

歯科用 Cone Beam CT と全身用 CT の
エッジ法による MTF 解析

小松 真

明海大学大学院歯学研究科

歯学専攻

(指導：鬼頭 慎司 教授)

Spatial Frequency Analysis by MTF
using the Edge method between Dental Cone Beam
CT and Whole Body CT

Shin KOMATSU

Meikai University Graduate School of Dentistry

(Mentor: Prof. Shinji KITO)

歯科用 Cone Beam CT と全身用 CT のエッジ法による MTF 解析

小松 真

明海大学大学院歯学研究科歯学専攻

(指導：鬼頭 慎司 教授)

要旨：歯科口腔領域において、歯周領域の微細構造物を画像化するためには、高い空間分解能が要求される。これまでに **computed tomography (CT)** の画質性能の評価に関する規定は存在するが、**cone beam computed tomography (CBCT)** の評価は国ごとに異なり、未だ規定が定まっていない。本研究は、**CBCT (FineCube)** と **CT (Aquilion Lightning)** の解像特性についてエッジ法およびワイヤ法を用い、各種条件下における **Modulation Transfer Function (MTF)** 解析から臨床的評価および物理的評価を検討した。その結果、次のような結論を得た。

1. エッジ法およびワイヤ法から得られた **MTF** 曲線より高周波数領域において **FineCube** は **Aquilion** よりも高い **MTF** を示すことが明らかとなった。
2. **CBCT** は **CT** よりも空間分解能が高く微小構造物を撮影可能であるが、一般的に軟組織の描出が行えず、軟組織を含んだ撮影は **CT** に優位性があることが示唆された。

索引用語：CBCT, CT, 空間分解能, MTF, エッジ法

Spatial Frequency Analysis by MTF using the Edge method between Dental Cone Beam
CT and Whole Body CT

Shin KOMATSU
Meikai University Graduate School of Dentistry
(Mentor: Prof. Shinji KITO)

High spatial resolution is required for imaging in the fields of dental and oral health for visualization of the fine structures of the periodontal regions. To date, criteria for evaluating the quality of imaging performance have been established for computed tomography (CT) but not for cone-beam CT for dental use (CBCT). In this study, the resolution characteristics of CBCT (FineCube) and Whole Body CT (Aquilion Lightning) were investigated using the edge and wire methods in modulation transfer function (MTF) analysis under various conditions for clinical and physical evaluations and their associated effects. We obtained the following conclusions from our results.

1. FineCube showed higher MTF than Aquilion in the high frequency ranges of the MTF curves obtained by the edge and wire methods.
2. CBCT has higher spatial resolution than CT, thereby enabling the imaging of microstructures. However, CBCT is generally unable to visualize soft tissues, which suggests that CT has an advantage in the imaging of subjects containing soft tissues.

Key words : CBCT, CT, spatial resolution, MTF, Edge method

緒 言

近年、歯科用コーンビーム CT (以下 CBCT) はインプラント治療、顎骨内病巣あるいは解剖学的形態など口腔領域における画像診断に必須な撮影装置となっている¹⁾。開発当初、CBCT は歯科専用のエックス線撮影装置として歯科大学をはじめ大規模な病院施設を中心に導入されるのみであった。その後、パノラマ X 線撮影装置に CBCT の機能を合体させた複合機が開発された。専用機よりもコンパクトで、低価格なことから一般歯科医院にも導入が可能となり普及してきている²⁾。

全身用 CT (以下 CT) は 1972 年に開発^{3, 4)}され、現在まで飛躍的に装置の機能・画像形成が進化してきている。それに伴い画像診断が飛躍的に医療に貢献するようになってきた。従来の単純撮影による画像は 2 次元平面像であり、3 次元的に画像化することや、断層撮影法による体軸方向の横断面断層画像を描出することは困難であった⁴⁾。しかし、CT の開発により 3 次元的な画像を描出することができるようになり、より立体的な診断が可能となってきた。また、CT の最も重要な特徴は、CT 値を利用した画像再構成法により軟組織を描出することが可能となり、飛躍的な診断能の向上が得られるようになったことである³⁾。CT 撮影装置の変遷の中で、開発当初、CT の撮影には 1 回スキャンが 4 分程を要し、撮影

が長時間に及んでいた。その後スキャン方式の改良，検出器の多列化により，1 スキャンで 1 臓器を画像化することが可能となり各種診断に欠かせない方法と なってきている³⁾。

CBCT と CT を比較すると，CBCT は空間分解能が高い⁵⁾。歯科口腔領域の画像診断は非常に狭小な範囲の微細構造物を対象とすることから高い解像度が要求される。

装置の撮影可能な微細構造物の限界を知るためには，空間分解能（解像度）の評価が行われる。この評価法には，視覚による主観的な手法と光学系領域で広く使われる変調伝達関数（以下 MTF）を用いた方法が標準である⁶⁾。一般的に，空間分解能の評価には，国際電気標準会議（以下 IEC）規格⁷⁾で推奨されている直径 0.2 mm の金属ワイヤを使用した MTF 解析（以下ワイヤ法）が広く行われている。装置固有の空間分解能は，焦点サイズ，検出器の性能に主に依存しているが，画像再構成法，投影後に変更可能なパラメーターである display field of view（以下 DFOV）や再構成関数，アーチファクト（画像内構造物の辺縁が高濃度となる線質硬化現象）など様々な原因が複雑に関係している。

CT の画像再構成法は初期にはフィルター補正逆投影法（FBP）法により画像が線形に形成されていたが，近年，雑音あるいはアーチファクト低減を目的に逐次近似法を応用した iterative reconstruction（以下 IR 法）が主流となっている⁸⁾。

9). また, 2015 年に「診断参考レベル (Diagnostic Reference Level: DRL)」¹⁰⁾が発表され, ノイズと被曝線量低減の面でも注目されている.

金属ワイヤを用いた空間分解能評価は, 画像の線形性を前提としているが, IR 法は非線形な画像を生成するため, CT には適さないとされる⁸⁾. 現在までに様々な評価手法が考案されているが, 金属線¹¹⁻¹⁶⁾をはじめ, 金属スリット¹⁷⁾, 金属箔¹⁸⁾, アクリル円柱^{8, 19)}など異なった形状・材質のファントムが用いられている. 非線形な画像への評価法として円形エッジ法が Richard ら⁸⁾によって提唱されているが, 複数の異なる CT 値を持つ円形の標的から MTF を計算する過程が非常に煩雑であり専用のプログラムを要する. 一方で, 直線状被写体を用いても円形エッジ法と等しく有用とされている²⁰⁾. 直線のエッジ部を用いる方法は, ファントムの入手性もよく, 特別なソフトウェアも必要としない. CT の空間分解能評価については, IEC が定める IEC 61223-3-5:2004⁷⁾と, 日本産業標準調査会 (Japanese Industrial Standards Committee; 以下 JISC) が国際標準との整合化を図った JISZ4752-3-5:2008²¹⁾において定められている. 一方で, CBCT は CT のように装置の試験内容が明確になっていない. したがって, CBCT の画質評価については標準化されるまでには至っていないのが現状である²²⁾.

目 的

本研究は、歯科用 CBCT と現在主流となっている IR 法を搭載する CT に対して、広く空間分解能の測定に使われてきたワイヤ法と非線形な画像の空間分解能の測定に使われるエッジ法を用い、それらの結果を比較検討し、エッジ法による装置の空間分解能評価の有用性を明らかにすることを目的とした。

材料と方法

1. 材料

1) X線撮影装置

今回使用した CBCT は, FineCube (株式会社吉田製作所, 東京, 以下 FineCube, Figure 1A) , CT は Aquilion Lightning (キャノンメディカルシステムズ株式会社, 東京, 以下 Aquilion, Figure 1B) の 2 機種を使用し実験を行った.

2) 撮影条件 (Table 1)

(1) FineCube の撮影条件

管電圧 90kV, 管電流 4mA, 撮影時間 16.8 秒 (360 度回転) の標準撮影モードで撮影を行った. DFOV は 81 mm×75 mm (Wide area mode) とし, 0.157 mm×0.157 mm×0.146 mm のボクセルサイズで行った. 本研究に用いた FineCube の DFOV は, 一般的に普及している CBCT と同様に二次元検出器の大きさに限界がある¹⁾. したがって, 詳細に任意の値に変更することが不可能で, 再構成関数も固定されている. FineCube の DFOV は 81 mm×75 mm もしくは 56 mm×56 mm のプリ

セットとして搭載されているため調整ができない。一方で, Aquilion は細かい単位での変更が可能であり, 様々な再構成関数が選択可能になっている。他にも Aquilion の管電圧や管電流と比較し, 大きな差があるが固定されているため, 上記条件で撮影を行った。

(2) Aquilion の撮影条件

Aquilion では IR 法に基づいた adaptive iterative dose reduction algorithm (AIDR) にて画像再構成を行っている⁹⁾。

管電圧 120 kV, 管電流 120 mA, 撮影時間 0.75 秒/回転で撮影を行い, 画像再構成条件は, 顎顔面領域の観察のために臨床で適用される軟組織用関数 FC04 と硬組織用関数 FC30 および肺野用関数 FC52, 腹部用関数 FC13 の 4 種類を使用した。スライス厚は 0.5 mm とし, DFOV は FineCube との比較を考慮して 80 mm×80 mm または 160 mm×160 mm の条件で撮影を行った。面内ピクセルのサイズは, 一辺 0.156 mm および 0.313 mm とした。

3) 使用ファントム (Figure 2)

エッジ法に使用した CBCT 用コンスタンシーテストファントムは,

QUART DVT_KP ファントム (QUART, Zorneding, Germany, 以下 DVT_KP ファントム, Figure 2A) である. DVT_KP ファントムは, 直径 160 mm, 高さ 40 mm のアクリル製円柱内に, 周囲を空気で囲まれた一辺の長さ 40 mm のポリ塩化ビニル (以下 PVC) 製の角柱を内包した構造をしている.

ワイヤ法に使用したファントムは X001-99520-400 (モリタ製作所, 京都, Figure 2B, 以下ワイヤファントム) である. 直径 50 mm, 高さ 50 mm, のアクリル製円筒の中心に太さ 0.1 mm のタングステンワイヤを 3° ²³⁾ 斜めに張った構造のものを使用した.

2. 方法

1) ファントムの設置

(1) DVT_KP ファントム (Figure 3)

Aquilion の撮影では, 付属の水平・垂直調整付きファントム用固定装置を用いて, DVT_KP ファントムを設置した (Figure 3A). ファントム中心部を CT 装置のガントリ中心に, また, アクリル円柱の短軸を体軸方向に合わせた. エイリアシングエラーを防ぐため合成 line spread function (以下 LSF) 法を行った ²⁴⁾. サンプリンピッチを仮想的に小さくすることでより詳細な LSF を得ることが可能となる. プロ

ファイルを得るためにファントムの中心軸を約 2° 傾けた²⁵⁾ (Figure 3B) . FineCube の撮影においては, 撮影障害となるチンレストを取り除き, 測定位置の再現性を確保するために, 精密水平調整付きファントム用固定装置を作成し, その上に DVT_KP ファントムを設置して DFOV 内に配置した (Figure 3C) .

