解像度物理評価用ファントム

エッジ法 MTF の結果を Fig 20-21 に示す。

CdTe CMOS センサの感度限界を超えた高線量が入力されると、信号値がサチュレーションするため、管電圧を 90 kV, 管電流を 1.0 mA に設定して撮影を実施した。

メモリの分割数は 4 分割 (通常のパノラマに対して縦×横がそれぞれ 4 倍, 画素数 16 倍) とし、直接変換方式 CdTe CMOS センサを利用した X-ERA MF のジオメトリは前歯部において拡大率約 1.4 倍, 間接変換方式 CMOS センサを利用したパノラ A1 のジオメトリは前歯部において拡大率約 1.3 倍の構成となっている。

直接変換方式 CdTe COMS センサを利用した X-ERA MF の従来手法での解像度はカットオフ周波数が 7 cycles/mm であるのに対し，超解像技術で再構成したパノラマ画像では 12 cycles/mm の解像度が得られた。

間接変換方式 CMOS センサを利用したパノラマ A1 の従来手法での解像度はカットオフ周波数が 5 cycles/mm であるのに対し，超解像技術で再構成したパノラマ画像では 8 cycles/mm の解像度が得られた。

B) 解像度視覚評価用ファントム

ウレタン封入頭蓋骨ファントムの撮影解析結果を **Fig 22** に示す。

従来手法と比較し，DEMOT 法の拡大画像では近心側のセメント質と歯根膜腔の境界面や，固有皮質骨と歯根膜腔の境界面が描出されており，上記の解像度解析の結果と同様に，高い解像度の画像が得られた。

考 察

本研究のパノラマエックス線撮影のオートフォーカス機能の開発によって、1回の撮影で最適な断層面を得ることが可能となった。

直接変換方式の CMOS センサを使用することによりフレーム画像（1撮影中約4,500枚）の高速転送が可能となりオートフォーカス機能を使用すれば、関心領域の奥行方向で断層を最適化することができるため、全ての歯に対してオートフォーカスを行うことによって目的とする歯に断層を合わせたパノラマエックス線画像の再構成も可能である。しかし、歯ごとに急激に断層域を変えると、部位ごとに拡大率や画像濃度等が変化し、従来のパノラマエックス線画像と比較して不自然な画像となるなどの問題も発生する。

また、パノラマエックス線撮影の患者位置付けでは、頭部の傾きや左右への回転、フランクフルト平面への水平合わせは視覚的に分かりやすく適切に位置付けし易いが、前歯部断層域の位置付けでは、パノラマエックス線撮影装置の位置付けビームなどを参考にしながら位置を合わせるため、位置付けが難しくミスが起きやすい。

以上の結果より、パノラマエックス線撮影の断層軌道の滑らかな形状は変えないまま、本研究のオートフォーカス機能を利用して前歯部の適切な断層位置を算出し、断層軌道全体の前後方向のみを補正するなど、オートフォーカスの適切な利用方法が今後の研究課題である。

次に、パノラマエックス線撮影装置のデジタル化による、画像解像限界について考察する。現在市販されているパノラマエックス線撮影装置のセンサにおける画素サイズは $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ が一般的な大きさである。この画素サイズの大きさによって、空間分解能の限界が決まる。画素サイズを小さくし解像度の向上を行おうとすると、より小さな画素サイズのセンサを製造する必要がある。この場合、部品コストの増大、あるいは1画素あたりの面積が縮小するためエックス線量の減少による感度低下など様々な問題の発生が考えられる²⁵⁻²⁷⁾。したがって、現在使用されているセンサはハード面でこれ以上空間分解能の向上は望めないことになる。そこで今回の研究では1画素の面積をソフト的に分割する、いわゆる超解像理論^{20,28-29)}を応用することにより空間分解能の向上を実験的に検証した。池ら²²⁾、佐藤ら²³⁾が報告した DEMOT 法を使用し、実際の装置への応用を視野に、本研究を行った結果について考察する。

1) 従来のパノラマエックス線画像の再構成アルゴリズムの解像度

通常のデジタルエックス線撮影システムでは、検出記録媒体として CCD センサや、CMOS センサ、IP などを用いる。これにより、銀粒子の連続的な集積度が画像として描出されるエックス線フィルムと異なり、CCD センサあるいは CMOS センサの画素の大きさに影響を受ける空間分解能が必然的に決定される。つまり、

CCD センサや CMOS センサ上に投影された画像情報は、1つの画素の画素サイズの範囲内でデータが積算されるため、離散的なサンプリング周期を持つことになる。

デジタルセンサの画素サイズは、パノラマエックス線装置に用いる場合、技術的限界から $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ 程度の大きさとなることが一般的である。

そのため、例えば $100\ \mu\text{m}$ のサンプリング周期での FPD の場合、データ収集はサンプリング定理より、ナイキスト周波数は $5\ \text{cycles/mm}$ となる。

2) 超解像における適切フレームレート

メモリの分割数については、前述した実験結果より 4 分割程度のメモリ分割数があれば MTF 値の低下も抑えられ、解像力の向上効果が得られると考えられる

(Fig 14)。適切フレームレート検証の実験では、根尖付近の歯根形態など極小の組織観察を行う場合、エリアシングエラーも視覚的に影響すると考えられるため、presampled MTF の手法における合成 ESF の作成を行わずに各分割数での比較データを作成し比較した (Fig 14)。

実際の撮影装置に実装する際は、パノラマエックス線画像上で画素の大きさが、肉眼での判断にどの程度視覚的に影響するかを画像評価し、計算するコンピュータのリソースとの兼ね合いを考慮し、メモリ分割数を決定する必要がある。視認性の悪化を抑え、拡大時により自然な画像を表示するためには、4 分割を大きく超えてメモリを拡大していくことが良いと考えられる。しかし、2 次元画像のメモリ分割数を増やす場合には、横方向だけでなく縦方向にも同様に分割する必要がある。4 分割であれば 16 倍、10 分割であれば 100 倍のファイルサイズとなる。したがって、通常撮影で 1 画素 2 byte、 $1,500\ \text{pixel} \times 3,000\ \text{pixel}$ のパノラマ画像ファイルの場合 (ファイルサイズとして約 8.6 Mbyte)、メモリ 4 分割で約 137 Mbyte、10 分割で 858 Mbyte となる。スクリーニング撮影として多く利用されるパノラマエックス線撮影の特性から考えると、大きな分割数での超解像画像は、コンピュータの大メモリ化が必須となり保存装置の大規模化による操作性の悪化や、設備コストの増大によるデメリットが大きいものと考えられる。

また、パノラマエックス線装置を構成する上で、アームの回転速度 (撮影時間) や、検出記録媒体のフレームレートによって、検出記録媒体の 1 画素中を被写体が移動する間に得られる画像の枚数が変化する点に留意する必要がある。検出記録媒体に十分なフレームレートがない場合、アームの回転速度を落として撮影時間を長くしなければ 4 分割以上相当のデータ量を得られず、その場合には患者の被曝線量を増大させることとなる。デジタルパノラマエックス線画像を再構成演算する場合においても、前歯部と臼歯部とでは断層が異なるため、撮影時のフレームレートやフレーム画像加算の移動幅が異なる場合があることを考慮して、超解像技術がその装置で成立するかについて検討する必要がある。

3) 超解像における適切拡大率

ターゲットから放射状に照射されるエックス線により、被写体は検出記録媒体へ拡大されて記録されることとなるため、焦点形状が仮に理想的に極小な点形状であれば、理論的には被写体がエックス線照射源に近く配置するほど撮影像は拡大される。それにより検出記録媒体の画素サイズが相対的に被写体構造よりも小さく扱えるため、その撮影機構に大きな解像度を持たせることができ、超解像理論と組み合わせれば、よりパノラマエックス線装置の解像度を向上させることができることとなる。

しかし、実際のパノラマエックス線装置に搭載されるエックス線管の焦点は、部位によって強度分布を持った面積形状となっているため、検出記録媒体に記録される撮影像は、被写体となるエッジと、この焦点形状による関数とのコンボリューションによって得られた値となる。この焦点形状によるボケ関数は、被写体と焦点、被写体と検出記録媒体との距離の比率によって、撮影像上にコンボリューションされる関数の大きさが変化し、拡大撮影を行うほどにボケは大きなものとなり、画像形成上問題となる半影ボケが生じる。つまり、超解像アルゴリズム、拡大撮影、および半影ボケそれぞれの要素が全て反映され、実際のパノラマエックス線撮影装置の解像度が決定される。

一般的に用いられているパノラマエックス線撮影装置に用いられている 0.5 mm×0.5 mm 焦点サイズのエックス線管を用いた場合、解像度を最大限発揮できる拡大率条件が 1.10 であり、それを超えると解像度が低下していくことが明らかとなった。

現在市販されているパノラマエックス線撮影装置では、拡大率が 1.2～1.3 程度のジオメトリが一般的であることから、本実験の結果から考えると超解像理論を利用しても最大限の効果が発揮できないものと考えられる。シミュレーション実験の結果では、0.10 mm×0.10 mm の焦点サイズであれば、拡大率 1.20 において、約 12 cycles/mm、拡大率 1.30 の時に約 13 cycles/mm 程の効果を示しているのに対し、焦点サイズ 0.50 mm の場合には拡大率 1.20 の時に約 10 cycles/mm、拡大率 1.30 の時に約 9 cycles/mm と、拡大撮影によりむしろ解像度が低下する結果となり、解像度を最大限発揮できる機械構成となっていないものと考えられる。

ここで、歯科用固定陽極エックス線管を取り扱う各メーカーのカタログ等を確認すると、パノラマ/セファロ用で公称焦点サイズ 0.2 mm×0.2 mm のものが最小として取り扱われている。実験結果からは、0.20 mm×0.20 mm 以下の焦点サイズであれば、拡大率を大きく 1.50 として設定した場合でも、解像度が低下することなく高い解像度を有する装置を構成することができるものと考えられる。しかし、エックス線管のターゲット（陽極）は制動エックス線の放射時に極めて高温になり、焦点が小さくなるほどその焦点面により多くのエネルギーが集中し、ターゲ