(2) ワイヤファントム (Figure 4)

ワイヤファントムのワイヤはアクリル円筒内で 3° 中心から斜めに張ってあるため, Aquilion ではワイヤをレーザー光線に水平に (Figure 4A) , FineCube ではワイヤファントムの底面を水平に位置づけた (Figure 4B) .

3. 画像解析

それぞれの撮影条件から得られた FineCube および Aquilion の画像データを digital imaging and communications in medicine (以下 DICOM) に変換後, 画像解析を行った. 空間分解能の評価として MTF による解析を行った.

1) エッジ法

DICOM データは画像解析ソフト ImageJ (NIH, Bethesda, Maryland, USA)²⁶⁾にて読み込み, 得られた DVT_KP ファントム画像中央部に位置する PVC と空気の境界を垂直エッジとし, そのエッジを含む関心領域 region of interest (以下 ROI) を設定した. 図中 (Figure 5) の枠で囲まれた範囲が ROI である. ROI の大きさは, DFOV 80mm の場合, X 軸および Y 軸方向に 52 ピクセルとした. DFOV 160mm の場合, X 軸および Y 軸方向に 26 ピクセルとした. 次に, ROI 上のエッジを X 軸方向に横切る方向に, DFOV 80mm の場合は 52 本, DFOV 160mm の場合は 26 本の長さ 8.125mm となる複数ラインより Y 軸方向に連続してサンプリングを行い, edge spread function (以下 ESF) を求めた (Figure 6A) .

また, エイリアシングエラーを防ぐ目的で, 図 (Figure 6B) の 2 直線のなす角として示すように, 2° 傾いたエッジ像になっている. 図中 (Figure 6B) の枠は ROI である. この傾いた ESF を微分して LSF に変換した後, LSF の合成を行った. X 軸に水平な LSF のアライメントは, Y 軸方向に連続して存在するそれぞれの LSF 間で X 軸方向にずれることになる. このずれた LSF により仮想的にサンプリングピッチを小さくした合成 LSF を得ることが可能となる²⁴⁾.

FineCube における画像処理を行う場合, 線質硬化の影響を考慮する必

要がある。画像処理法としてファントム本体に一致した濃度域に外挿処理を行い,ESF を求めた (Figure 7) . 得られた ESF に対し微分処理後 LSF (Figure 8A, B) を求めた.

最初に得られた LSF は裾野に多くのノイズを含んでいる. このノイズを除去するために裾野の部分を 0 にする処理 (以下 zeroing) を行った (Figure 9) . 次に LSF をフーリエ変換し最終 MTF を算出した⁶⁾.

2) ワイヤ法

Aquilion ではエイリアシングエラー¹¹⁾を考慮し, DFOV 80 mm とし, ワイヤファントムを撮影した. エッジ法と同様に ImageJ にて DICOM データを読み込んだ. 画像に計測領域を設定し, point spread function (以下 PSF) の加算処理を行った. 得られた LSF をフーリエ変換することにより MTF を算出した^{6, 11)}.

4. 画像評価

フーリエ変換で得られた MTF について 50%, 10%, 0%カットオフ周波数を求め空間分解能を評価した. また FineCube, Aquilion における各種撮影条件の空間分解能への影響について評価した. Aquilion の DFOV と再構成関数の

MTF への影響は、80 mm×80 mm と 160 mm×160 mm に対して、それぞれ軟組織用関数 FC04、腹部用関数 FC13、硬組織用関数 FC30、肺野用関数 FC52 を適用し、同一フィルターに対する DFOV の影響を解析した。

結 果

1. DVT_KP ファントムによる空間分解能評価

1) FineCube

PVC の右端エッジ部を撮影した画像 (Figure 10A) を示す。ファントム体の PVC の内部は不均一になっているが、その周囲の空気との境が認識可能な画像を得た。ESF 曲線 (Figure 11) から、エッジ部に一致する部位にオーバーシュートを認めた。ファントム体内側よりもエッジ部の濃度は高くなっていた。LSF 曲線 (Figure 12) においては、Aquilion の LSF 曲線の半値幅よりも狭くなった。

MTF 曲線 (Figure 13) から、Aquilion の曲線と比較し、高周波数領域においてなだらかな MTF の減少を示した。また、今回の実験では線質硬化と考えられる現象を認めたため、ESF 曲線に外挿処理を行い、MTF 曲線を計算した。外挿処理前および外挿処理後の LSF 曲線 (Figure 14A) および MTF 曲線 (Figure 14B) を示す。LSF 曲線 (Figure 14A) において、外挿処理前の曲線は裾野にアンダーシュートを認めた。ワイヤ法の曲線は外挿処理前および後の曲線よりも裾野にノイズによる振動を多く認めた。MTF 曲線 (Figure 14B) では、1.13 cycles/mm 前後でワイヤ法と補正処理後

のエッジ法の MTF 曲線は交差した。低周波数領域ではワイヤ法より得た MTF はエッジ法よりも高かった。一方、高周波数領域では補正処理を行なったエッジ法より計算された MTF はワイヤ法よりも高い結果となった。補正処理を行なったエッジ法から計算された MTF は、50%MTF 1.05 cycles/mm, 10%MTF 2.30 cycles/mm を示した (Table 2)。

2) Aquilion

PVC の右端エッジ部を含んだ画像 (Figure 10B-I) を示す。画像 (Figure 10B-E) は、DFOV 80 mm×80 mm および画像 (Figure 10F-I) は DFOV 160 mm×160 mm で撮影を行った。DFOV の画質への影響は、DFOV を大きくすることで同倍率の画像では 1 ピクセルあたりの幅と高さは大きくなり、逆に DFOV を小さくすることでピクセルサイズは小さくなった。硬組織用関数 FC30 による画像 (Figure 10D, H) および肺野用関数 FC52 による画像 (Figure 10E, I) より、ファントム体の内側からエッジ部の終端にかけて濃度の強調を視覚的に認めた。ESF 曲線 (Figure 11) から、硬組織用関数 FC30 および肺野用関数 FC52 は、エッジ部の濃度が強く、FineCube よりも強調されていた。LSF 曲線 (Figure 12) では、軟組織用関数 FC04 と腹部用関数 FC13 の曲線の裾野は平坦であるが、硬組織用関数 FC30 および

肺野用関数 FC52 の下端に強いアンダーシュートが認められた。

Aquilion の DFOV と再構成関数の MTF への影響を曲線 (Figure 13) に示す。DFOV 80 mm×80 mm と 160 mm×160 mm に対して、それぞれ軟組織用関数 FC04, 腹部用関数 FC13 を適用したが、大きな変化を認めなかった。しかし、この Aquilion においては硬組織用関数 FC30, 肺野用関数 FC52 の適用と同時に DFOV を狭小化した場合、50%MTF にわずかな上昇が認められた。

FineCube と同じ大きさの DFOV 80 mm×80 mm および各画再構成関数を適用した MTF の中で最も高い値を示したのは、肺野用関数 FC52 を用いた場合であった。その撮影条件では 50%MTF 0.86 cycles/mm, 10%MTF 1.08 cycles/mm であった (Table 2) 。

2. ワイヤファントムによる空間分解能評価

1) FineCube

ワイヤファントムを撮影し、ワイヤ像 (Figure 15A) を得た。その時の LSF 曲線 (Figure 16) および MTF 曲線 (Figure 17) を示す。エッジ法から得られた結果と同様に、FineCube の LSF 曲線の半値幅は、最も狭いことが示された。また、MTF 曲線も同様に、低周波数から高周波数領域にかけて

なだらかに MTF 値の減少を示した (Figure 17) . ワイヤ法の 50 %MTF は 1.04 cycles/mm, 10%MTF は 2.31 cycles/mm とエッジ法と同程度の値を示した. (Table 2) .

2) Aquilion

それぞれの DFOV と再構成関数により撮影された画像 (Figure 15B-E) を示す. Figure 15D, E において, ワイヤに一致すると考えられる像は, Figure 15B, C よりも高いコントラストを示した. 画像から計算された LSF 曲線 (Figure 16) および MTF 曲線 (Figure 17) を示す. zeroing 処理前のワイヤ法の LSF 曲線 (Figure 18) では曲線の裾に振動を多く認めた. 硬組織用関数 FC30 および肺野用関数 FC52 の LSF 曲線の下端でアンダーシュートを認めた (Figure 16) . ワイヤ法の MTF 曲線はエッジ法の曲線と形状は近似していたが, 全体的にやや高い MTF を示した (Figure 17) .

Aquilion の撮影条件の中で最も MTF の高い撮影条件は, DFOV 80 mm × 80 mm, 肺野用関数 FC52 であった. その時の条件では, 50%MTF 0.89 cycles/mm, 10%MTF 1.11 cycles/mm とエッジ法よりも高い値を示した (Table 2) .

Aquilion から得られた MTF が 0%となる周波数の平均値は、エッジ法
およびワイヤ法においても 1.3 cycles/mm であり、この空間周波数帯付近
に収束していた。

考 察

1. ファントムについて

CT (CBCT はこれに準ずる) における MTF 測定は IEC 規格において金属線ファントムを推奨している。一方ドイツ工業規格 (DIN) では直径 160 mm のアクリルファントムで、内部の PVC と空気の境界を評価することになっている²²⁾。

本研究で使用した DVT_KP ファントムは、CBCT, デンタルボリュームトモグラフィー (DVT) および 3D イメージング機器の全範囲で quality assurance/quality control (以下 QA/QC) に使用することを目的に設計されている。同時に CT にも対応可能なため QA/QC に適していると考えられる。空気および軟組織等価として polymethyl methacrylate (以下 PMMA) , 骨等価として PVC が使用されているため従来の硬組織のみの対応であるワイヤファントムより適用範囲が広がっている。画質評価法としては、ワイヤ法を選択することが一般的である (Table 3) 。しかし、近年、CT での画質評価は、軟組織に対する画像特性を考慮し PVC, PMMA 構成のファントムが使用されている^{8, 19)}。本研究についても CBCT の画像評価に最適であると考え DVT_KP ファントムを使用した。同時にワイヤファントムとの比較評価

を行った.

2. 空間分解能測定法

エッジ法とワイヤ法の MTF (Figure 17) に示すように, エッジ法は従来の金属線を使ったワイヤ法に近似した曲線を示しており, 同型 FineCube を使った視覚的な画質評価を含んだ先行研究¹⁴⁾と同様の結果が得られた. また, FineCube の DFOV81 mm×75 mm (画像サイズ 512×512 pixel) から計算されたナイキスト周波数に近い 3.07 cycles/mm を得た. 従来の報告では, ワイヤ法には, 銅ワイヤ¹¹⁾, スズワイヤ¹²⁾, タングステンワイヤ^{13, 14)}, ステンレス鋼ワイヤ¹⁶⁾など, その材質は様々なものが用いられていた (Table 3). ワイヤ法におけるワイヤ径・材質の選択は, MTF に直接的に影響を与える¹¹⁾. 本研究では入手性や X 線透過性を考慮しタングステンワイヤを選択した.