ット材質の融点を超えることになり、エックス線管の故障原因となり得る。そのため小さい焦点のエックス線管では、高出力の管電圧、管電流、および長時間のエックス線照射設定をすることは困難であり、少ないエックス線量での撮影による粒状性の悪化や、低コントラスト分解能の低下等を招く点に留意する必要がある。例え解像度を向上させたとしても、線量不足の悪影響によりその恩恵を視覚的に得られない結果となる。

4) エックス線センサの変換方式が超解像効果に与える影響

直接変換方式のエックス線センサは、被写体のエックス線透過像をそのまま画像データとして取得することができるが、間接変換方式のエックス線センサでは、一度シンチレータによる散乱光の影響を受けた光をフォトダイオードで読み取るため、散乱光による画像ボケが生じ解像力が低下することが知られている³⁰⁻³¹⁾。

本研究の実験結果では、この散乱光による画像ボケが超解像の効果に悪影響を与えることはなく、直接変換方式、間接変換方式いずれのエックス線センサでもDEMOT法の利用によって超解像の効果が得られることが明らかとなった。

5) 超解像技術のウレタン封入頭蓋骨ファントムパノラマエックス線画像

Fig 22 に示した画像の比較では、従来のパノラマエックス線画像では画素の粗さが目立ち、構造の境界も不明瞭であるが、超解像画像では、歯根や歯槽硬線などの境界がより明瞭に描出されている。本研究では、従来の単純な回転実験モデルではなく、実用的なパノラマエックス線撮影装置においても超解像撮影が可能であることが明らかとなった。

従来のパノラマエックス線装置の解像力は、スクリーンフィルム撮影法が 5 cycles/mm (10%MTF)³²⁾、CCD センサを用いたデジタルパノラマエックス線装置法が 3 cycles/mm (10%MTF)³²⁾、FPD センサを用いたトモシンセシスによるパノラマエックス線撮影法が 5 cycles/mm (10%MTF) であるが³³⁾、本研究の超解像技術で再構成したパノラマエックス線撮影法は 7.6 cycles/mm (10%MTF) であり、解像力が大きく向上している。

口内法デジタルエックス線装置の解像力は、CCD センサを用いた場合で 7~11 cycles/mm (10%MTF)³⁴⁻³⁵⁾、IP を用いた場合で 7~11 cycles/mm (10%MTF) の解像力を有するとされており³⁶⁻³⁷⁾、口内法エックス線画像では 7~8 cycles/mm の周波数伝達が診断上必要とされている³⁸⁾。本研究の超解像パノラマエックス線画像は、1次元超解像の効果により水平方向では口内法デジタルエックス線画像に近い高い解像力を有しており、従来のパノラマエックス線画像に比べて高い診断能を有していると考えられる。臨床的な効果についての検討が、今後の研究課題である。

6) ディスプレイの解像度について

パノラマエックス線撮影は、歯および口腔顔面領域の総覧的なエックス線画像を得るための撮影法であるという特徴から¹⁸⁾、読影時にはディスプレイに全面表示するケースが多いと考えられる。本実験のパノラマエックス線画像は、画像再構成時の断層域によって横幅は変化するものの、メモリ4分割で画素数13,724×6,040 pixelであり、現在広くコンピュータ用ディスプレイとして流通しているフルハイビジョン(1,920×1,080 pixel)の解像力では解像度が不足しており、画面最大に表示したとしても約0.14倍に画素数が圧縮される。本研究の実験撮影装置をフルハイビジョンディスプレイで全面表示する場合、拡大率1.4倍、エックス線センサの画素サイズ100 μmより、ディスプレイ上での1画素あたり約128 μmのパノラマエックス線画像が表示されることになり、解像限界は約3.9 cycles/mmとなる。

したがって、最終表示するディスプレイも考慮し、より解像度の高いディスプレイを利用した場合の診断能の解析や、診断を妨げずにスムーズな拡大表示が可能なソフトウェアインターフェースの考案が、今後の課題と考えられる。

術者の位置づけをソフトウェア処理によって自動で補助し、再撮影を行わずに正確な断層域でのパノラマエックス線画像が得られるオートフォーカス機能、また、デジタルセンサ固有の画素サイズに起因する画像解像度の限界を超えた高い診断能のパノラマエックス線装置を実現できることが示唆された。

本研究では、従来の技術から主に解像力を向上させることを目的としているが、解像度は李³⁹⁾や近藤⁴⁰⁾らの研究に見られるように、粒状性も視覚的検出能力に影響を及ぼす要因である。超解像技術の効果を十分に診断に寄与させるためにも、粒状性の改善の研究が今後の課題と考えられる。

結 論

1. パノラマエックス線撮影のオートフォーカス

CMOS センサ使用により多くのデータを使用し，オートフォーカスアルゴリズム処理により，再撮影を行わずに最適な断層でのパノラマエックス線画像を再構成することができた．

2. DEMOT 法を用いたパノラマエックス線画像での焦点サイズと拡大率の影響

DEMOT 法による超解像を実現するためには，理論を達成するため 4 分割以上のメモリとすることが最適であることが明らかとなった．

また，エックス線管の焦点サイズは，一般的な拡大率 1.20～1.30 程度のパノラマエックス線装置であれば，0.20 mm 以下のものを用いなければ適切な超解像の効果が得られないことが明らかとなった．

3. 本研究によるパノラマエックス線装置の開発結果

1 回の撮影で適切な断層位置のパノラマエックス線画像を得られ，また，デジタルセンサの画素サイズに起因する画像のボケを超解像理論によって解決したことにより，口外法のパノラマエックス線撮影装置でありながら，口内法デジタルエックス線装置に近い，高い診断能に役立つ撮影装置を作製できるようになった．

謝 辞

本稿を終えるにあたり，本研究にご理解，またご指導を賜りました本学大学院歯学研究科高度口腔臨床科学再生再建医療系歯科放射線学 鬼頭慎司教授に深甚なる謝意を表します。

またご高閲を賜りました本学大学院歯学研究科口腔生命科学形態系歯科法医学坂 英樹教授，本学大学院歯学研究科口腔生命科学機能系口腔生理学 村本和世教授，本学大学院歯学研究科高度口腔臨床科学再生再建医療系高齢者歯科学 竹島浩教授に深く感謝いたします。

最後に本研究を行うにあたり，種々のご援助，ご協力いただきました，歯科放射線学分野の諸先生，明海大学保健医療学部口腔保健学科 奥村泰彦教授に厚く御礼申し上げます。

引用文献

- 1) 西原栄太郎, 篠田英範: 新世紀の画像ネットワーク I DICOM の現在, そして. 日放技学誌 57(3), 253-257, 2001
- 2) 西原栄太郎, 篠田英範, 長田雅和: 新世紀の画像ネットワーク II システム構築の動向と今後の方向. 日放技学誌 57(4), 367-371, 2001
- 3) 西原栄太郎, 相田 聡, 八木春行: 新世紀の画像ネットワーク IV 医療連携システムの構築にむけて. 日放技学誌 57(7), 747-750, 2001
- 4) 糠賀祐喜, 鈴木雅登, 立花聡史, 桑原康郎, 服部 信: 新世紀の画像ネットワーク V PACS の変遷. 日放技学誌 57(8), 883-890, 2001
- 5) 浜口 晃: 新世紀の画像ネットワーク VI IT 技術・医療への活用. 日放技学誌 57(10), 1159-1164, 2001
- 6) 中野 努, 村上誠一: Radiology information system(RIS)による患者フローの解析. 日放技学誌 66(3), 211-216, 2010
- 7) 厚生労働省医政局研究開発振興課医療情報技術推進室, 株式会社シード・プランニング: 日本における医療情報システムの標準化に係わる実態調査研究報告書. 2020
- 8) 辻岡勝美: X 線 CT 装置の歴史: 過去, 現在, そして未来. 日放技学誌 58(1), 67-71, 2002
- 9) 木原朝彦: 画像診断装置 開発の歴史と最新技術. 電気学会誌 124(4), 215-218, 2004
- 10) 新井嘉則: 画像再構成時間の短縮と画質の向上を目的としたデジタルパノラマ撮影装置の開発試作. 歯科放射線 28, 302-311, 1988
- 11) 吉原穂積, 細木秀彦, 吉田みどり, 久米芳生, 音見暢一, 天野雅史, 湯浅将生, 山田健二, 水頭英樹, 前田直樹, 川田直伸, 原田雅史, 誉田栄一: 歯科放射線科の撮影件数の推移ー口内法枚数と口外法件数ー. Journal of Oral Health and Biosciences 32(1), 1-9, 2019
- 12) 田村俊晶, 丹羽克味: オルソパントモグラフィにおける画像形成の理論解析. 歯科放射線 26, 188-198, 1986
- 13) 奥村信次, 森亜紀子, 松尾綾江, 戸所利光: 撮影法とその位置づけ. In: 多機能パノラマ X 線撮影装置を使いこなす AZ3000 シリーズの活用. 有地榮一郎監修, 朝日レントゲン工業株式会社編, 京都, 18-38, 1999
- 14) 湯浅秀道, 奥村信次, 蛭川亜紀子, 松尾綾江, 戸所利光, 内藤宗孝, 有地榮一郎: 回転パノラマ X 線撮影における切歯部の位置づけについて. 歯科放射線 38(1), 35-39, 1998
- 15) 森 恵介, 西川和夫, 岩戸義章, 吉村隆弘, 牧野高雄: 医療用パノラマ X 線撮影装置の患者位置づけ装置. 特許番号 第 2521120 号, 1996