ワイヤ法において直径 0.1 mm のワイヤを用いた場合, 2.8 cycles/mm までは補正なしに測定可能¹¹⁾であるが, 本実験に用いた CBCT の MTF は 2.8 cycles/mm を超えているため CBCT の空間分解能を評価する際には補正が必要である. ワイヤ法において CBCT を補正なしに評価するためには 0.1 mm よりも細かいワイヤが必要であるが, 工業的に製造できる金属線の直径には限界がある. マイクロ CT 装置の分解能測定において 14 μm や 18 μm の超極細

金属ワイヤを用いた報告²⁷⁾もあるがワイヤの入手は困難であり、高コストである。また、医療用 CT で超極細ワイヤを用いた場合、X 線透過性を考慮すると十分なボクセル値が得られない。

本実験の金属線は 100 μm であり、一般的な CBCT よりも高い管電圧を使用する Aquilion ではピーク CT 値が低くなったと考えられた。結果、エッジ法の LSF とは相対的にバックグラウンドにノイズの影響を認め、1 枚の画像から得られる MTF では不安定になった (Figure 18)。金属線の径は細いものが理想であるが、細いほど十分なコントラストが得られずノイズによる影響を受けるためこれ以上線径を小さくすることは困難である。エッジ法では、水平部をもった、十分に X 線不透過な装置を用意できればよい。装置の精度は、エッジ法の理論から物理的な欠陥があっても影響を受けにくいとされる¹⁸⁾。これは MTF 測定の再現性を確保するためにも重要な要素である。また、ワイヤ法とエッジ法の MTF 曲線 (Figure 17) では、ワイヤ法が高い値を示している。これは LSF のノイズに起因すると考えられる。LSF の裾野に対して zeroing する点を曲線上で視覚的に決定しているが、ワイヤ法から得られた LSF の裾野はノイズの影響により適切な点を決定することが困難であった。一方で、エッジ法から得られた LSF の裾野のノイズは少なかった。エッジファントムから十分なコントラストが得られた結果、ノイズの影響を抑制でき

たものと考えられる。また、CT と比較して CBCT はノイズが多い。ワイヤ法よりもエッジ法はノイズに強いため、エッジ法を用いることで安定して CBCT の空間分解能の評価が可能と考えられた。

今後の装置の空間分解能の向上に伴い 0.1 mm 以下の金属細線を使用したワイヤ法では正確な装置の評価が困難になると考えられる。体軸方向にファントムの側面を正確に平行に設置する必要があるが、エッジ法は装置の空間分解能の向上に影響されずに評価可能なため、この方法が最適であると考えられる。

3. 空間分解能に影響を与える因子

装置固有の空間分解能は、焦点サイズ、検出器の性能に主に依存しているが、画像再構成アルゴリズム、投影後に変更可能なパラメーターである DFOV や再構成関数、アーチファクト（線質硬化）など様々な原因が複雑に関係している。CT と CBCT の空間分解能を以下の項目について考察を加える。

1) DFOV および再構成関数

Aquilion の撮影条件の組み合わせが空間分解能に与える影響を、FineCube の条件と比較し基本的な特徴を解析した。エッジ法の MTF 曲線

(Figure 13) に示すように軟組織用関数 FC04 や腹部用関数 FC13 適用時に DFOV を変更した場合、グラフはほとんど重なっており空間分解能に大きな差がないことが分かった。硬組織用関数 FC30 および肺野用関数 FC52 を適用し、それぞれの DFOV80 mm×80 mm と DFOV160 mm×160 mm のグラフ間比較では MTF のピーク値で 0.2 cycles/mm の差を認めた。DFOV160 mm×160 mm よりも DFOV80 mm×80 mm の条件で MTF 値の若干の上昇が認められた (Table 2)。狭小な DFOV において 50%MTF が上昇している原因は、ボクセルサイズが小さくなり空間分解能の向上につながったためと考えられた。したがって、全体的に MTF の上昇が認められたが、軟組織用関数 FC04、腹部用関数 FC13 で既に認められた被写体のコントラストに一致する空間周波数領域内での MTF 値の上昇であり、その領域を超える空間周波数に対応する MTF 値には変化はなかった。つまり、硬組織用関数 FC30、肺野用関数 FC52 を適用することは辺縁を強調し、明瞭にすることはできるが、新たな周波数領域を再現・検出できないことが示された。

硬組織用関数 FC30 や肺野用関数 FC52 を適用した画像 (Figure 10D, E, H, I) は、ファントム体の辺縁部が白く強調されており、MTF 曲線の特徴と視覚的に一致していた。ワイヤ法の画像 (Figure 15) では辺縁強調がな

されていることを視覚的に捉えることはできないが、エッジ法の画像 (Figure 10) では撮影時点で再構成関数や DFOV による画質への影響を確認することが可能であった。Aquilion で撮影した画像 (Figure 10B-I) では、エッジファントム辺縁に一致する部分はぼけているが、高い MTF を持つ FineCube により撮影された画像でははっきりとバックグラウンドと辺縁の境界を判別することができた。DFOV が 80mm の場合、ナイキスト周波数 3.2cycles/mm までサンプリング可能であるが、装置固有の空間分解能は、Aquilion よりも FineCube の焦点サイズが小さいため、FineCube の空間分解能の向上につながったと考えられる。

エッジ法を用いた空間分解能の評価過程では、再構成関数や DFOV の空間分解能への影響を視覚的に確認しつつ、それと同時に MTF の両面から装置の空間分解能特性を理解可能である。

2) 画像再構成アルゴリズム

MTF を計算する際には装置の線形性を前提条件としているが、逐次近似法に基づいた画像構築は非線形となるため、従来、空間分解能評価に使われていたワイヤ法を適用し物理的評価を行うことは困難である。非線形画像において、高コントラスト部分と低コントラスト部分の MTF は異なる⁸⁾。今回使用した DVT_KP ファントムのエッジ部の CT 値は、

Aquilion のデータより約 1,200 Hounsfield Unit (HU) であり、高コントラスト物体であった。したがって、Aquilion の非線形画像から計算された MTF は、高コントラスト領域に限った MTF といえる。現状の FineCube では正確な軟組織評価は行えないため、Aquilion との低コントラスト領域の比較は行えない。本実験では高コントラスト領域での MTF 値に限定した結果となった。

今後、CBCT において正確なボクセル値の算出および軟組織領域の撮影が可能となった場合、CT と CBCT との間で低コントラストファントムを使った空間分解能の評価が行われると考えられる。本研究では直線のエッジを計算に使用したが、円形状のファントムの円周から ESF を計算する手法がある。その円周から ESF を計算するには、専用のプログラムが必要となるが、直線のエッジならば表計算ソフトさえ用意できれば比較的簡便に計算可能である。低コントラストの非線形画像に対しても円形エッジ法と本実験で使ったエッジ法は等しく有用とされており²⁰⁾、低コントラストの直線エッジファントムを使用することで、今後も CBCT と CT の軟組織領域の比較が可能であると考えられた。

3) 線質硬化現象

FineCube ではファントム本体に一致すると考えられる濃度域にボクセル値の減少を認めた (Figure 11) . 一方で, Aquilion ではボクセル値の減少を認めなかった. 曲線のオーバーシュートは, 線質硬化現象もしくは強調関数による影響が考えられた. 低い減弱係数を示す材料の使用や, タングステンのような高い減衰率を持つもので 0.1 mm 程度の細さのワイヤを作り PSF を求めた場合, 線質硬化は問題とならないとされる²⁸⁾. よって, 今回の FineCube の撮影法には, 強調関数が適用されていないことが分かった. したがって, ESF (Figure 11) のオーバーシュートは線質硬化に起因すると考えられた. 一方, CT では線質硬化現象を認めなかった. 電圧を高くすると, X 線のエネルギーが高くなり線質硬化が少なくなると報告されている²⁹⁾. Aquilion は FineCube よりも電圧が高いため, 線質硬化の影響がみられなかったと考えられた. Elke ら³⁰⁾はマイクロ CT と円形エッジファントムを使用し線質硬化による空間分解能への影響を調査した結果, 線質硬化補正を行わない場合 MTF は上昇するが, 補正を行う場合 MTF は低下すると報告している. 一般的に線質硬化の補正は, 補正処理を組み込んだ再構成関数によって行われる. しかし, 今回使用した FineCube は再構成前の処理操作を事実上行えない. したがって, 再構成後に得られた ESF に対して外挿処理を行った.

ESF に対して外挿処理を行い、その後計算した MTF 曲線 (Figure 14B) より、外挿前は 50%MTF 1.07 cycles/mm, 10%MTF 2.35 cycles/mm, 外挿後は 50%MTF 1.05 cycles/mm, 10%MTF 2.31 cycles/mm となった。今回得られた外挿後の MTF 値は外挿前の MTF 値より、50%MTF, 10%MTF において 2%の減少を認めた。外挿処理を行わない場合、MTF は上昇する傾向を示した。外挿処理を行った曲線と処理を行っていない曲線のそれぞれの概形は近似しているが、外挿処理を行った曲線がワイヤ法に近似している結果となった。MTF 曲線 (Figure 14B) において、1.13 cycles/mm 付近でエッジ法の MTF 曲線と補正処理後のワイヤ法の曲線が交差している。1.13 cycles/mm よりも低い周波数領域では、外挿処理後の ESF から計算された LSF 曲線の概形は Y 軸に関して非対称となり、正弦波成分が生じたと考えられる。よって 1.13 cycles/mm を境に低周波数領域では正弦波成分の発生により MTF は低下したと考えられる。また、1.13 cycles/mm よりも高い周波数領域ではワイヤ法の MTF 曲線がエッジ法の曲線よりも低くなっている。ワイヤ法の LSF 曲線上の裾部はエッジ法の裾部よりもノイズによって振動しているため、MTF は低下したと考えられた。

外挿処理を行うことで線質硬化の MTF に対する影響を軽減できる可能性が示唆された。エッジ法を使用した空間分解能評価は、線質硬化によっ

てMTFを過大評価する可能性があるため注意する必要があることが分かった。ただし、本実験で使われたESFへの外挿処理法の報告は渉猟しえた限りはこれまでにはない。補正処理を行わない場合は、強調関数が適用されたかのようなESF曲線となり、MTFを過大評価する可能性が考えられたため外挿処理を行った。線質硬化現象が生じたESFに対する外挿法の妥当性や信頼性については本実験からの結果のみでは十分な評価ができないため今後の課題としたい。