- 16) Farman A G and Farman T T : Panoramic Dental Radiography Using a Charge-Coupled Device Receptor. *Journal of Digital Imaging*, 11(3), 166-168, 1998
- 17) 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(1), 33-37, 2000
- 18) 岡野友宏, 小林 馨, 有地榮一郎 編 : 歯科放射線学第 6 版. 医歯薬出版, 東京, 84-92, 2018
- 19) 綾川良雄, 佐久間貞行, 奥村 寛 : レスpons関数よりみた拡大撮影の至適拡大率 X 線拡大撮影法の研究(37 報). *日本医学放射線学会雑誌* 27(5), 575-578, 1967
- 20) Lukosz W and Marchand M : Optischen Abbildung Unter Überschreitung der Beugungsbedingten Auflösungsgränze. *Optica Acta* 10, 241-255, 1963
- 21) 白井喜宏, 中浜久則, 清水英之 : 超解像法を応用した回転パノラマエックス線写真の解像力向上に関する研究. *日本口腔診断学会雑誌* 16(2), 171-179, 2003
- 22) 池真樹子, 花輪浩司, 渡辺正佳, 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. *明海歯学* 38(2), 91-105, 2009
- 23) 佐藤祐介, 小泉伸秀, 坂 英樹, 小澤智宣, 大高祐聖, 桶田賢次, 芝 規良, 鈴木達也, 丸山 亮, 奥村泰彦 : 2 次元超解像の画像再構成アルゴリズム開発. *明海歯学* 43(1), 69-86, 2014
- 24) 齊藤嘉大, 井澤真希, 伏見千宙, 小澤智宣, 高橋伸年, 奥村泰彦 : 2 次元超解像技術を応用した高解像度パノラマエックス線画像. *明海歯学* 46(1), 7-21, 2017
- 25) 津田規吏, 三井宏太, 織田信一郎 : FPD を用いた血管撮影システムにおける cone beam CT の画像収集条件と回転中心からの位置(XYZ 方向)が基本的な画質特性に及ぼす影響. *日本放射線技術学会雑誌* 72, 657-666, 2016
- 26) 稲邑清也 : X 線フラットパネルディテクター. *応用物理学会* 29 issue 5, 295-303, 2000
- 27) 足立 普, 徳田 敏, 山田敏志, 岡田久夫, 山根康邦 : 透視撮影 [動画 (直接型)] における FPD の開発 (島津製作所) 直接変換型透視撮影用 FPD の開発. *INNERVISION* 16(4), 42-46, 2001
- 28) Osterberg H and Wissler C F : The Resolution of Two Particles in a Bright Field by Coated Microscope Objectives. *J Opt Soc Am* 39, 558-563, 1949
- 29) Wilkins J E : The Resolving Power of a coated Objective II. *J Opt Soc Am* 40, 558-563, 1949
- 30) 本田道隆 : X 線平面検出器の構成と特性. *ITE Technical Report* 25, 37-42, 2001
- 31) 村井雅美, 岸本健治, 田中克尚, 太田健二, 家永晃功 : 直接, 間接変換方式の違いにおけるフラットパネルディテクタのノイズ特性の比較. *日放技学誌* 66(11), 1443-1448, 2010

- 32) 山田英彦, 保刈成志, 井上信行, 佐藤昭弘, 石井憲一, 井上 浩, 高橋伸年, 奥村泰彦: デジタルパノラマ断層撮影法の画質評価に関する研究 - MTF 評価と臨床画像評価 -. 明海大歯誌 29(1), 8-17, 2000
- 33) 瀬寄雄介, 小泉伸秀, 岸田尚樹, 齊藤嘉大, 齋藤圭輔, 小澤智宣, 高橋伸年, 奥村泰彦: トモシンセシスによるパノラマ断層面再構成画像の MTF. 明海歯学 44(2), 145-156, 2015
- 34) 金谷芳彦, 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
- 35) Ludlow J and Mol A : Image-receptor performance: A comparison of Trophy RVG UI sensor and Kodak Ektaspeed Plus film. Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 91, 109-119, 2001
- 36) 桶田賢次, 小澤智宣, 井澤真希, 齋藤圭輔, 高橋伸年, 原田康雄, 奥村泰彦: 口内法デジタルエックス線撮影に使用される IP の物理学的評価に関する研究. 明海歯学 47(1), 11-19, 2018
- 37) Sheely J F, Holland G E, Hudson L T, Henins A : X-ray modulation transfer functions of photostimulable phosphor image plates and scanners. Applied Optics 47, 5733-5761, 2008
- 38) 大上進吾: 肉眼のレスポンス関数. 応用物理 28(9), 531-534, 1959
- 39) 李 峰: 胸部 X 線撮影に用いる X 線フィルム - 増感紙系の濃度特性と粒状性からみた肺疑似結節の検出能の検討. 日放技学誌 57(3), 104-109, 1997
- 40) 近藤啓介, 小野宏樹, 三塚 優: 医療画像における視覚的粒状隠ぺい効果. 駒澤大学医療健康科学部紀要 (10), 1-6, 2014

付図

Fig の説明

Fig 1 Urethane-enclosed skull phantom

Fig 2 Tungsten plate for MTF analysis

Fig 3 Reconstruction Algorithm for CMOS Sensors

Fig 4 Overview of the variable tomography algorithm

Fig 5 Create orthopantomography with multiple depths

Fig 6 Autofocus algorithm

Fig 7 Virtual edge data

Fig 8 Experiment at different frame rate

Fig 9 Difference in division number

Fig 10 Add a focal square wave to the simulation.

Fig 11 Results of running the variable tomography algorithm

Fig 12 Result of applying the autofocus algorithm

Fig 13 Comparison between division and without division. Focal spot size: 0.10mm

Fig 14 MTF: Comparison of memory division number. Focal spot size: 0.10mm

Fig 15 MTF of DEMOT method. Focal spot size: 0.10mm

a: Overall

b: High frequency part

Fig 16 MTF of DEMOT method. Focal spot size: 0.15mm

Fig 17 MTF of DEMOT method. Focal spot size: 0.20mm

Fig 18 MTF of DEMOT method. Focal spot size: 0.30mm

Fig 19 MTF of DEMOT method. Focal spot size: 0.50mm

Fig 20 Horizontal MTF : Comparison of normal method and DEMOT method; direct sensor

Fig 21 Horizontal MTF : Comparison of normal method and DEMOT method; indirect sensor

Fig 22 Panoramic Image: Comparison of normal method and DEMOT method

A: Panoramic image by normal method

B: Panoramic image by DEMOT method

C: Enlarged root apex image by normal method

D: Enlarged root apex image by DEMOT method



Fig 1 Urethane-enclosed skull phantom

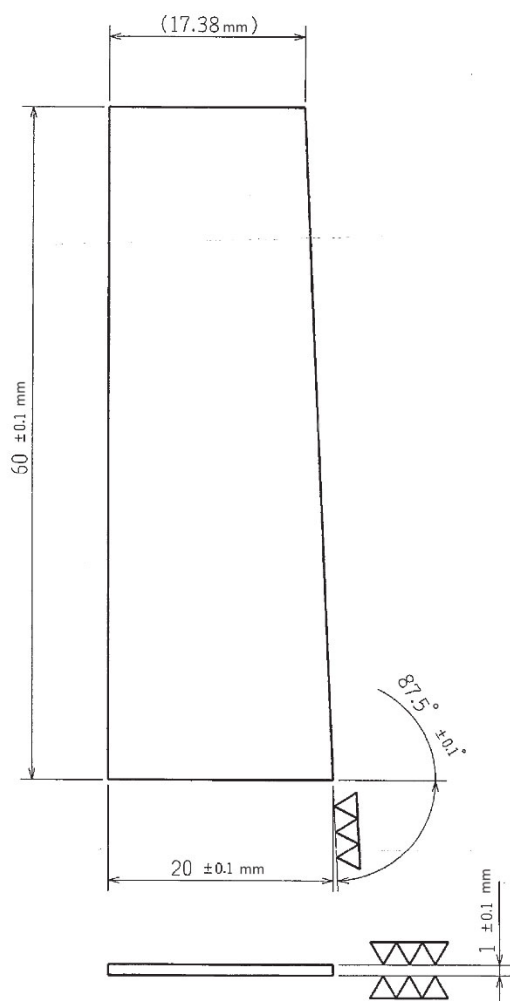


Fig 2 Tungsten plate for MTF analysis

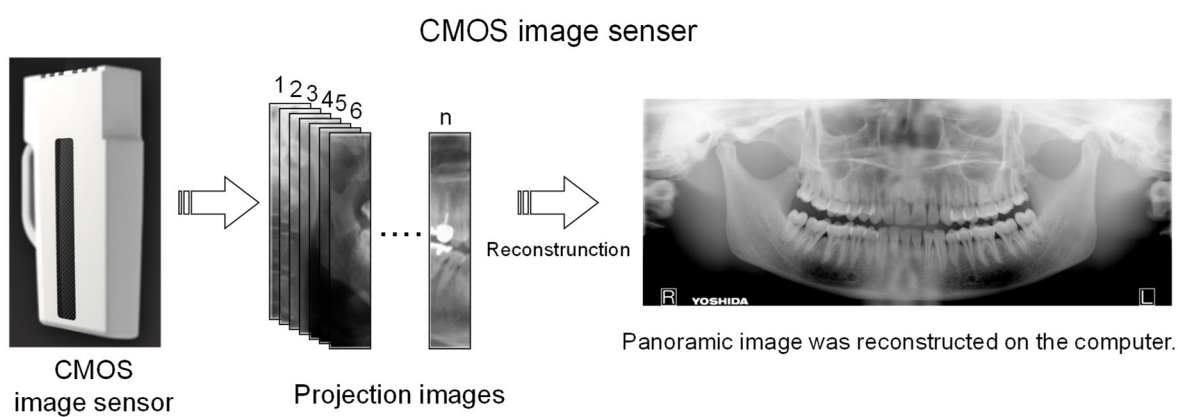
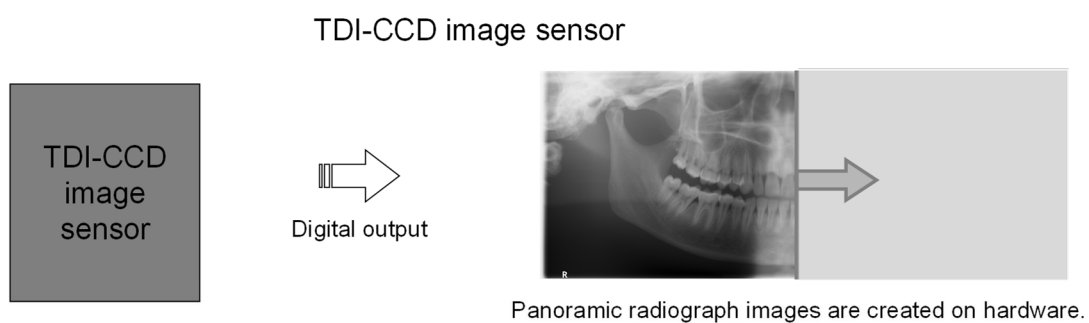