結 論

歯科領域で使われている FineCube と全身用 CT である Aquilion の空間分解能の評価を行い、以下の結果を得た。

1. FineCube のような高空間分解能を有する装置に対してエッジ法による空間周波数解析は、ワイヤ法と同程度の結果が得られることが明らかになった。
2. エッジ法はワイヤ法と比較しノイズの影響が少なく、安定して評価が行えることが分かった。
3. 今後 CBCT において軟組織の観察が可能となった場合、CT と CBCT の比較には、低コントラストファントムによるエッジ法での評価が可能であると考えられた。
4. 今後、CBCT において各種パラメーターの詳細な変更が可能となった場合、エッジ法の画像と得られた MTF の両面から、装置の空間分解能特性を理解可能であることが示唆された。
5. エッジ法による CBCT の評価では線質硬化に注意する必要がある、外挿処理を行うことでその影響を軽減できることが示唆された。
6. 高周波数領域において FineCube は IR 法で再構成を行う Aquilion よりも高い MTF を示し、高い空間分解能を有することが明らかになった。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究に御理解、御指導受け賜りました明海大学大学院歯学研究科高度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。

また御校閲を賜りました明海大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、明海大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、明海大学大学院歯学研究科高度臨床科学再生再建医療系高齢者歯科学 竹島 浩教授に深く感謝致します。

最後に本研究を行うにあたり高橋信生様、歯科放射学の諸先生方、明海大学保健医療学部 奥村泰彦教授に厚く御礼申し上げます。

本研究に関して、開示すべき COI 関係にある企業・団体等はない。

文 献

- 1) De Vos W, Casselman J, Swennen GR: Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* **38**, 609-625, 2009
- 2) 柴田直樹, 内藤宗孝, 有地榮一郎, 中田和彦: 歯科用コーンビーム CT. *日本歯内療法学会雑誌* **37**, 75-89, 2016
- 3) Kalender WA: X-ray computed tomography. *Phys Med Biol* **51**, R29-43, 2006
- 4) Hounsfield GN, Hopkins HH, Tyrrell DAJ: The E.M.I. scanner. *Proceedings of the Royal Society of London Series B Biological Sciences* **195**, 281-289, 1977
- 5) Scarfe WC, Farman AG: What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dental Clinics of North America* **52**, 707-730, 2008
- 6) 市川 勝, 村松 禎, 日本放射線技術学会: 標準 X 線 CT 画像計測. *放射線技術学スキル UP シリーズ*, xiv, 273p, 2018
- 7) Commission IE: Evaluation and routine testing in medical imaging departments part 3-5: acceptance tests – imaging performance of computed tomography x-ray equipment. *IEC 61223-3-5*, 2004
- 8) Richard S, Husarik DB, Yadava G, Murphy SN, Samei E: Towards task-based assessment of CT performance: system and object MTF across different reconstruction algorithms. *Med Phys* **39**, 4115-4122, 2012
- 9) 伊藤望海, 的場徹, 岩元新一郎: 極低線量 CT における画像再構成関数が画質に及ぼす影響 本学に導入された最新型 CT 装置における AIDR の検証. *大阪物療大学紀要* **4**, 35-40, 2016
- 10) 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME)編: 日本の診断参考レベル (2020年版). 2020. http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDRL2020_jp.pdf (アクセス日: 2021年10月21日) .
- 11) 市川勝弘, 原孝則, 丹羽伸次, 大橋一也: CT における金属ワイヤによる MTF の測定法. *日本放射線技術学会雑誌* **64**, 672-680, 2008
- 12) 吉田豊, 徳森謙二, 岡村和俊, 吉浦一紀: 実効線量と画像の物理特性による歯科用コーンビーム CT と multi-detector row CT の比較. *日本放射線技術学会雑誌* **67**, 25-31, 2009
- 13) Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T: Modulation transfer function evaluation of cone beam computed tomography for dental use with the oversampling method. *Dentomaxillofacial Radiology* **39**, 28-32, 2010

- 14) Ozaki Y, Watanabe H, Nomura Y, Honda E, Sumi Y, Kurabayashi T: Location dependency of the spatial resolution of cone beam computed tomography for dental use. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology* **116**, 648-655, 2013
- 15) Kayugawa A, Ohkubo M, Wada S: Accurate determination of CT point - spread - function with high precision. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* **14**, 216-226, 2013
- 16) Choi J-W: Factors affecting modulation transfer function measurements in cone-beam computed tomographic images. *Imaging science in dentistry* **49**, 131-137, 2019
- 17) Boone JM: Determination of the presampled MTF in computed tomography. *Medical Physics* **28**, 356-360, 2001
- 18) Samei E, Flynn MJ, Reimann DA: A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Medical physics* **25**, 102-113, 1998
- 19) 福永正明, 大西英雄, 松友紀和, 山本浩之: CT 画像計測プログラムを用いた円形エッジ法における標的径と FOV に対する MTF 測定精度. *日本放射線技術学会雑誌* **72**, 489-495, 2016
- 20) Takata T, Ichikawa K, Mitsui W, Hayashi H, Minehiro K, Sakuta K, Nunome H, Matsubara K, Kawashima H, Matsuura Y: Object shape dependency of in-plane resolution for iterative reconstruction of computed tomography. *Physica Medica* **33**, 146-151, 2017
- 21) 日本規格協会: 医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法 第 3-5 部 : 受入試験－診断用 X 線装置. *JIS Z 4752-3-5*, 2008
- 22) 杉原義人: CBCT の画質性能および線量における関連規格の概説並びに画質性能の国際標準化の提案. *歯科放射線* **55**, 15-21, 2015
- 23) Watanabe H, Wagatsuma T, Nomura Y, Honda E, Kurabayashi T: Spatial resolution of FineCube, a newly developed cone-beam computed tomography system. *Oral Radiology* **26**, 56-60, 2010
- 24) Fujita H, Tsai D-Y, Itoh T, Doi K, Morishita J, Ueda K, Ohtsuka A: A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. *IEEE Transactions on medical imaging* **11**, 34-39, 1992
- 25) 東出了, 市川勝弘, 國友博史, 澤田道人: エッジ法による presampled MTF の簡便な解析方法の提案と検証. *日本放射線技術学会雑誌* **64**, 417-425, 2008
- 26) Abràmoff MD, Magalhães PJ, Ram SJ: Image processing with ImageJ.

- Biophotonics international **11**, 36-42, 2004
- 27) Ghani M, Ren L, Yang K, Chen W, Wu X, Liu H: Characterization of operating parameters of an in vivo micro CT system. SPIE BiOS **9709**, 2016
 - 28) European Federation of Organisations for Medical Physics: Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA protocol.(https://www.efomp.org/uploads/2d23d153-b77c-4161-802c-5b8422d15e29/EFOMP_IAEA_ESTRO_%20CBCT_2019_05_27.pdf) (Accessed 21 October 2021.).
 - 29) Panjnoush M, Kheirandish Y, Kashani PM, Fakhar HB, Younesi F, Mallahi M: Effect of exposure parameters on metal artifacts in cone beam computed tomography. Journal of Dentistry (Tehran, Iran) **13**, 143, 2016
 - 30) Van de Castele E, Van Dyck D, Sijbers J, Raman E: The effect of beam hardening on resolution in X-ray microtomography. Medical Imaging 2004: Image Processing **5370**, 2089-2096, 2004

付 図

図表の説明

Table 1 Scan parameters for FineCube and Aquilion.

Table 2 Measured 50%MTF, 10%MTF and 0% MTF values (in the unit of cycles/mm) for FineCube and Aquilion for various reconstruction filters and different DFOVs.

Table 3 Wire method used in previous studies.

Figure 1 CBCT and CT device. A: CBCT (FineCube) B: CT (Aquilion)

Figure 2 The phantoms used to calculate MTF. A: DVT_KP phantom B: wire phantom

Figure 3 DVT_KP phantom position in Aquilion and FineCube. A: Position the DVT_KP phantom into the CT gantry. B: The original metal jig with the DVT_KP phantom rotated 2° in the Aquilion. C: Position the DVT_KP phantom in FineCube.

Figure 4 Wire phantom position in Aquilion and FineCube. A: Position the wire phantom horizontally into alignment with the laser lights. B: Position the bottom of the wire phantom horizontally to the ground floor.

Figure 5 The selected ROI image of the DVT_KP phantom.

Figure 6 A: A Schematic of ESF curve. B: An example of the slanted edge image.

Figure 7 Extrapolate in the ESF to reduce cupping artifacts caused by beam hardening.

Figure 8 LSF obtained by the Edge method with the ROI sizes of 52×52 pixels(A) and 26×26 pixels(B).

Figure 9 Example of the zeroing process to forces the LSF tails to zero values.

Figure 10 Images of DVT_KP phantom at the right edge to calculate MTF in FineCube (A) and Aquilion (B-I) for various reconstruction filters and DFOVs.

Figure 11 ESF curves for some different filters and DFOVs in FineCube and Aquilion.

Figure 12 LSF curves obtained from differentiating the ESF for some different filters and DFOVs in FineCube and Aquilion.

Figure 13 MTF curves with the edge method in FineCube and Aquilion.

Figure 14 Comparison of the LSF curves (A) and MTF curves (B) calculated from the ESF before and after extrapolation and from the PSF with the wire method.

Figure 15 Images of the wire phantom acquired with FineCube (A) and Aquilion (B-E) .

Figure 16 LSF curves obtained from wire phantom.

Figure 17 Comparison of the MTF curves calculated from the edge method and wire method for some different filters and DFOVs.

Figure 18 LSF curves in the Aquilion (soft kernel FC04, DFOV 80 mm) before the zeroing process.

Table 2

	FineCube	Aquilion
Tube voltage (kV)	90	120
Tube current (mA)	4	120
Focal spot size (mm)	0.2 × 0.2	1.1 × 1.3
Exposure time (sec/rotation)	16.8	0.75
Slice Thickness (mm)	0.146	0.5
Scan mode	Wide area mode	Helical

Table 2

phantom	scanner	DFOV	Filter	50%MTF (cycles/mm)	10%MTF (cycles/mm)	0%MTF (cycles/mm)
DVT_KP	FineCube	81 mm×75 mm	-	1.05	2.30	3.07
phantom	Aquilion	80 mm×80 mm	FC04	0.39	0.73	1.16
			FC13	0.33	0.74	1.17
			FC30	0.75	1.02	1.41
			FC52	0.86	1.08	1.51
	160 mm×160 mm	FC04	0.37	0.71	1.08	
		FC13	0.33	0.71	1.20	
		FC30	0.73	0.97	1.40	
		FC52	0.86	1.06	1.42	
Wire	FineCube	81 mm×75 mm	-	1.04	2.31	3.07
phantom	Aquilion	80 mm×80 mm	FC04	0.41	0.75	1.28
			FC13	0.34	0.73	1.25
			FC30	0.79	1.04	1.37
			FC52	0.89	1.11	1.56

Table 3

Year	Author	Material	Diameter	CBCT	CT
2008	Ichikawa et al. ¹¹	Copper	0.1 mm 0.15 mm 0.2 mm		Somatom Volume Zoom
2010	Yoshida et al. ¹²	Stannum	0.1 mm	CB MercuRay 9	Aquilion TSX-101A
2010	Watanabe et al. ¹³	Tungsten	0.1 mm	3D Accuitomo	
2013	Ozaki et al. ¹⁴	Tungsten	0.1 mm	FineCube v.12 3DX FPD8	
2013	Kayugawa et al. ¹⁵	Copper	0.18 mm		Asteion4
2015	Choi et al. ¹⁶⁾	Stainless steel	0.25 mm	Alphard Vega	