Fig 3 Reconstruction Algorithm for CMOS Sensors

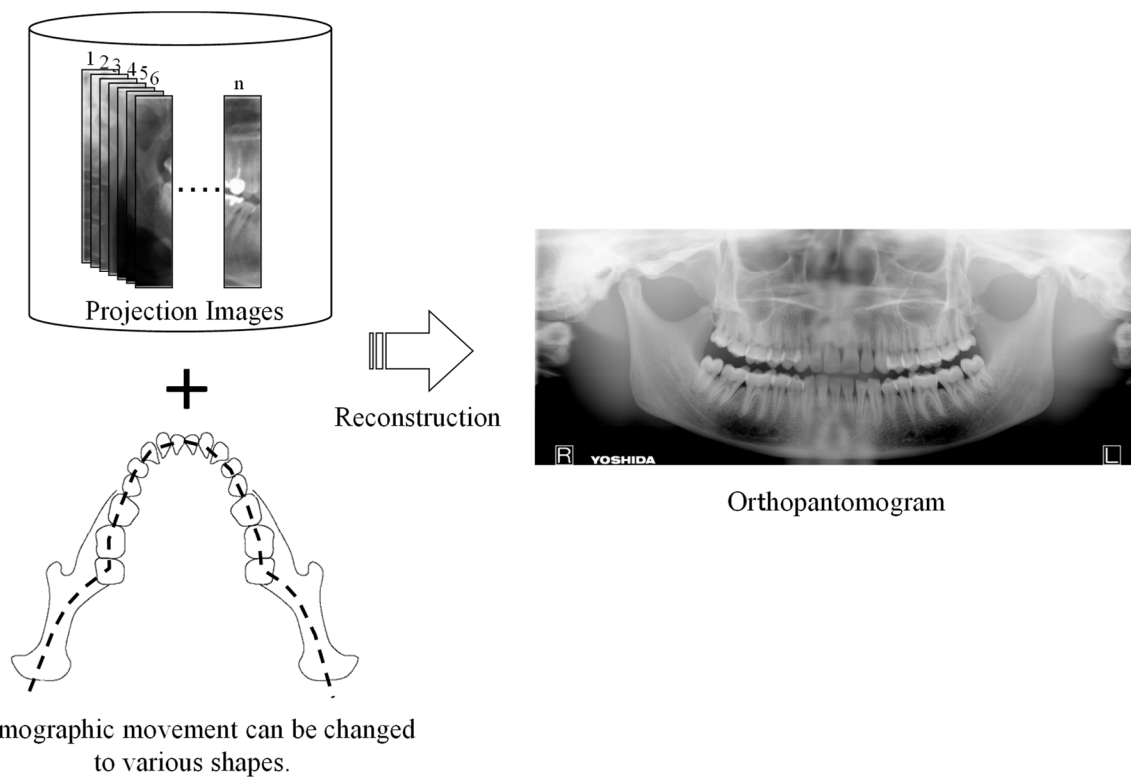


Fig 4 Overview of the variable tomography algorithm

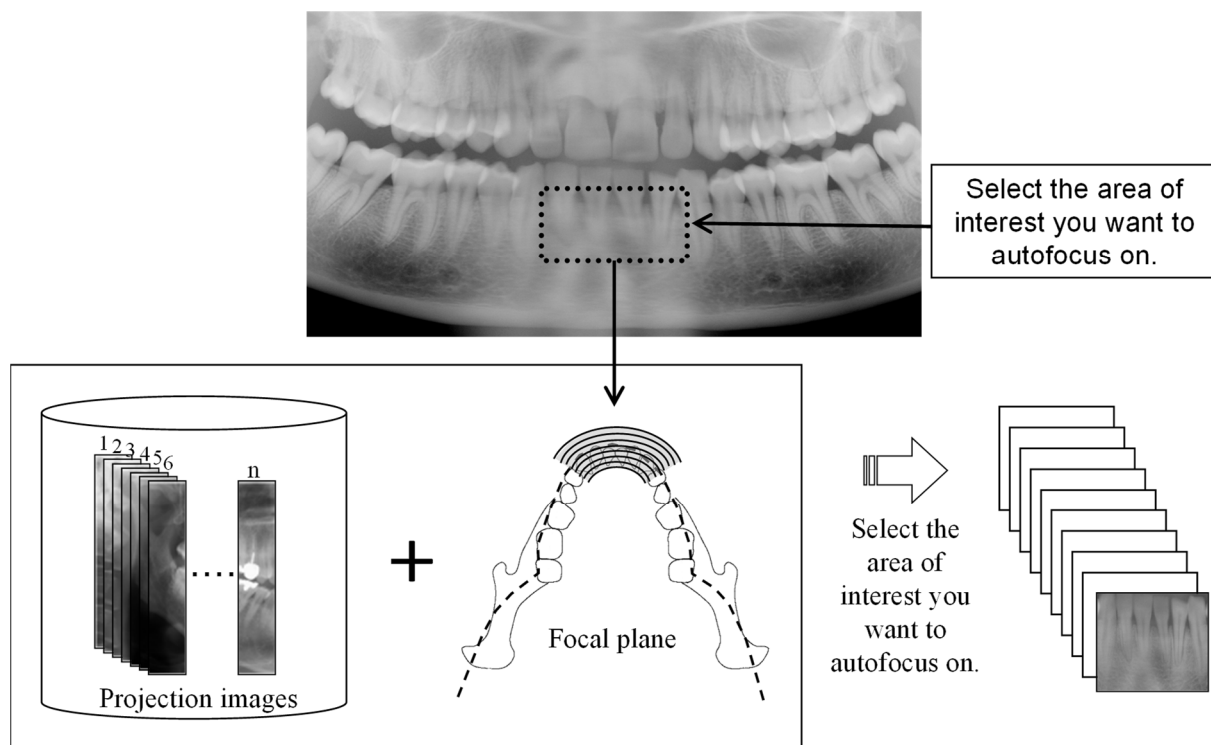


Fig 5 Create orthopantomography with multiple depths

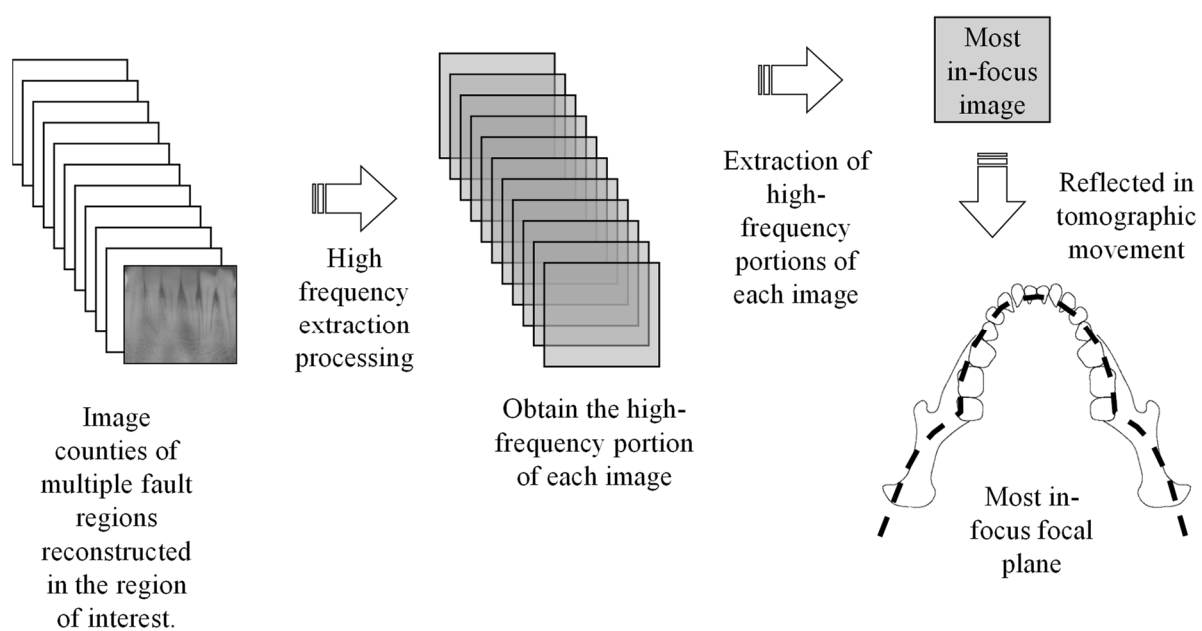


Fig 6 Autofocus algorithm

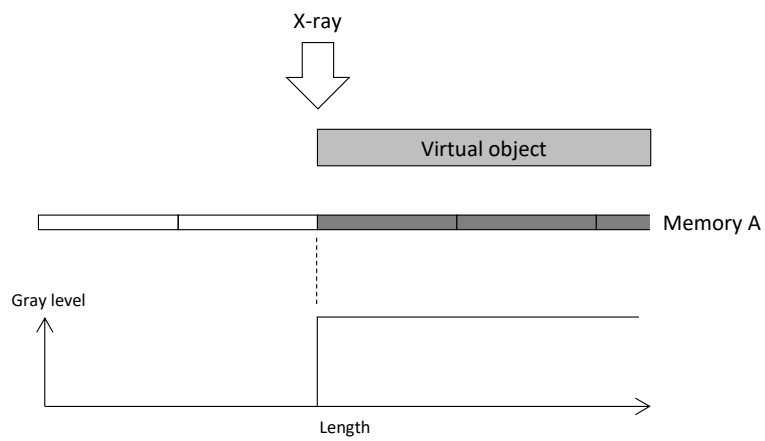


Fig 7 Virtual edge data

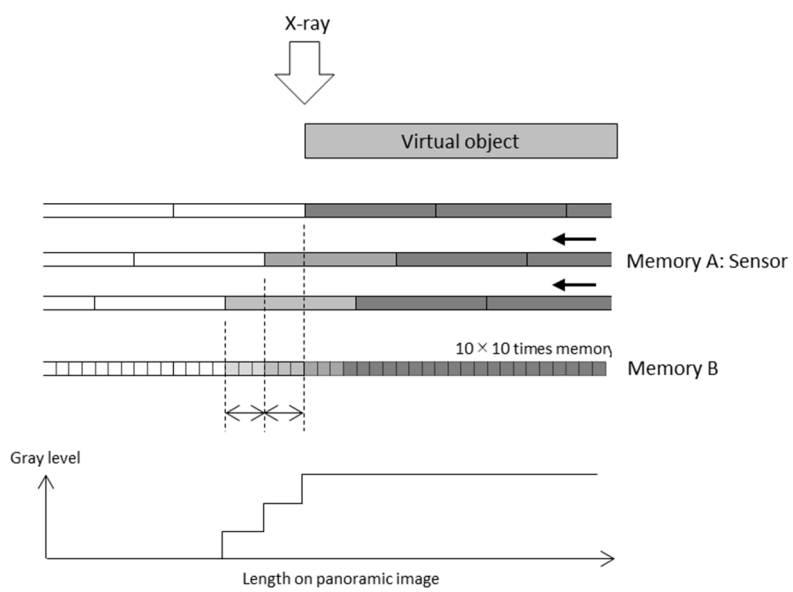