A



B

Figure 8



A



B

Figure 9

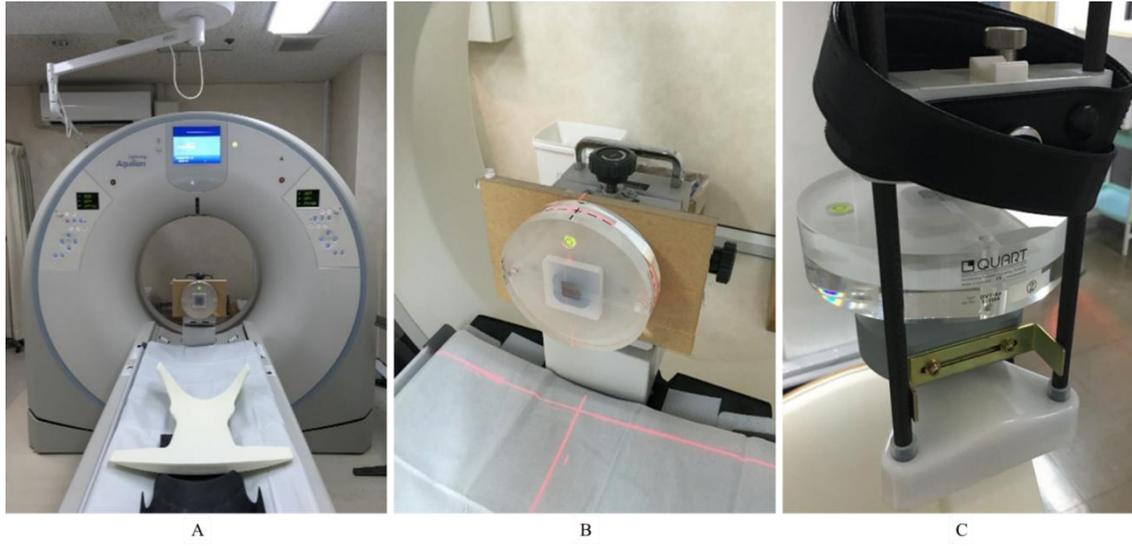
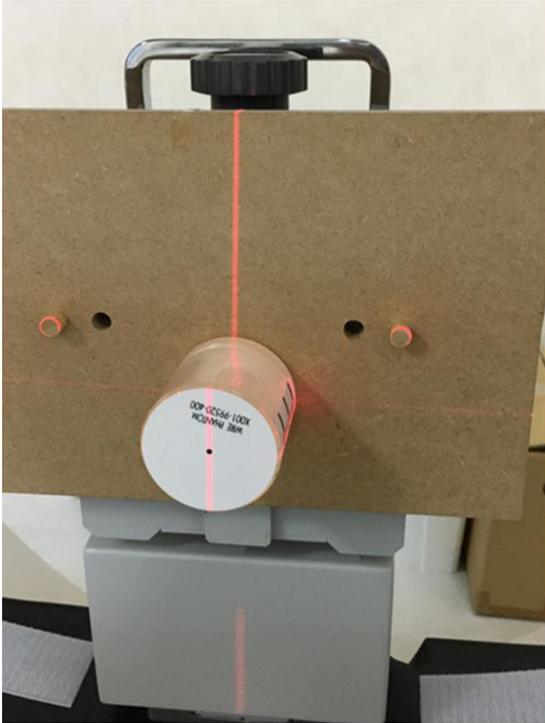
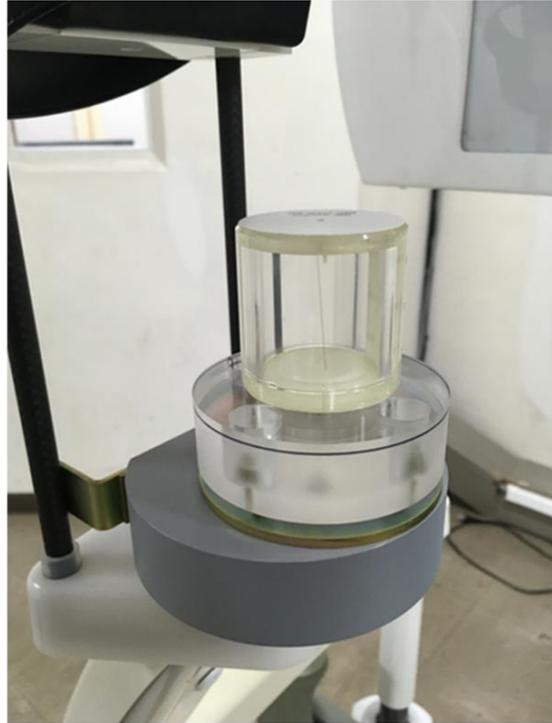


Figure 10



A



B

Figure 11

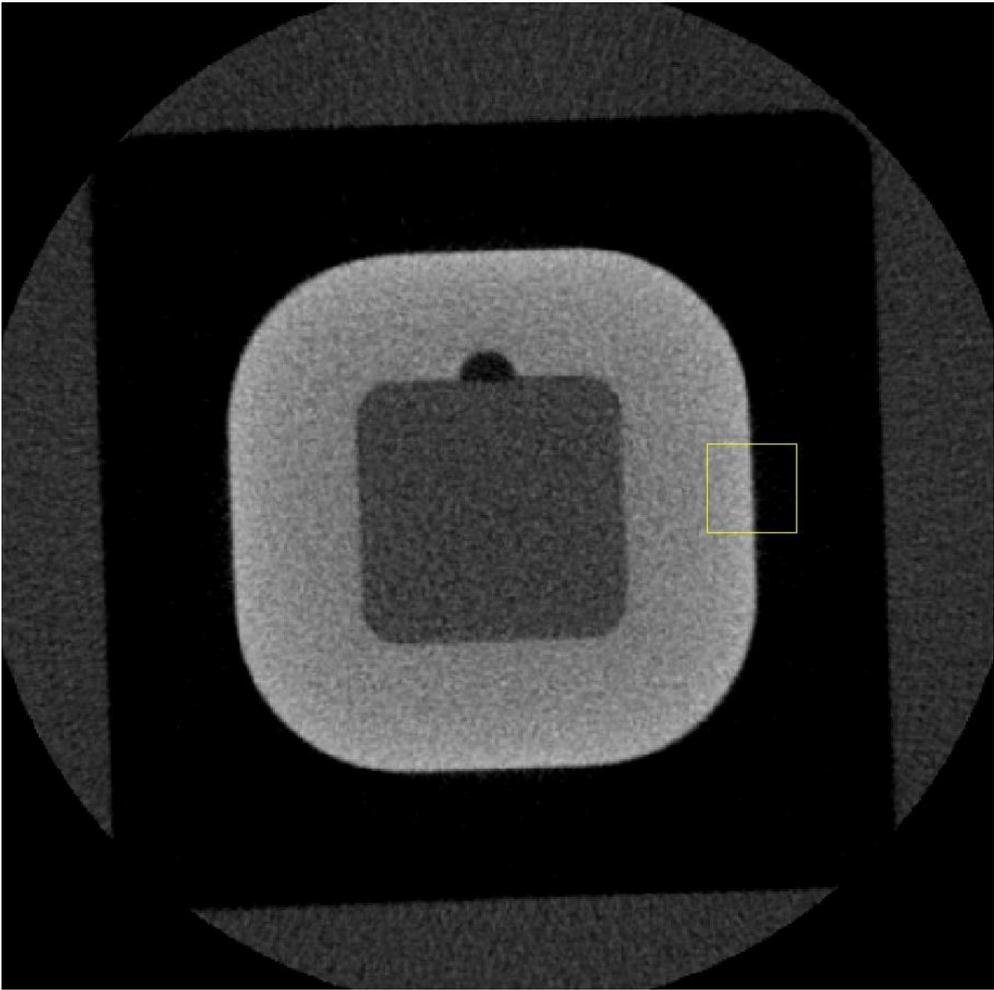
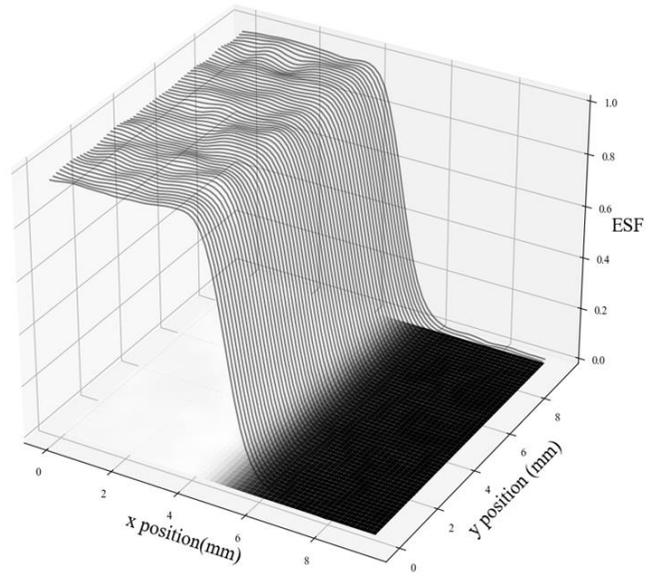
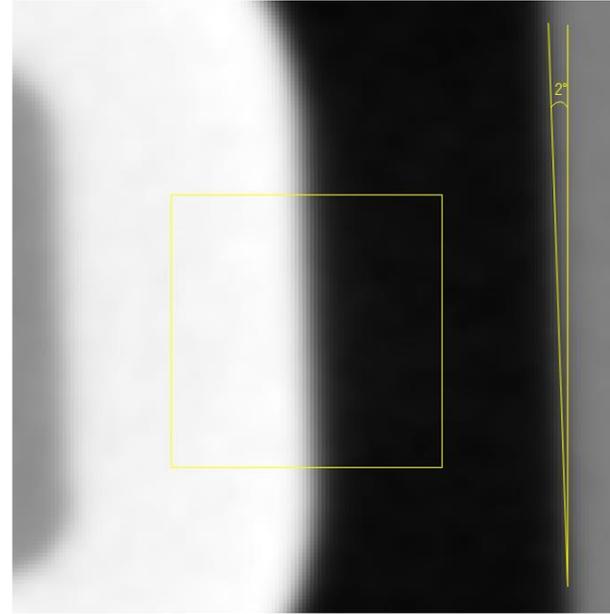