Fig 8 Experiment at different frame rate

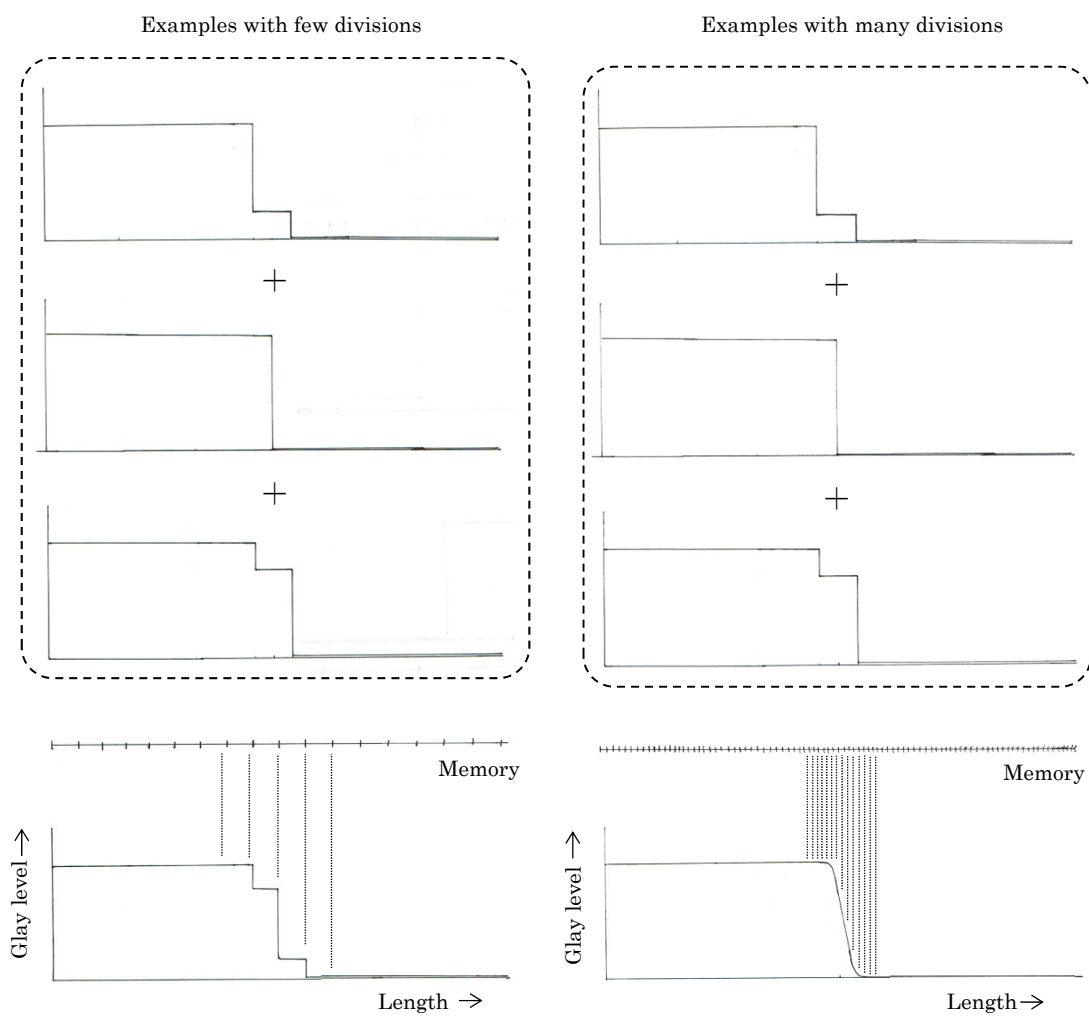


Fig 9 Difference in division number

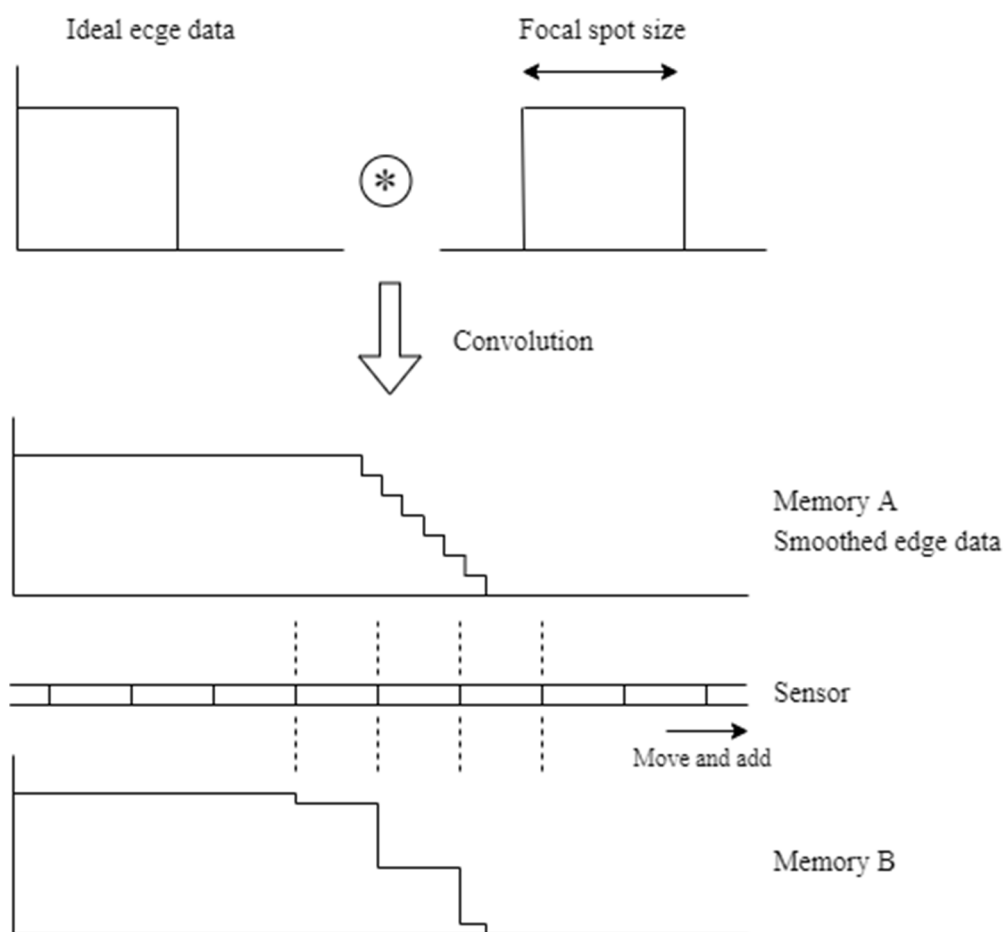
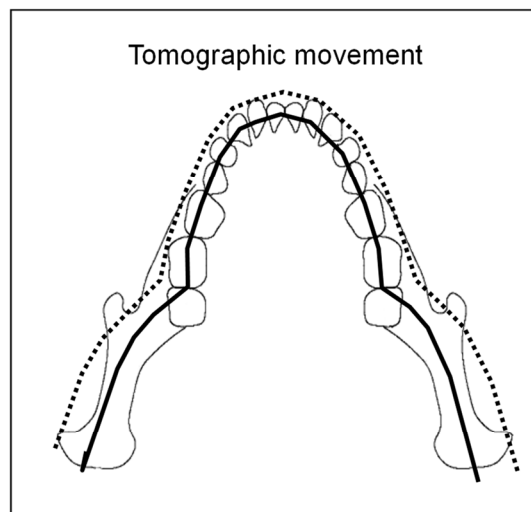


Fig 10 Add a focal square wave to the simulation



The front teeth are not in focus.



- Before applying the variable tomography algorithm
- After applying the variable tomography algorithm