Figure 12



A



B

Figure 13

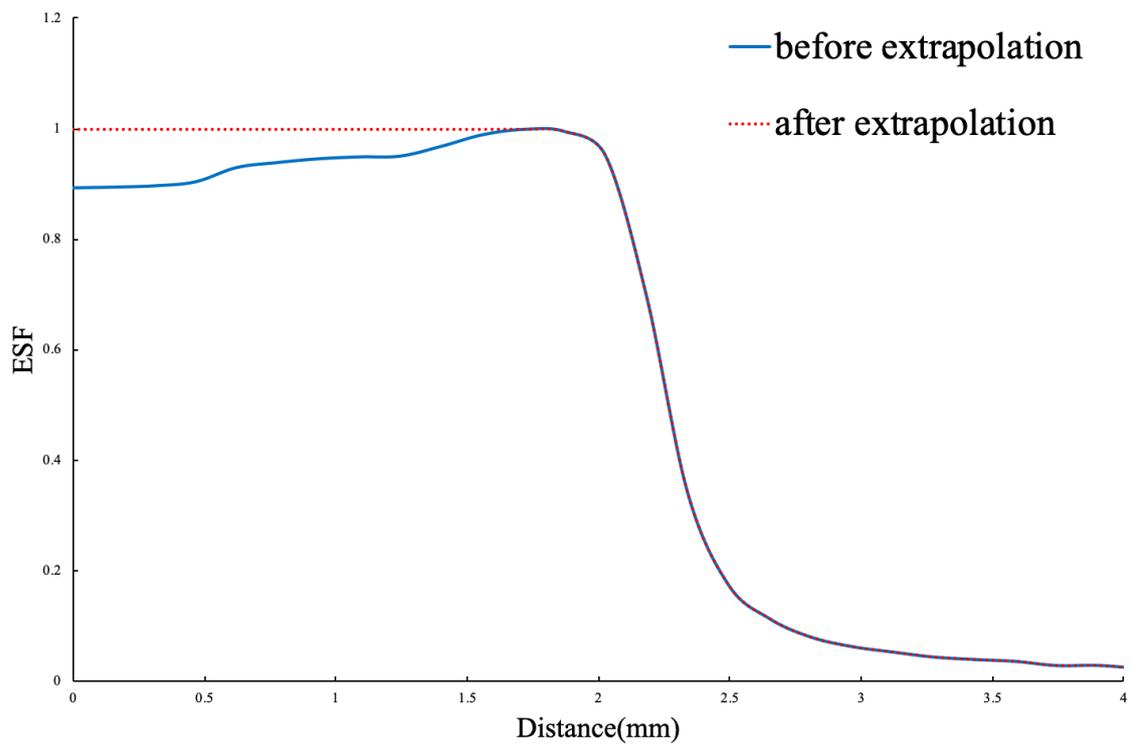
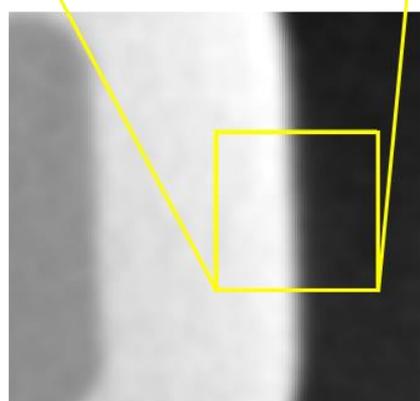
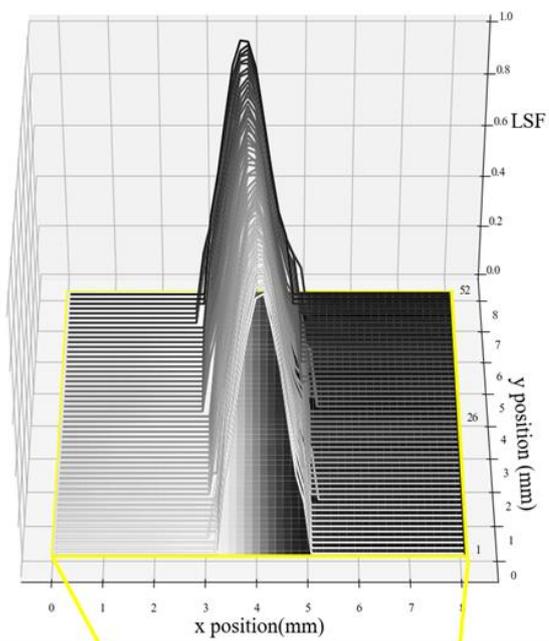


Figure 14

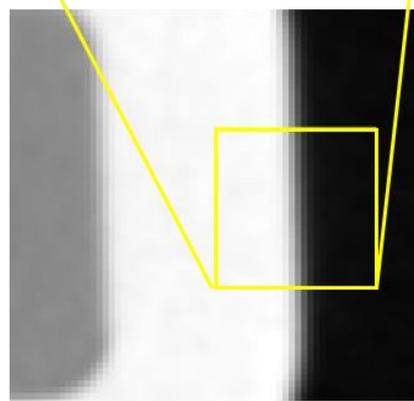
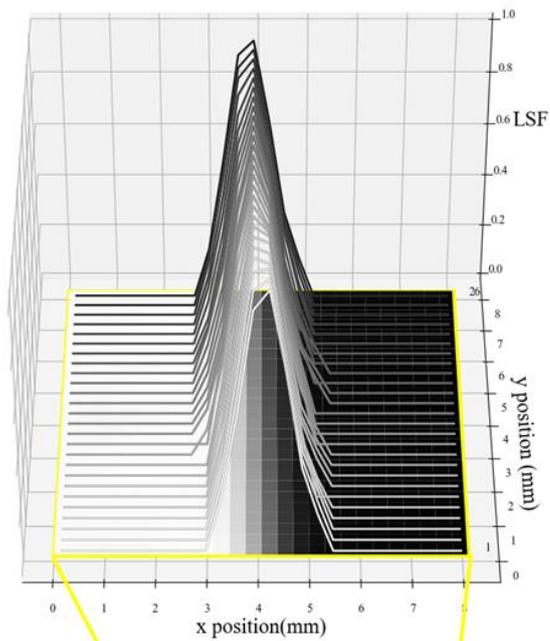
DFOV 80mm



52×52 pixels ROI

A

DFOV 160mm



26×26 pixels ROI

B

Figure 8

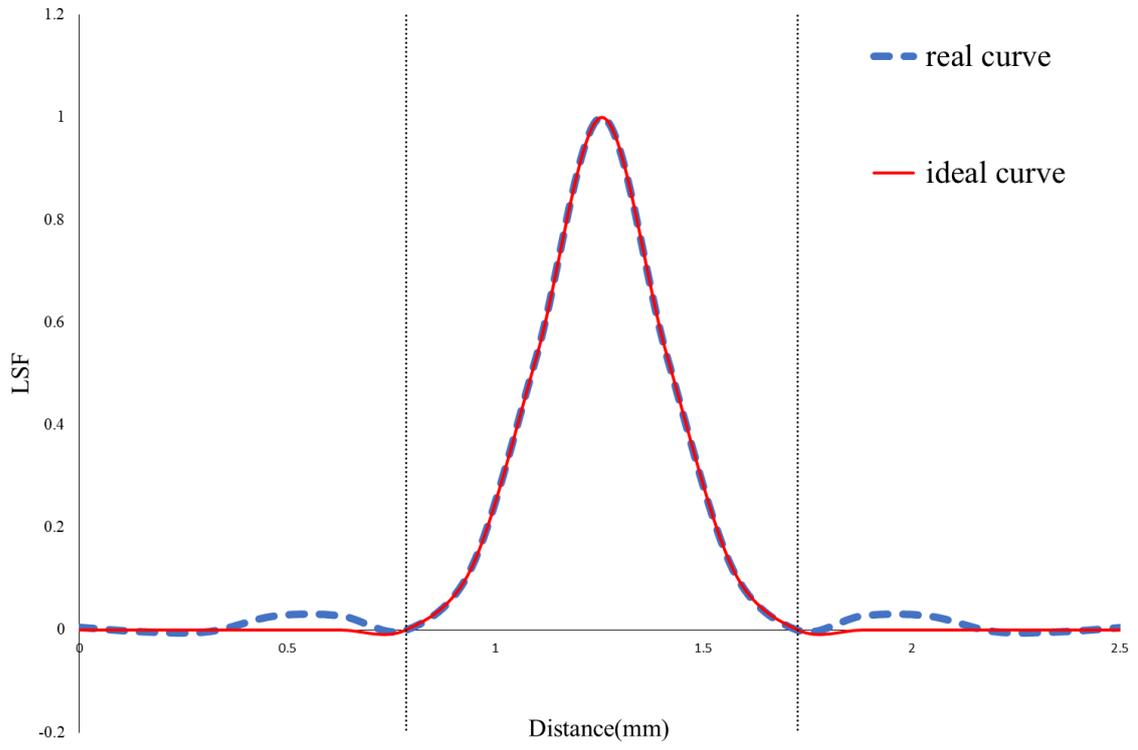


Figure 9

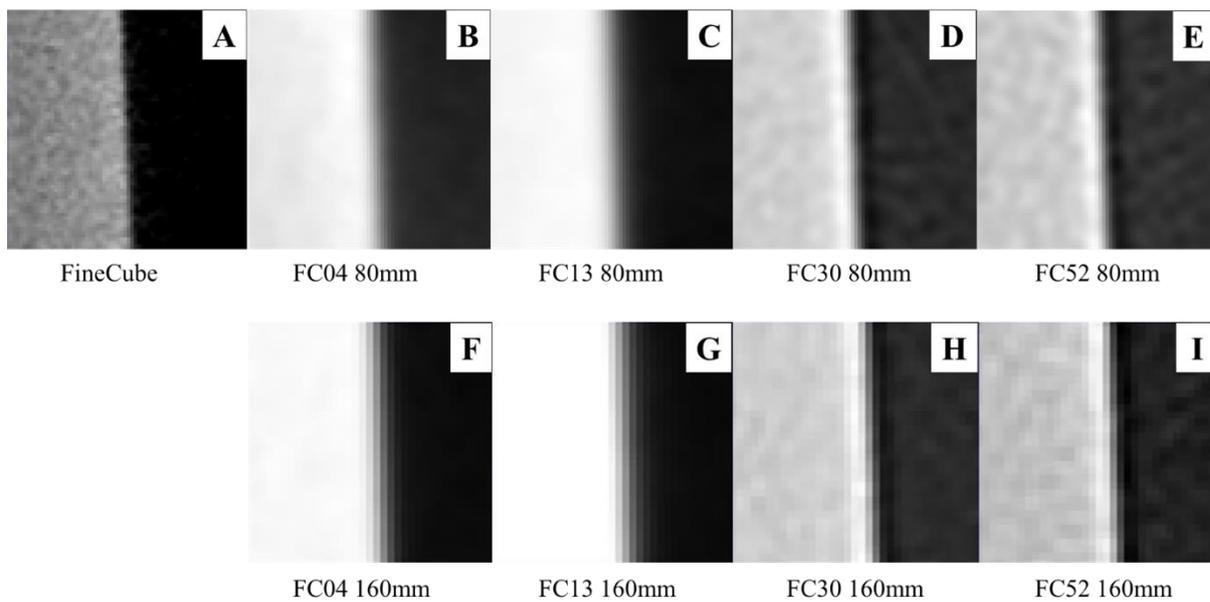


Figure 10

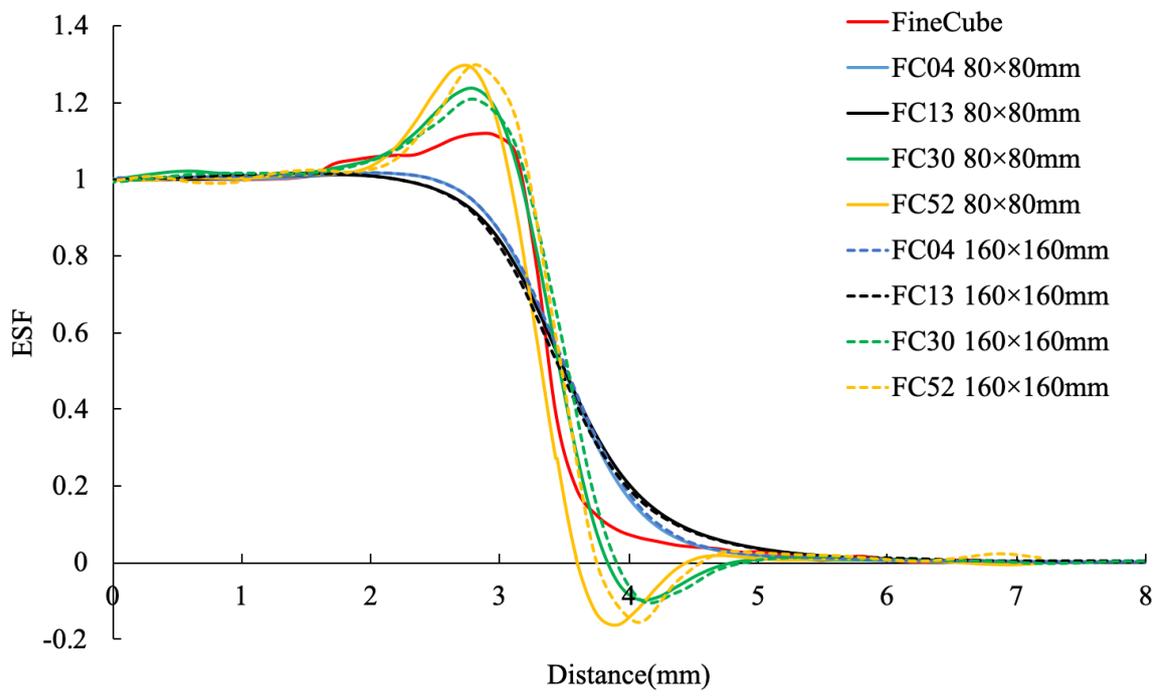


Figure 11

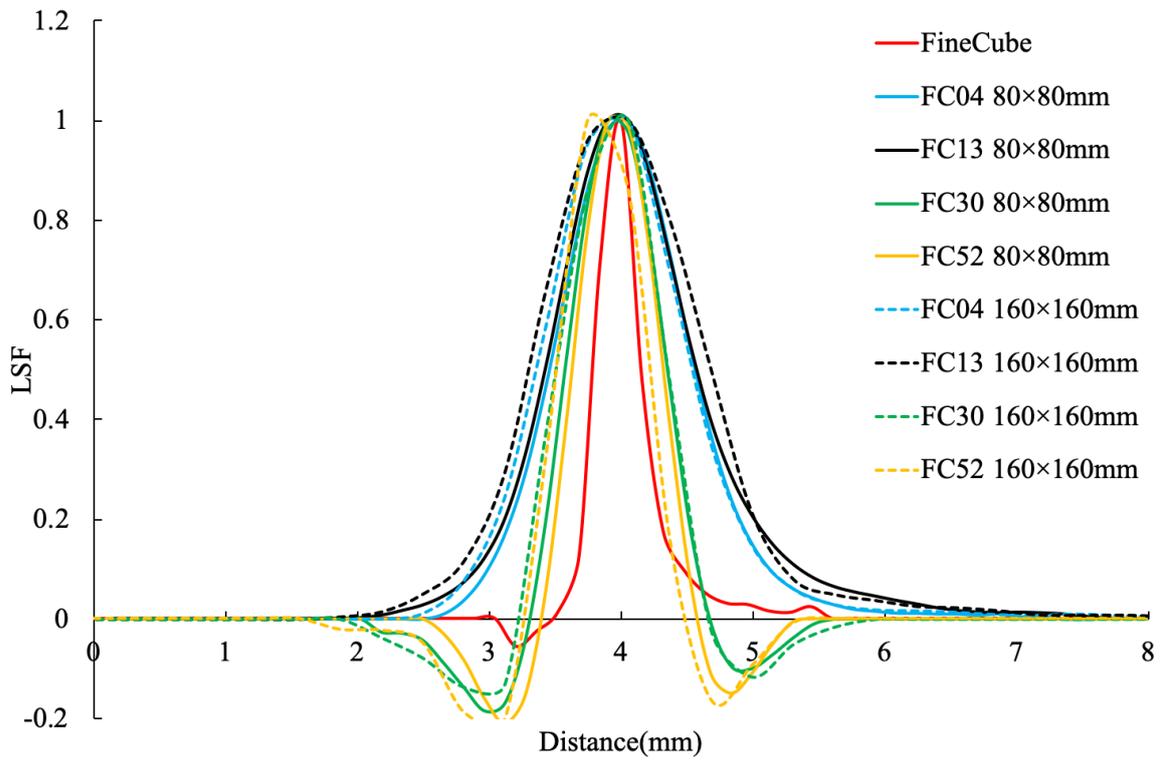


Figure 12

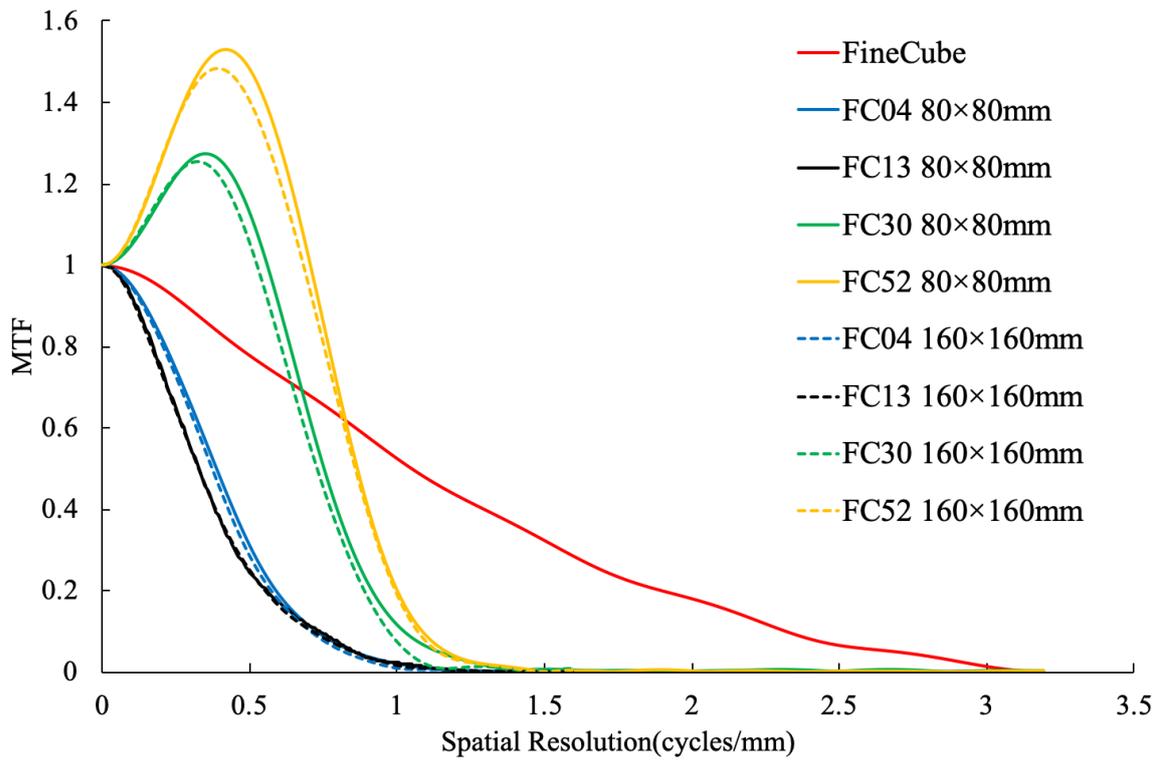
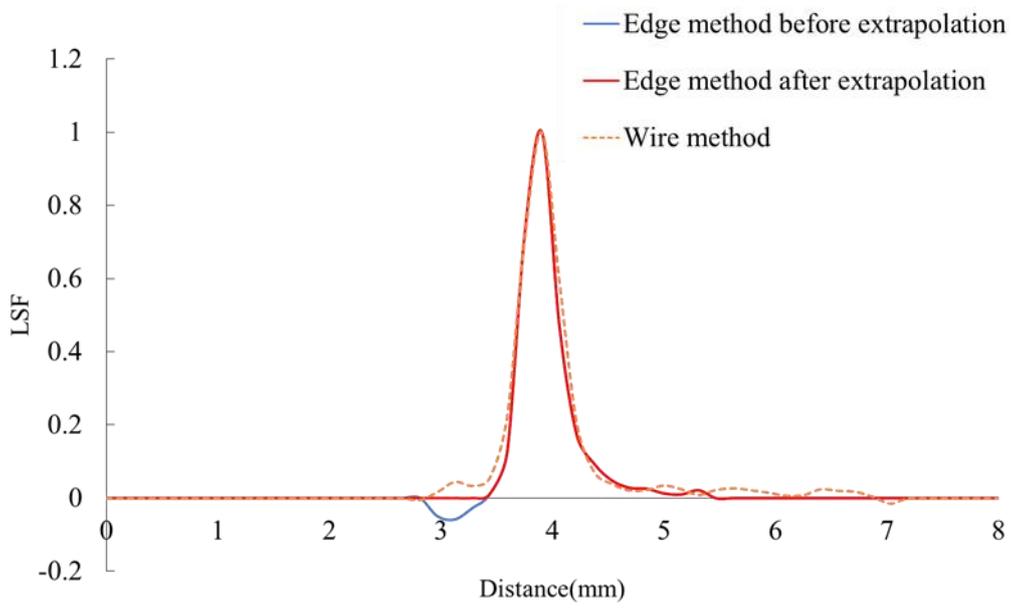
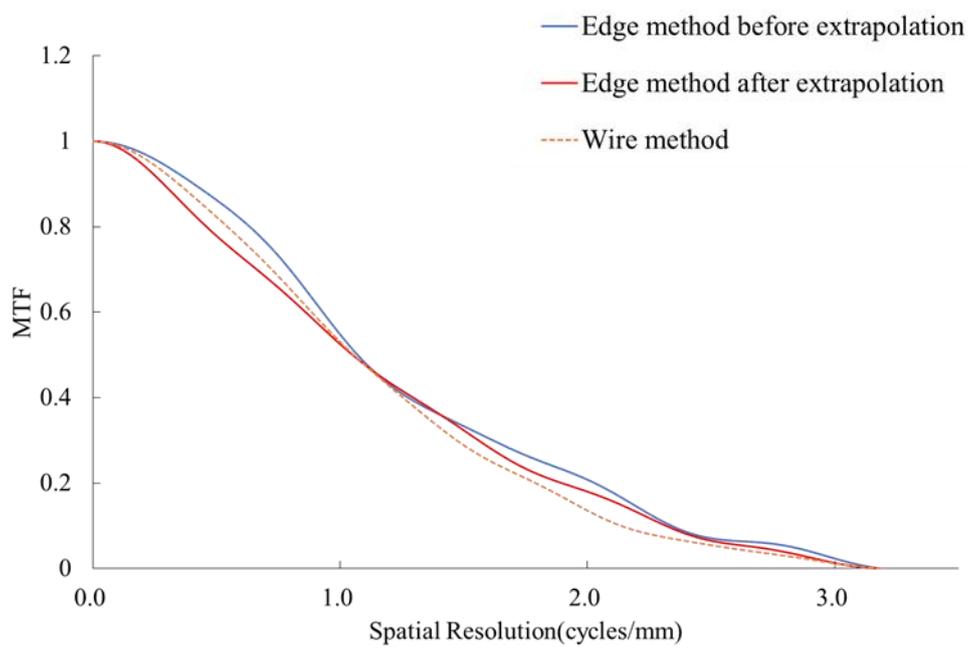