Fig 11 Results of running the variable tomography algorithm

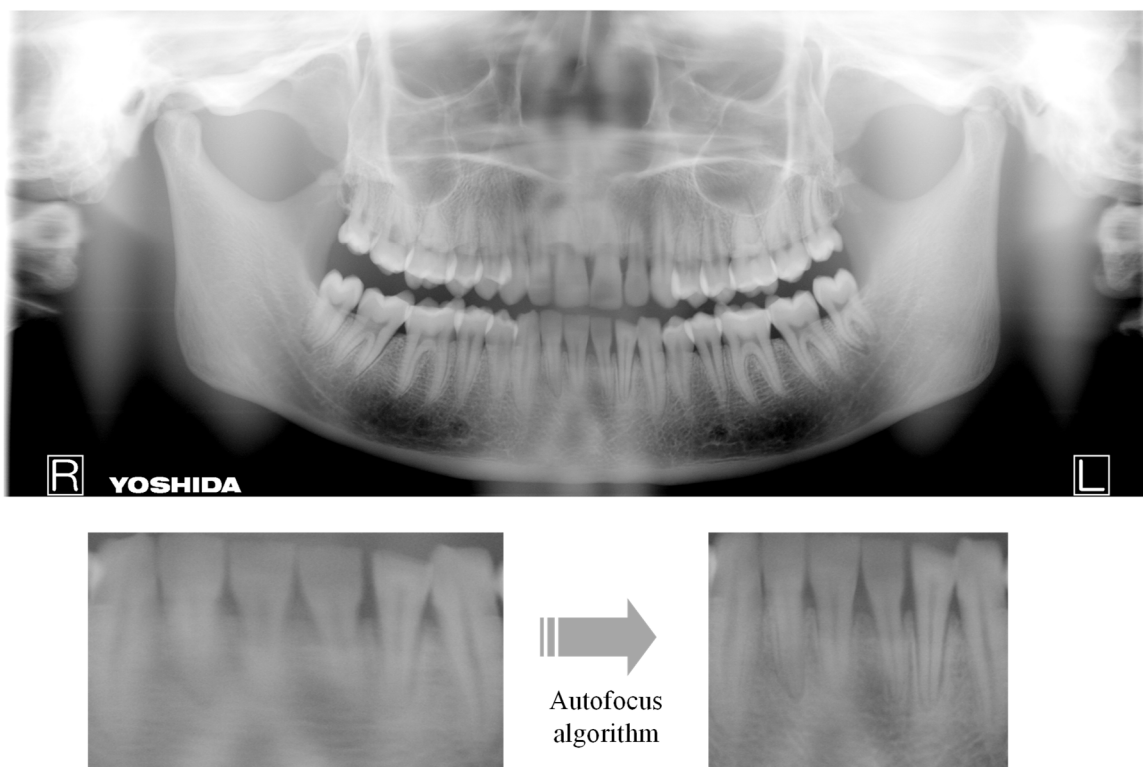


Fig 12 Result of applying the autofocus algorithm

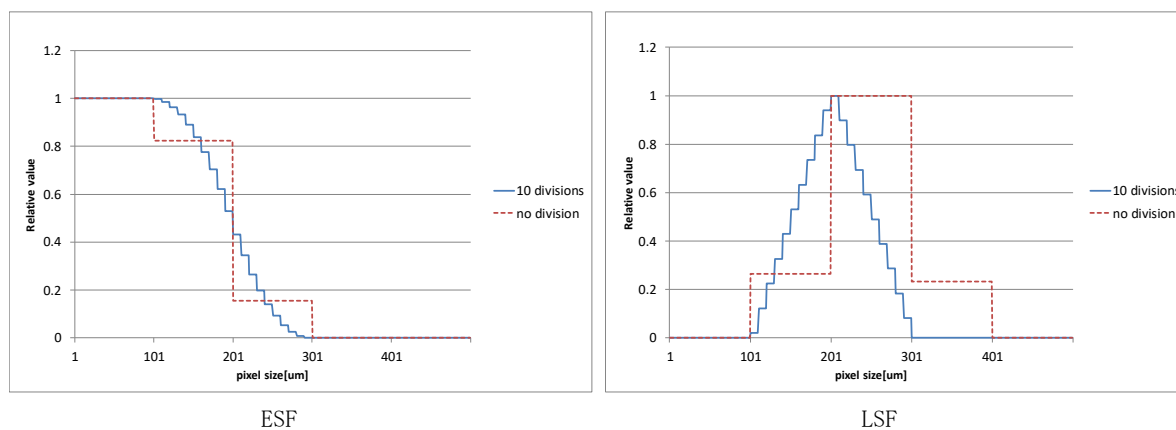


Fig 13 Comparison between division and without division. Focal spot size: 0.10mm

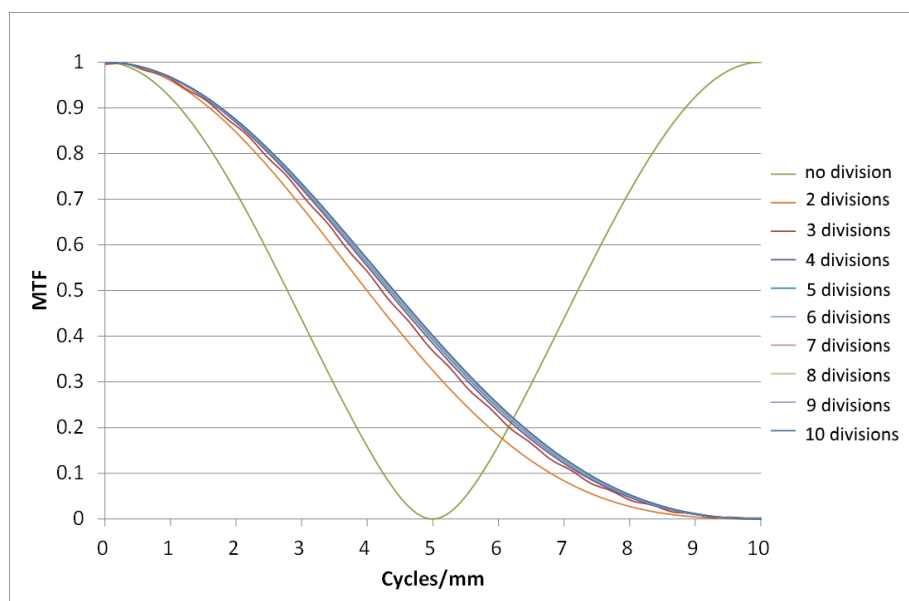
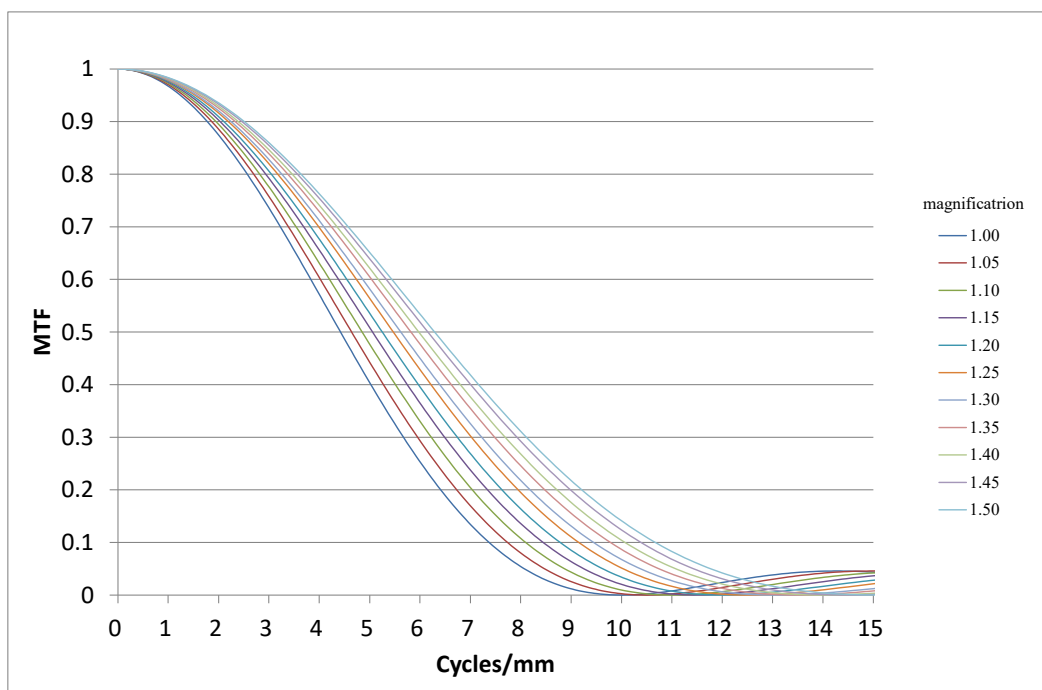