Figure 13



A



B

Figure 14

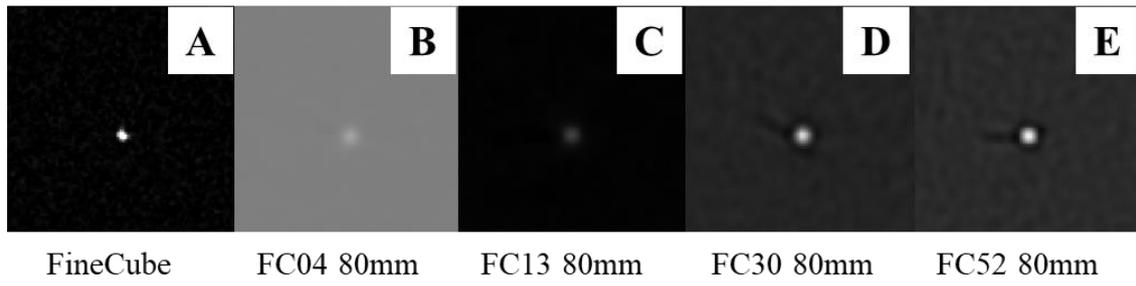


Figure 15

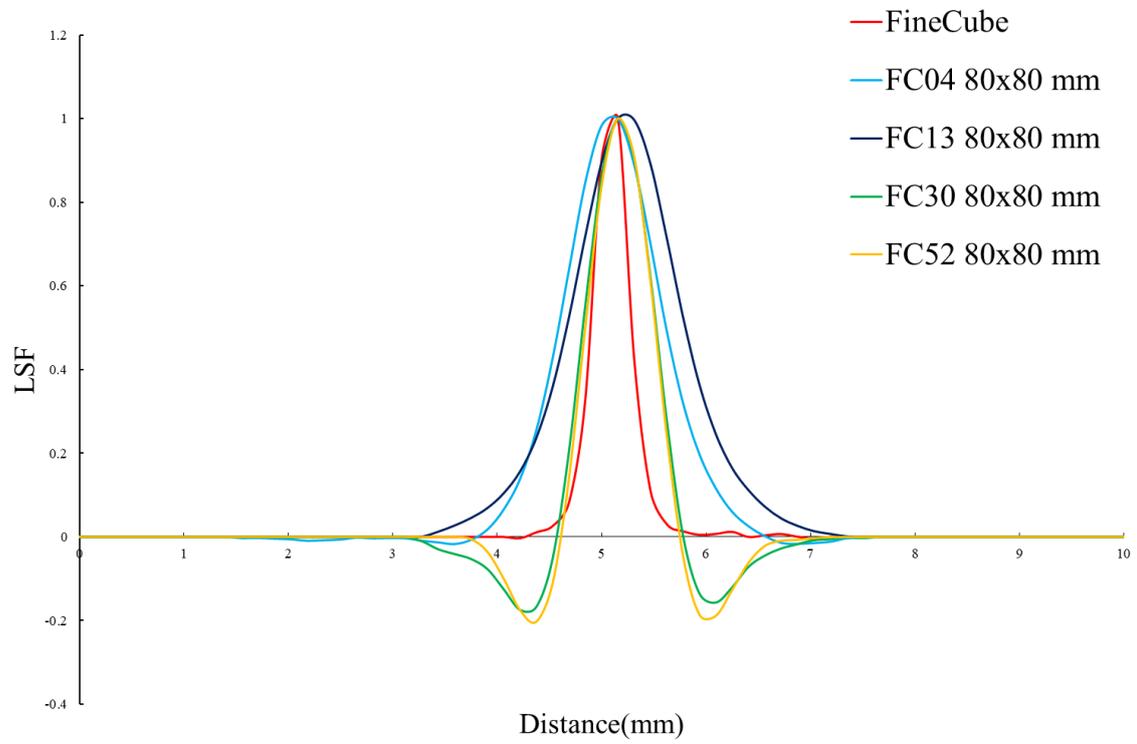


Figure 16

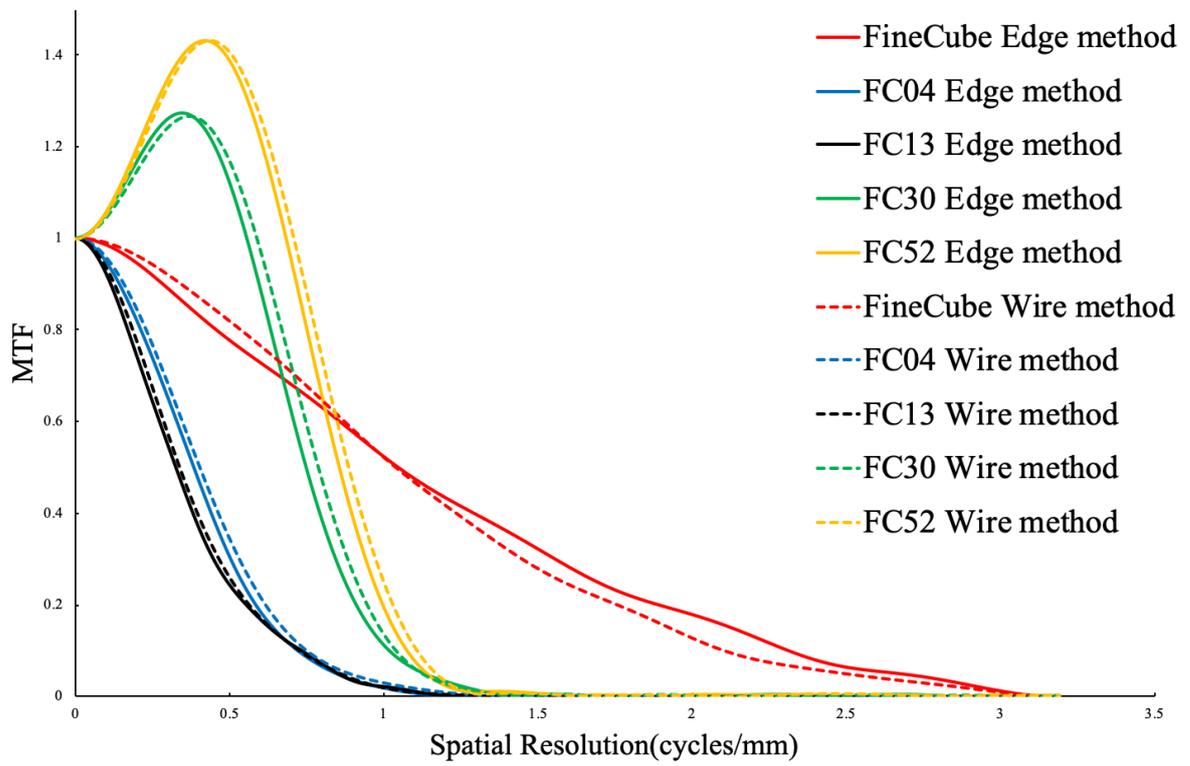


Figure 17

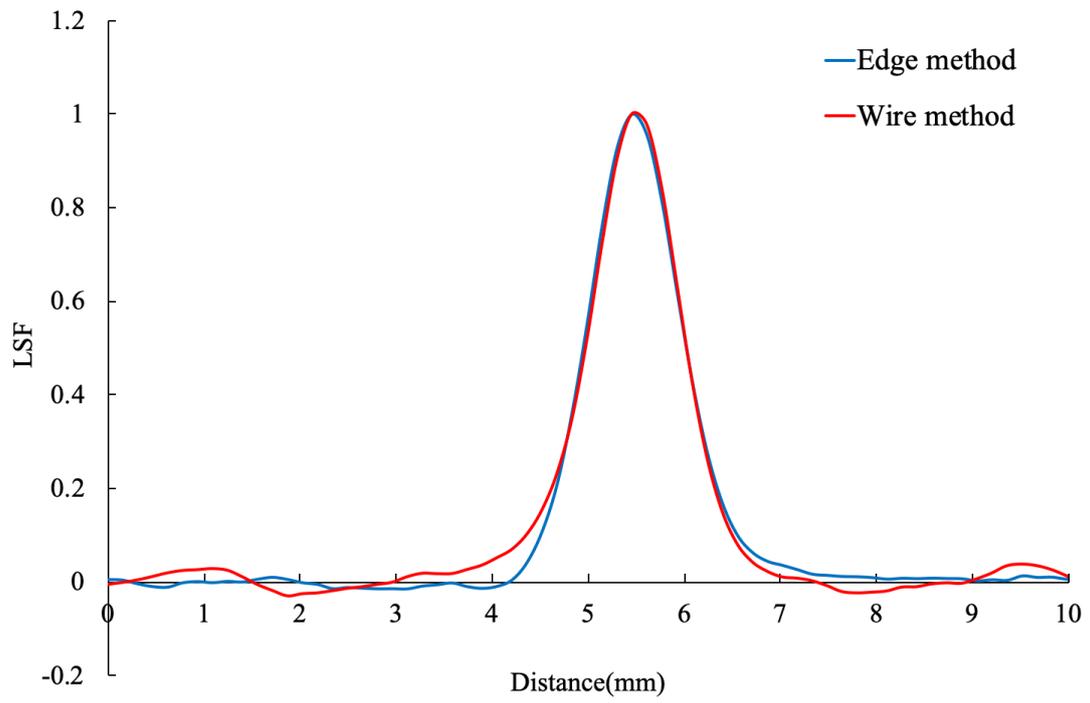


Figure 18