Fig 14 MTF: Comparison of memory division number. Focal spot size: 0.10mm

a



b

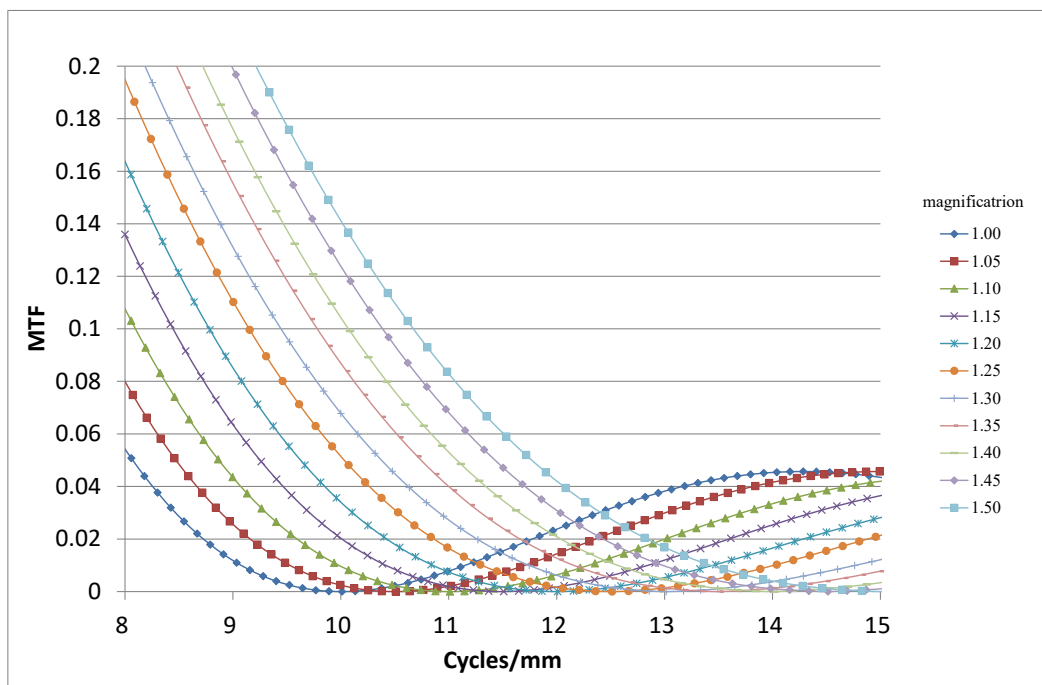


Fig 15 MTF of DEMOT method. Focal spot size: 0.10mm

a: Overall

b: High frequency part

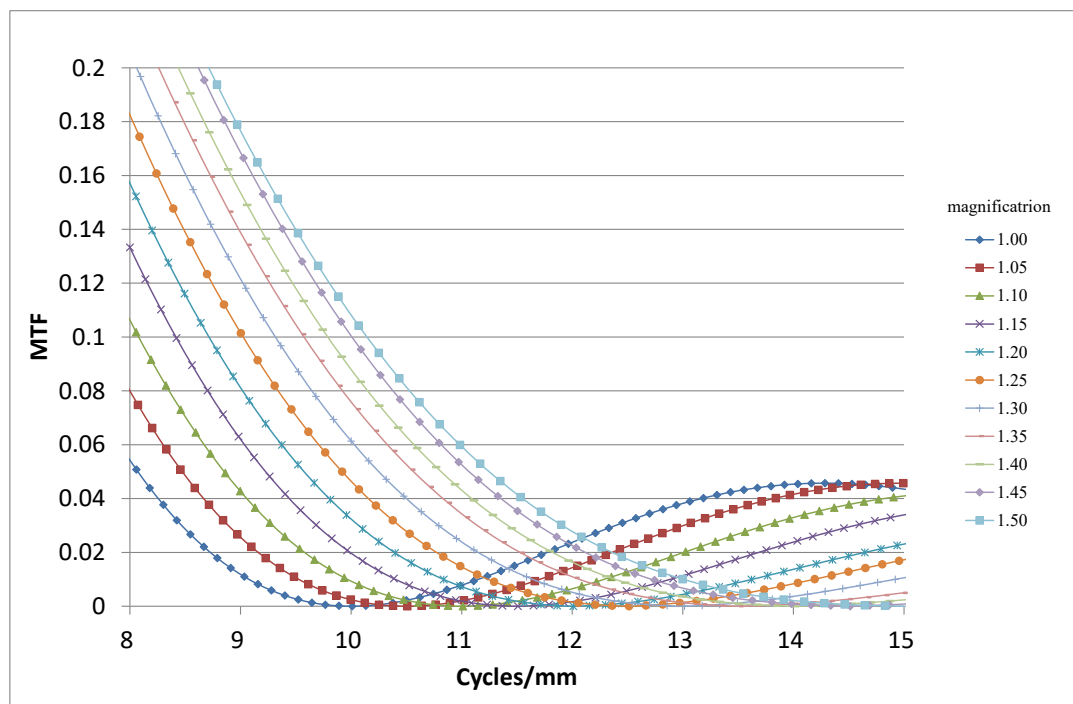


Fig 16 MTF of DEMOT method. Focal spot size: 0.15mm

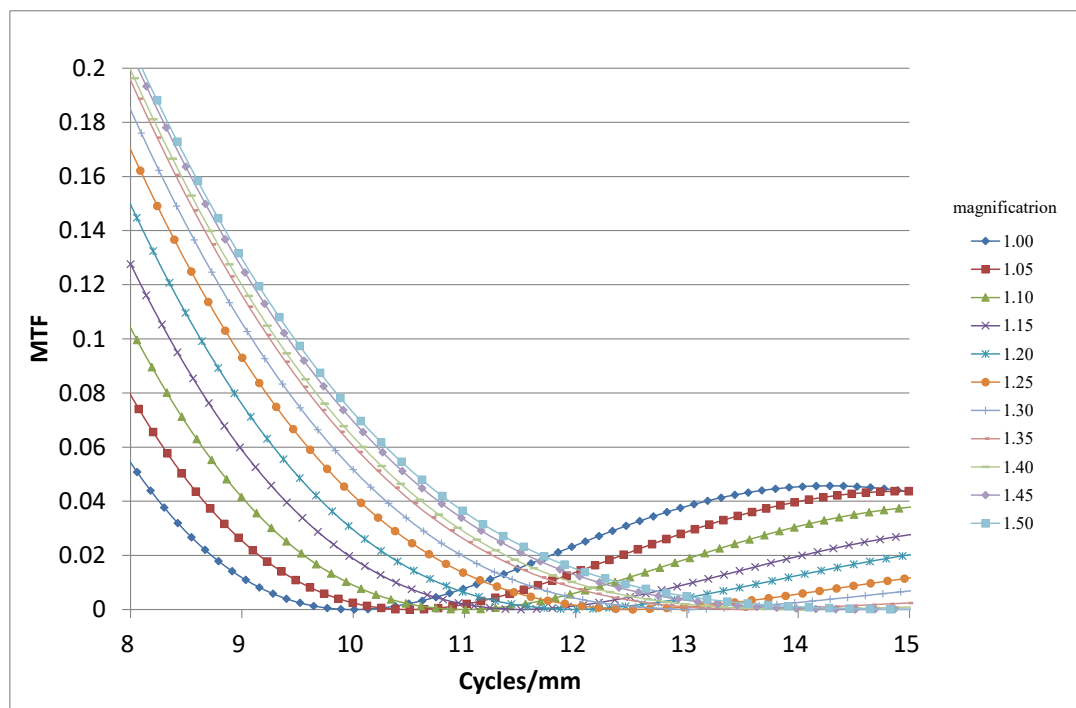


Fig 17 MTF of DEMOT method. Focal spot size: 0.20mm

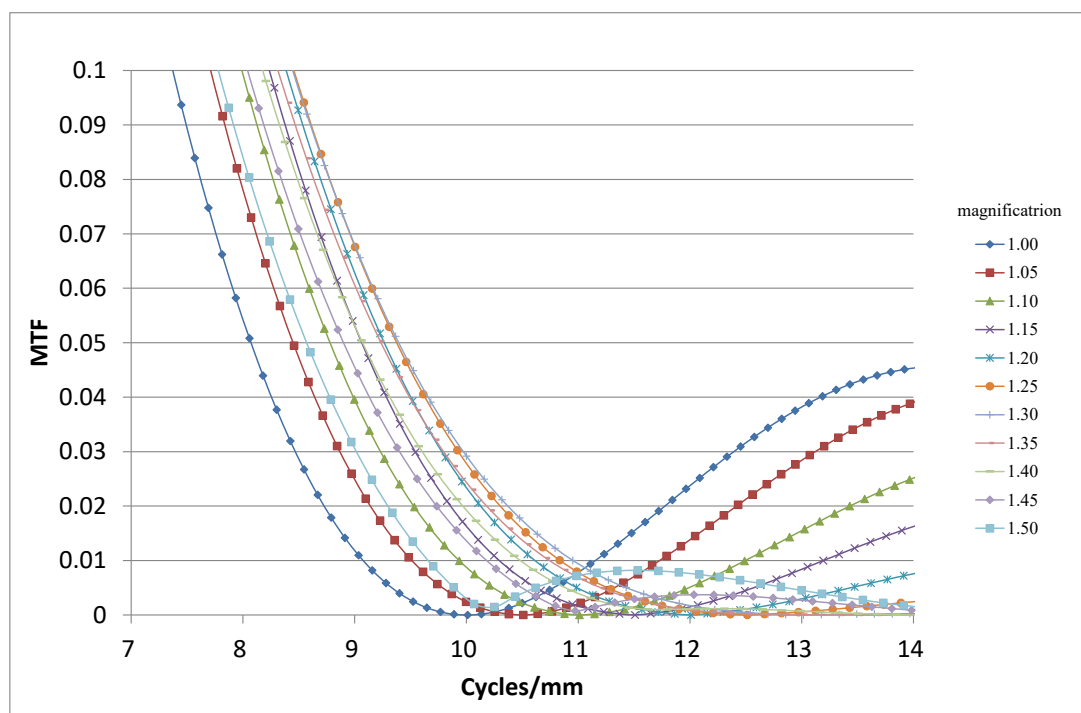


Fig 18 MTF of DEMOT method. Focal spot size: 0.30mm

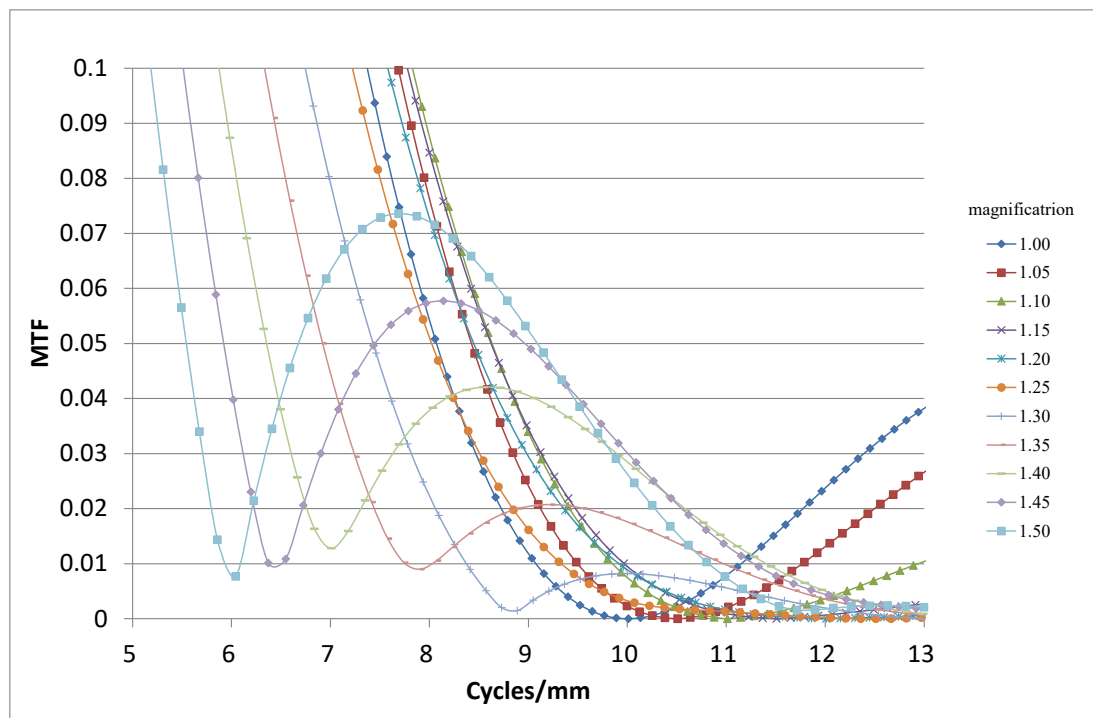


Fig 19 MTF of DEMOT method. Focal spot size: 0.50mm

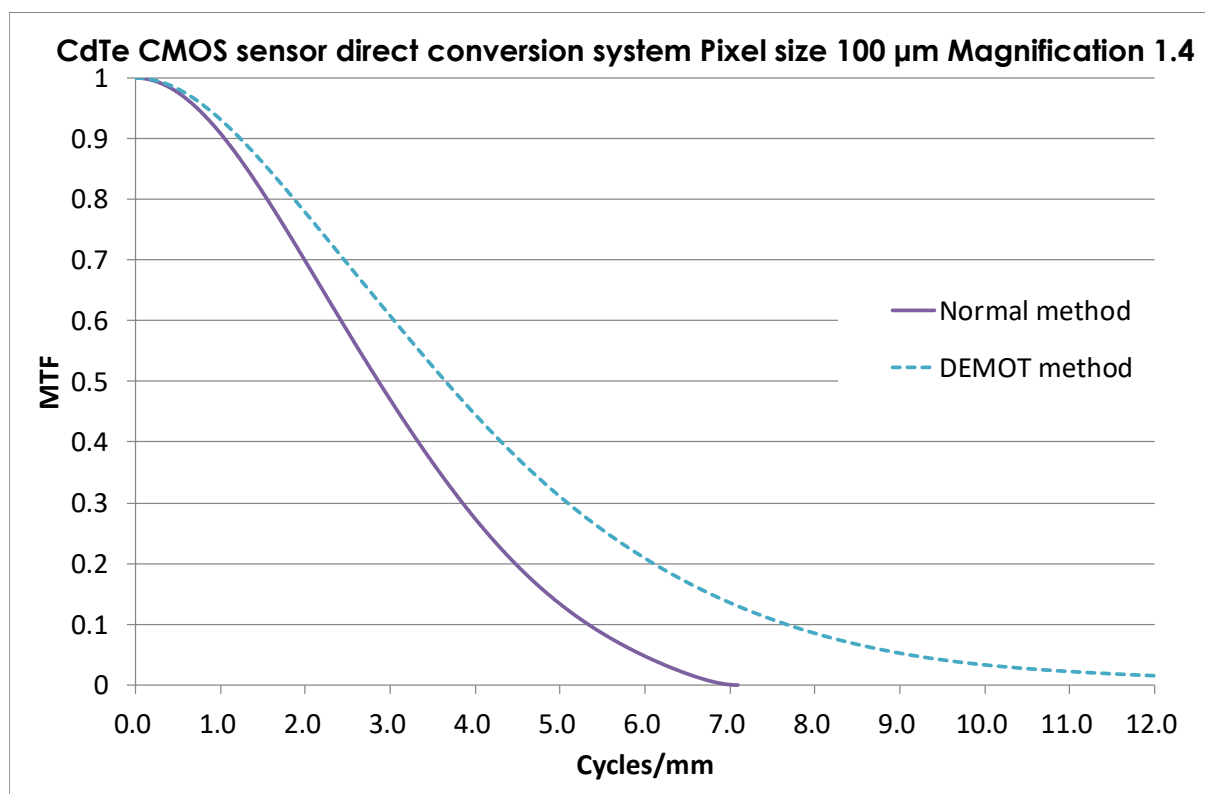


Fig 20 Horizontal MTF : Comparison of normal method and DEMOT method; direct sensor

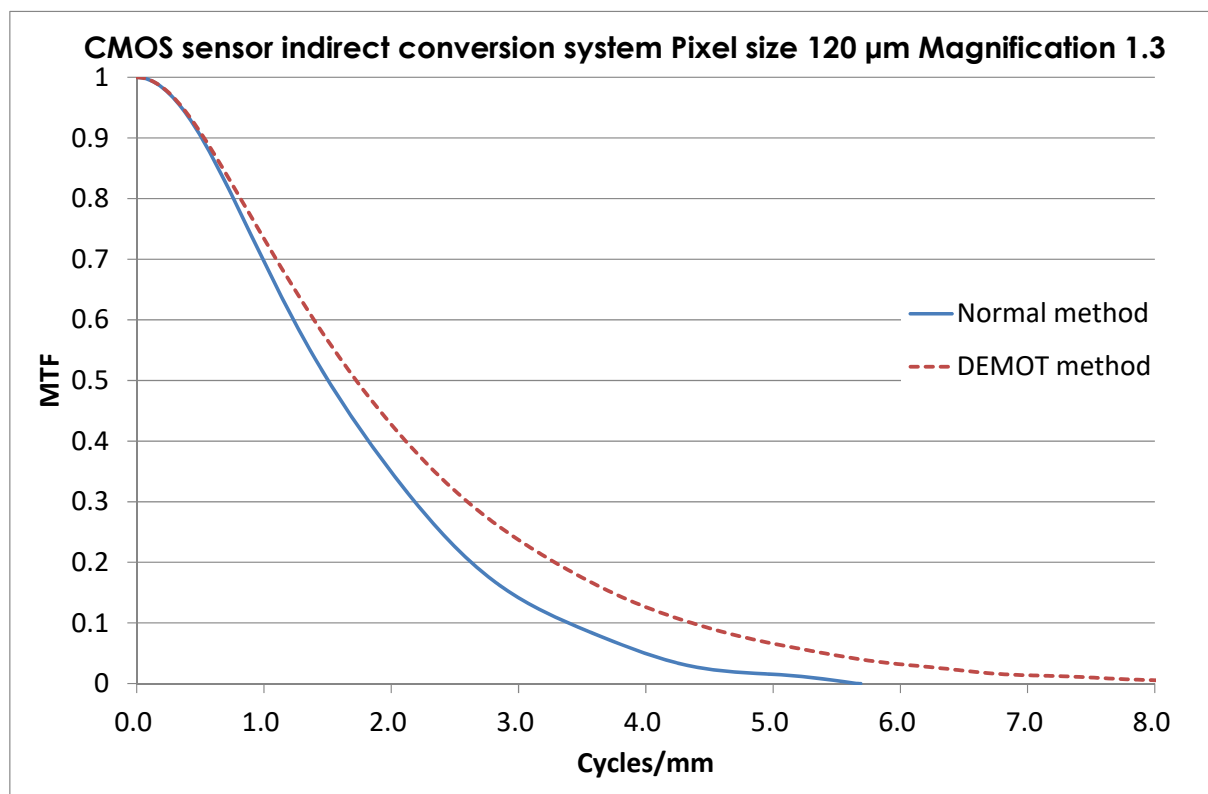


Fig 21 Horizontal MTF : Comparison of normal method and DEMOT method; indirect sensor

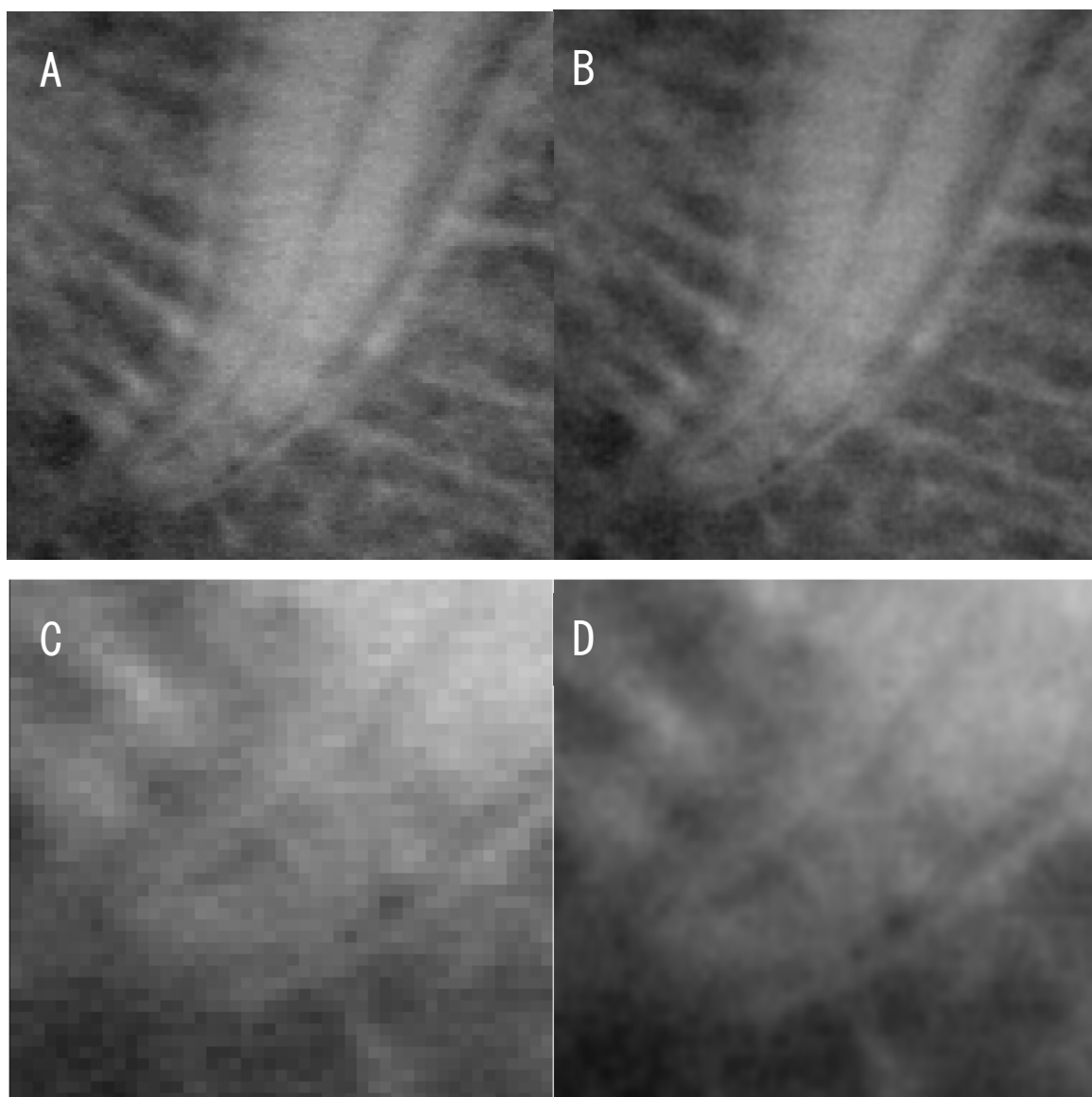


Fig 22 Panoramic Image: Comparison of normal method and DEMOT method

A: Panoramic image by normal method

B: Panoramic image by DEMOT method

C: Enlarged root apex image by normal method

D: Enlarged root apex image by DEMOT method